

Die Mikrobeweglichkeit der Vereinigung Implantat-Abutment

Der Test-Bericht

(das Bio3Implantat – das Progressive Implantat Ø 4,2)

Das Departement der orthopädischen Stomatologie

Goethe-Universität Frankfurt-am-Main

Der Direktor: der Professor der H.Ch. Lauer

Dipl.-Ing. H. Zipprich

die Adresse:

Teodors-Schtern-Kei 7 Str., das Haus 29
60596 Frankfur-am-Main

Das Datum: **30 апреля 2015**

E-Mail: Zipprich@em.uni-frankfurt.de

Das Fax: (069) 6301-3711

Der Körper: (069) 6301-4714

Der Inhalt

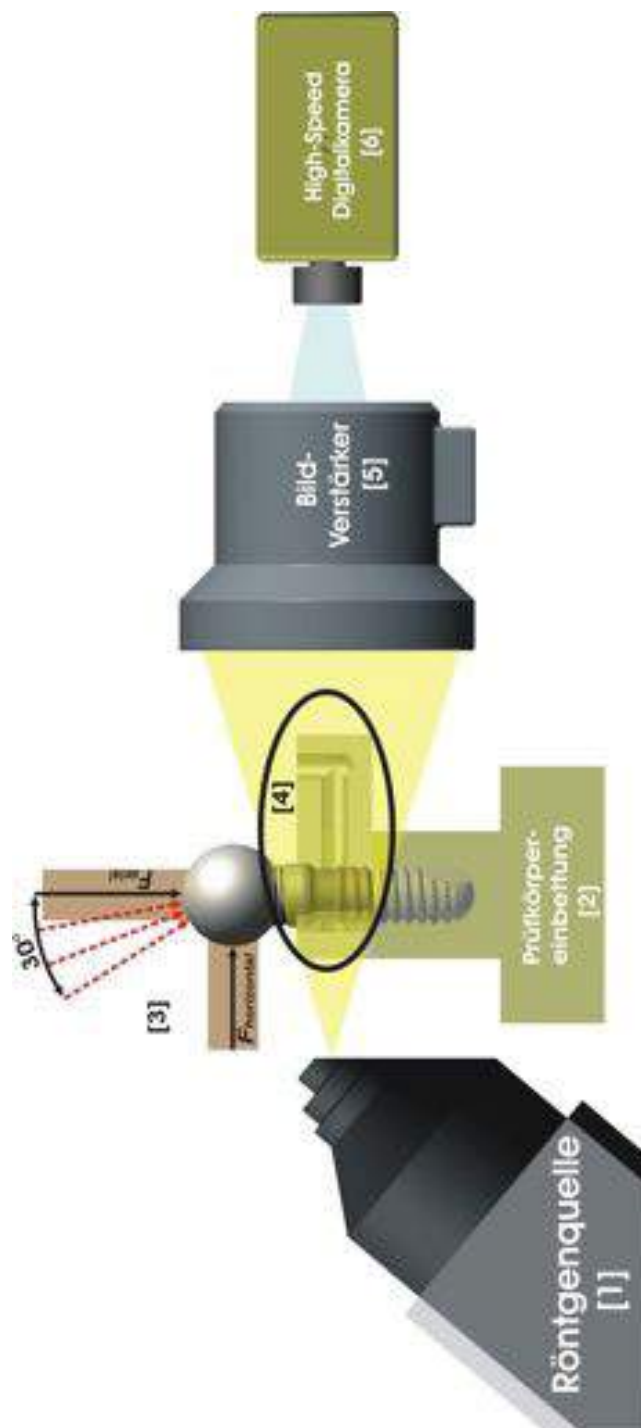
1	Die Material und die Methode	3
2	Die experimentale Anlage.....	3
2.1	Die Quelle der Röntgenausstrahlung.....	5
2.2	Der Kontrollmuster	7
2.3	Die Herstellung der Kontrollmuster.....	7
2.4	Der Kaustimulator	16
2.5	Der Verstärker des Röntgenogramm (VR)	18
2.6	Die schnellfliegende digitale Kamera	18
2.7	Die Regelung der Belastung.....	21
2.8	Die Bewertung	22
3	Die Ergebnisse	23
4	Die Ergebnisbewertung	29

1. Das Material und die Methode

Um die Existenz des Mikrospielraums auf den Zahnimplantate zu studieren, es war der spezielle Test entwickelt. Für jeden geprüften Typ des Implantats waren fünf Kontrollmuster hergestellt. Jedes Kontrollmuster imitiert der Krone mit dem Aufbau auf das Implantat auf dem Gebiet des Mahlzahns des oberen Kiefers. Bei der Auslastung in zweidimensional Kaustimulator die Kontrollmuster sind von den ständig und auseinandergehender Röntgenstrahlen bestrahlen. Nach der Transformation des Röntgenstrahls ins sichtbare Licht waren die Ergebnisse waren auf die digitale Hochgeschwindigkeitskamera aufgezeichnet. Die Ergebnisse werden die Informationen über die Existenz (die Abwesenheit) der Mikrobeweglichkeit der Vereinigung der Oberflächen des Abutment mit den inneren Logen des Implantats gewähren.

2. Die experimentale Anlage

Die experimentale Anlage ist auf der Zeichnung 1 schematisch vorgeführt. In der Quelle der Röntgenausstrahlung: [1] Die Analyse musterhaften Kontrollmusters, das in zweidimensionalen Kaustimulator [3] [2 beladen ist; 4]. Die Röntgenausstrahlung wird in Video den Verstärker [5] ins sichtbare Licht umgewandelt umsetzen. Die Zahl des Lichtes, das aus Videos des Verstärkers hinausgeht, gerät zum CCD-Sensor der digitalen Hochgeschwindigkeitskamera [6]. Nachdem sendet die Kamera das digitale Signal auf den Computer ab, dann der Computer schafft Röntgenvideo der Bewegungen zwischen den Abutment und Implantat.

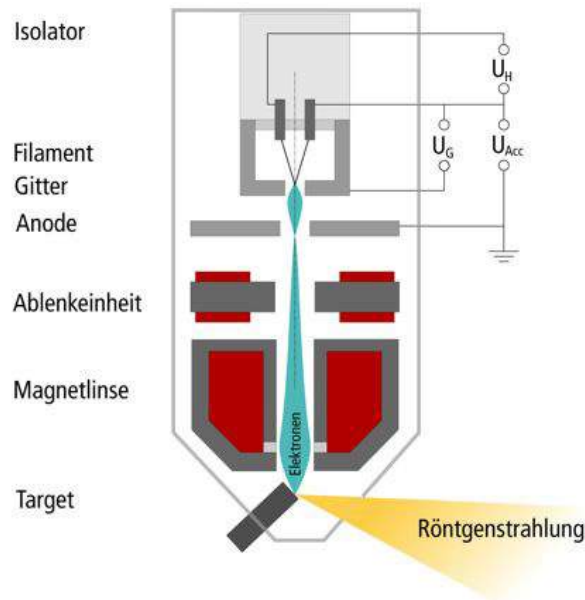


Die Abb. 1:
Die schematische Vorstellung der experimentellen Anlage.

- [1] = die Quelle der Röntgenausstrahlung
- [2] = das eingebaute Kontrollmuster
- [3] = der Kaustimulator
- [4] = der Ersatz des Geifer / kontrastreich Röntgenstoff
- [5] = der Verstärker das Röntgenogramm
- [6] = die digitale Hochgeschwindigkeitskamera

2.1 Die Quelle der Röntgenausstrahlung

Während der gegebenen Forschung war der Röntgenblock als FXS-160.50 verwendet. (Der scharfe Brennpunkt der Röntgensysteme, www.yxlon.de). Die Abb. 2 illustriert das schematische Diagramm des verwendeten Röntgenblocks.



Die Abb. 2 die Schematische Struktur des Röntgenröhrens.

Die verwendeten spezifischen Daten für die Quelle der Röntgenausstrahlung sind in der Tabelle für die Bezeichnung 1a und b angegeben.

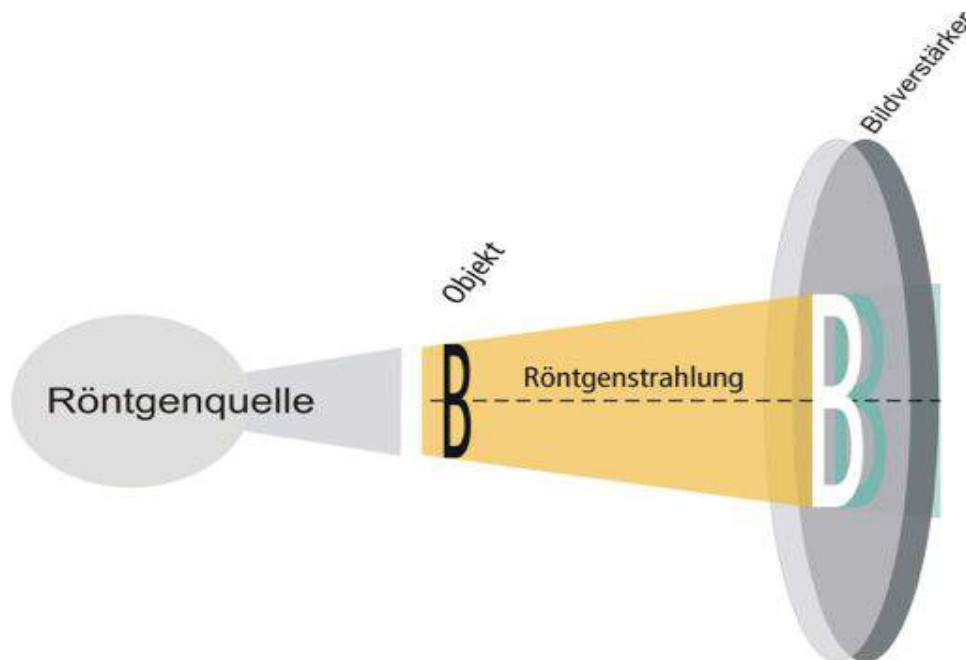
<p>Die Charakteristiken der Strahlung</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Der Winkel der Aussendung: 40° ▪ Das drehende Objekt ▪ Das Material des Objektes: das Wolfram mit dem Filterberyll
--	--

Tab. 1a: Die spezifischen Daten der Quelle der Röntgenausstrahlung

Die Umfänge	<ul style="list-style-type: none"> ▪ die Anstrengung 5 - 160 kW ▪ Der Strom des Objektes 0 - 1,0 MWS ▪ Das ununterbrochene Regime (+ die Abkühlung): 160 Watt ▪ Der regulierte Umfang des Brennweitfleckes 3 - 1000 μm
--------------------	--

Tab. 1b: Die spezifischen Daten der Quelle der Röntgenausstrahlung

Der verwendete Röntgenblock – der ständige Strahler, mit dessen Hilfe sich die Röntgenausstrahlung ist zerstreut erstreckt. Die zerstreute Verteilung der Ausstrahlung bringt zur Vergrößerung des Bestrahlungsobjektes (siehe die Zeichnung 3).



Die Röntgenstrahlung

Der Umfang des Brennweitfleckes kann man bis zu 3 μm (die Abb. 1) regulieren, was theoretisch zur Lösung Maximum in 3 μm bringen kann. Aber man muss bemerken, dass die Macht der Lampe von 16 Watt erreichen soll, damit man den Umfang des Brennweitfleckes manuell bis zu 3 μm regulieren konnte. Die Vergrößerung und die Errungenschaft mehr als 16 Watt bringen zur Vergrößerung des Umfanges des Brennweitfleckes und der gleichzeitigen Verkleinerung der Lösung automatisch. Während der Forschung war die maximale Macht in 16 Watt verwendet. Zur Vermeidung der parasitischen Strahlung war der bleierne Bildschirm verwendet. In einer zugänglichen Serie der Tests war die geschlossene Hauptanstrengung in 120 kW und den Strom 0,1 MWS verwendet. Die Macht ist auf 12 Watt berechnet.

2.2 Die Kontrollmuster

Die Abb. 2 illustriert die geprüften Komponenten des Implantats.

Die Komponenten	der Umfang	Das Hinweis / № der Parteien:
Bio3 Implants	ø 4,2 mm	Das Hinweis: PTIB4.2/11.5
Progressive Implantat	L 11,5 mm	LOT-1: 0350728622 LOT-2: 0350728624 LOT-3: 0350728626 LOT-4: 0350700203 LOT-5: 0350700237
Bio3 Implants	ø 3,85 mm	Das Hinweis: GAB13
Der geraden Abutment, die Breite 13mm	L 13 mm	LOT-1: 0350517853 LOT-2: 0350616100 LOT-3: 0350616101 LOT-4: 0350616102 LOT-5: 0350616107

Die Abb. 2: die Geprüften Komponenten des Implantats.

2.3 Die Herstellung der Kontrollmuster

Die Herstellung der Kontrollmuster fordert bestimmte Vorbereitungsmaße, die niedriger beschrieben sind:

Die Herstellung der zementierten Schutzverlegungen

Die zementierten Schutzverlegungen bestehen aus dem Aluminium, die auf jedem Abutment mittels der Befestigung, unter polymerisationsfähig Ausnutzung des Verbundwerkstoffs verwendet waren; (3M Espe Nimetic™ Cem www.espe.de). Die Produktion aller zementierten Schutzverlegungen verwirklicht sich in der zentrifugalen Werkbank (die Gesellschaft emco Austria, emcotronic TM02 und emco turn 120).

Der Innendurchmesser der Aluminiumschutzverlegungen – 3mm, die Länge 6mm und das innere Schnitzwerk (M5 x 0,5mm) der variable Länge. Die Illustration führt die Abb. 4 zwei zementierte Schutzverlegungen vor. Die Schutzverlegungen helfen, die Belastungsbänder zu drehen, die höher beschrieben sind.



Die Abb. 4: die Zementierten Schutzverlegungen aus dem Aluminium.

Die Vorbereitung der Abutmenten

Die originelle Abutmenten waren nach den Produktionsspezifikationen und den Durchmessern hergestellt (siehe tab. 2). Für die gegebene Forschung alle Abutmenten waren auf der Werkbank bis zum Durchmesser 3,45mm (die Gesellschaft emco Austria, emcotronic TM02 und emco turn 120) bearbeitet. Nachher, allen Abutmenten waren dem Sandstrahlen mit Hilfe speziell der gesandstrahlt Ausrüstung sorgfältig untergezogen. Dieses Maß hat die Oberfläche für die beste Vereinigung zwischen der zementierten Verlegung und den Abutment vergrößert. Die Abb. 5a illustriert der typisch Abutment vor dem Fräsen, während auf der Abb. 5b derselben Abutment nach Maschinen- und des Sandstrahlenbehandlung illustriert ist.



Die Abb.5a: Das Implantat mit originellen Abutment (ohne Sandstrahl)



Die Abb.5b: Das Implantat mit dem Abutment unterworfen den Sandstrahl, einschließlich der fixierende Schraube.

Die Montage den Abutmenten

Die Sandstrahlenabutment wurden zu den Implantat der einverstanden produktiven Spezifikationen (Bio Implantat3 35 Ncm) fixiert. Dabei wurde der dynamometrische Schlüssel mit der Beschränkung nach dem Drehmoment 760 der Torsiometr (www.stahlwille.de) verwendet. Die Abb. 6 illustriert den verwendeten Schlüssel und alle empfohlenen Produktionsmomente des Zuges.



Die Abb. 6: der Schlüssel, der nach dem Drehmoment kontrolliert wird.

Die Produktion der Lastbefestigung

Die Lastbefestigungen für das intraossal Implantat und der Abutment war es der sphärischen Form für jedes Kontrollmuster entwickelt. Die Befestigung besteht aus dem Aluminium mit dem äußerlichen Durchmesser 8,0mm. Die Abb. 7 illustriert die Lastbefestigung der kugeligen Form.



Die Abb. 7: die Lastbefestigung der kugeligen Form

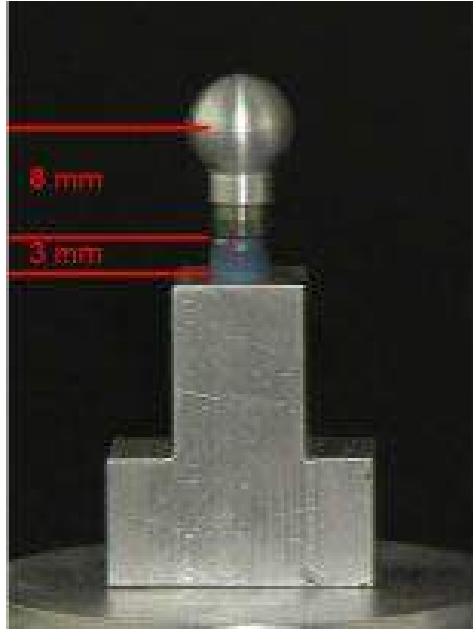
Das innere Schnitzwerk der äußerlichen kugeligen Verlegung entspricht dem äußerlichen Schnitzwerk der zementierten Schutzverlegung. Es lässt zu, die Höhe der kugeligen Verlegung zu ändern und, die Länge der Schulter des Hebels zu regulieren. Die Abb. 8 illustriert die Feinlandung der Lastbefestigung, geschraubt zur zementierten Schutzverlegung. Um die deutliche Landung der Befestigung der Ladung der sphärischen Form zu gewährleisten, verwendeten das Fluoroplastikfugendicht zusätzlich, die auftrugen Auf das äußerliche Schnitzwerk der zementierten Schutzverlegung.



Die Abb. 8: Die zementieren Schutzverlegung mit der zusammengedrehten sphärischen Ladung

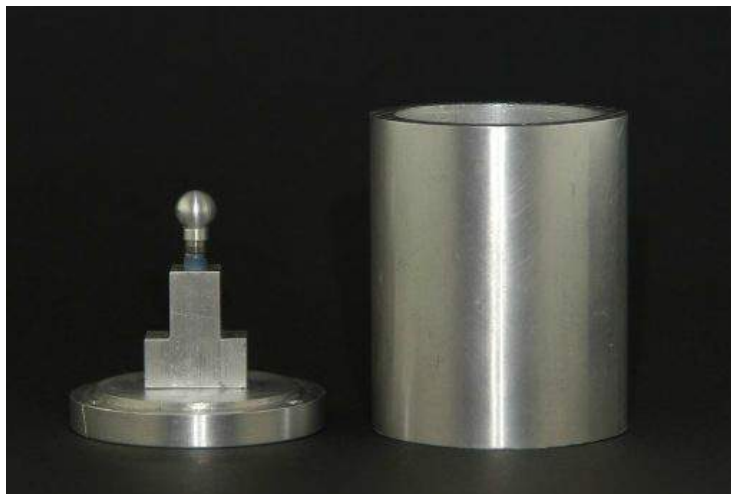
Die Produktion der Form des Ausgusses

Zwecks der Unifizierung des Ausgusses der Implantate für alle geprüften Muster war die Form des Ausgusses hergestellt. Die Herstellung der Form folgt laut eines und derselbe Protokolls immer. Der T-bildliche Block des Aluminiums (T1) war für jedes System der Implantate hergestellt. Der Block (T2) wird für die Herstellung der T-bildlichen Muster unter Ausnutzung Technovit® 4004 verwendet, in den jeder geprüft Implantat überflutet war. In T1 war das geprüft Implantat bestimmt. Die Position und die verwendeten Umfänge sind auf der Abb. 9 illustriert.



Die Abb. 9: Das Implantat, aufgestellt in der T-bildlichen Form (T1).

Die Form des Ausgusses war hergestellt, das Silizium (Copie sil® 18 Grundlagen und den Katalysator, dentona AG Dortmund verwendend). In die Ergänzung war mit Hilfe des Aluminiums die zylindrische Form für das Erhalten des Abdruckes entwickelt und hergestellt. Das entwickelt Implantat war an der Grundlage der zylindrischen Form T1, (die Abb. 10) mit Hilfe der Schraube befestigt.



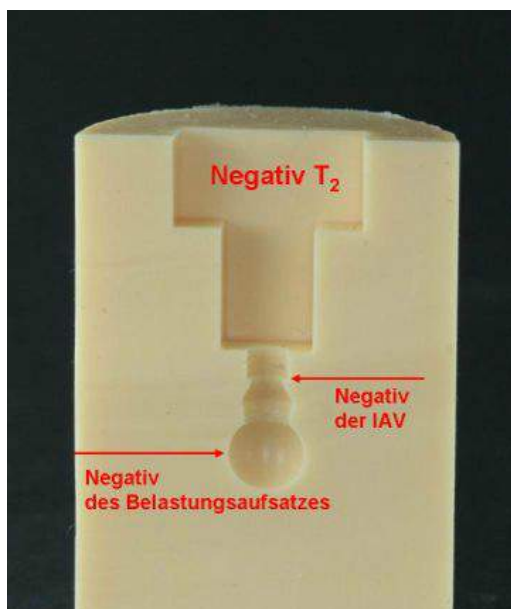
Die Abb. 10: die Form des Ausgusses mit T1 und das Implantat.

Nach der Befestigung und der Schraubenfixierung die zylindrische Form haben mit dem Silizium ausgefüllt (Copie sil® 18 Grundlagen und den Katalysator, dentona AG Dortmund) wie gezeigt in der Abb. 11.

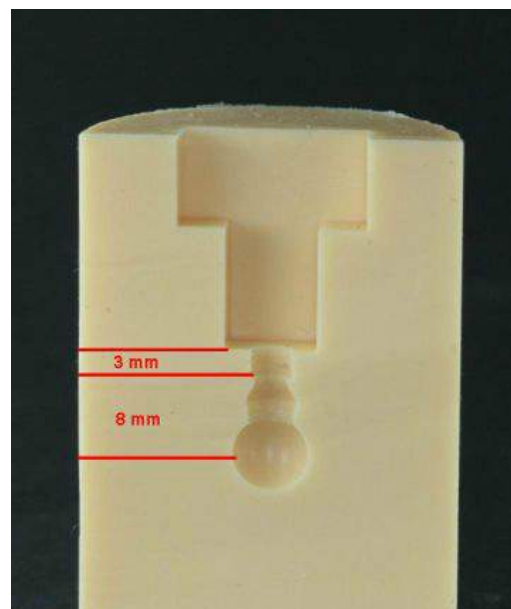


Die Abb. 11: der Ausguss des Siliziums in die Form.

Nach der Auseinandersetzung der zylindrischen Form und der Entfernung der Grundlage, die festhaltenden Schrauben von T1 geschwächt, kann das T-bildliche Muster aus der hergestellten Presseform wegen der hohen Elastizität des Siliziums leicht entfernt sein. Solche Form diente zur Ausgusseinrichtung für jedes abgesonderten Implantat, deshalb die Form des Ausgusses war für das System der Implantate abgesondert hergestellt. Auf der Abb. 12a und b ist die Form des Ausgusses im Schnitt illustriert.



Die Abb. 12 und: die Form des Ausgusses im Schnitt.



Die Abb. 12: die Entfernungen innerhalb der Form des Ausgusses. Die Darstellung nach der Norm DIN 14801

Jedes Implantat war in der Forschung unter Ausnutzung des umschreibenden Herangehens für die Einlage in die Form des Körpers des Implantats vorbereitet.

Der Ausguss des Körpers des Implantats

Ein Ergebnis der Vorbereitungsveranstaltungen ist der Prozess der Einlage des bestimmt intraossal Implantats mit einer bestimmten Weise des Abutments, der in dem Implantat festgelegt war. Auf diese orthopädische Grundlage wird die Aufgussverlegung gefestigt, und die Befestigung der Last ist so angeschraubt, um den Forderungen der Messung zu entsprechen, wie gezeigt ist in der Abb. 12. Auf der Abb. 13 wird fertig Implantat illustriert.

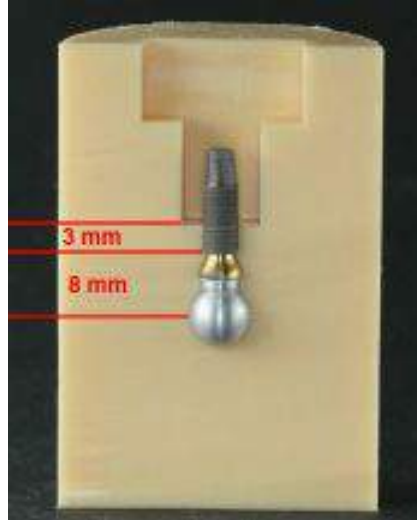


Die Abb. 13: Bio3 Implantat – Progressive Implantat mit der zementierten Schutzverlegung und der kugelige Ladung

Mit Hilfe der hergestellten Formen des Implantats sind unter Ausnutzung zweikomponenten durchsichtiger Materialien auf der Grundlage des Methylmetakrylats, in Form vom Pulver und der Flüssigkeit (Technovit® 4004 eingebaut; www.kulzertechnik.de). Die kugelige Ladung gewährleistet die genaue Position des Implantats in Form vom Ausguss (die Abb. 14a und b).

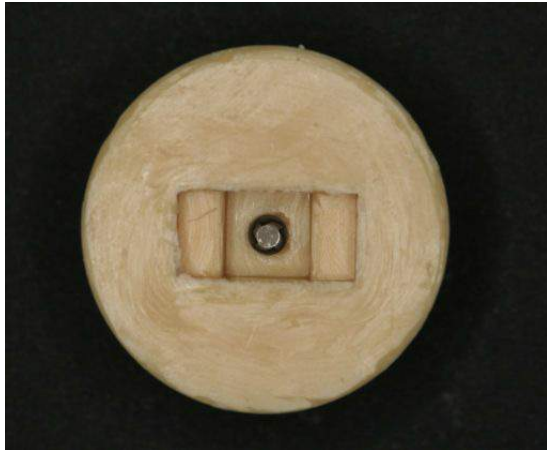


Die Abb. 14a: die Lage des Implantats in Form vom Ausguss; die Art im Schnitt.

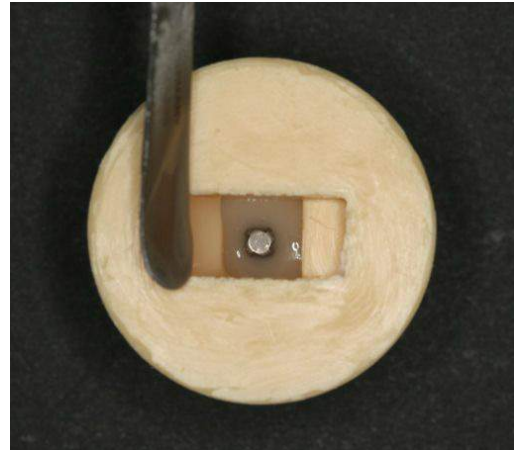


Die Abb. 14b: die Realisierung der Norm DIN 14801.

Nach der Unterbringung des Implantats in der Aufgussform, war die Höhle (T-bildlich) das Harz (Technovit® 4004 gefüllt; www.kulzer-technik.de). Die Abb. 15 illustriert das Implantat in Form vom Ausguss, und die Abb. 16 illustriert die Auffüllung der Höhle vom Harz.

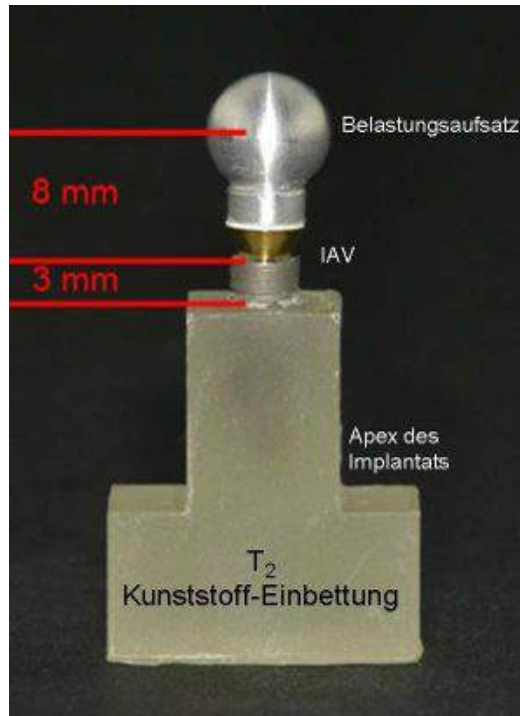


Die Abb. 15: Das Implantat in Form vom Ausguss; die Art auf der Apikalteil des Implantats.



Die Abb. 16: die Auffüllung der Form des Ausgusses vom Harz.

Nach der Polymerisation (die Daten des Produzenten werden 4-6 Minuten) des Implantats ins Harz fest überflutet und kann aus der Form entfernt sein. Die Abb. 17 stellt das Implantat nach der Entfernung aus der Form dar. Die Entfernung der Belastung, die sich in der Entfernung vom Zentrum der Kugel bis zu Das Hals des Implantats klärt, stellt sich 8mm (der Zutritt + / - 0,1mm) entsprechend gleich. Die Höhe des eingebauten Körpers des Implantats entspricht dem Teil des Implantats, der in den Knochen klinisch eingelebt ist. Einverstanden war der Standard DIN EN ISO 14801 Verlust des Knochenstoffes (die Resorption) 3 mm.

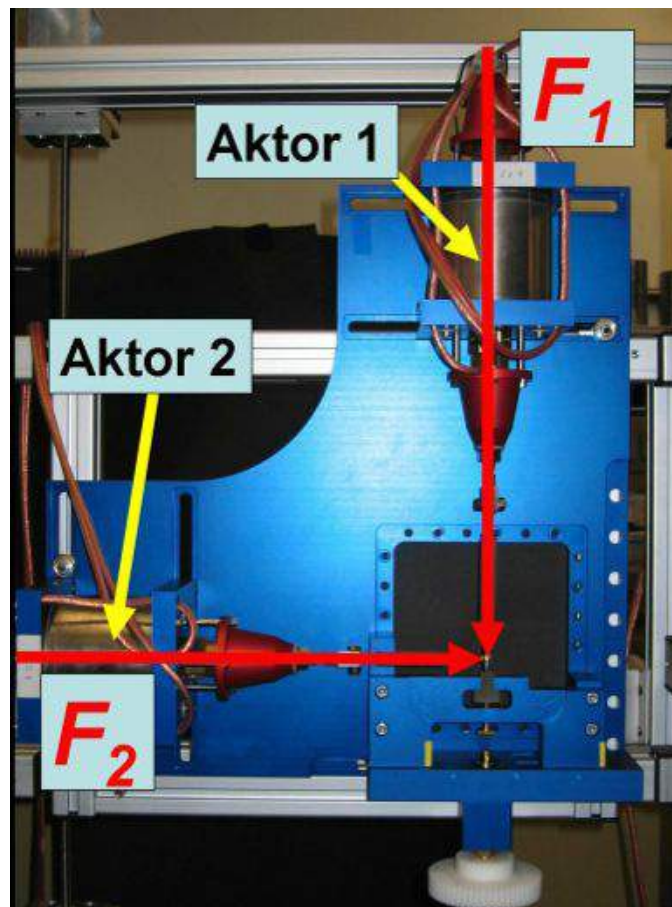


Die Abb. 17: sofort nach der Extraktion aus der Form.
Eingeschraubt des Implantats mit der kugeligen Ladung.
Das Beispiel des Standards DIN 14801.

Dieses Ausgussmaterial war gewählt, weil sich es das Modul der Elastizität ungefähr $2000 - 2300 \text{ N / mm}^2$ (Technovit® 4004, www.kulzer-technik.de gleichstellt) und, folglich ist die Bedeutungen als die spongiös Schicht des Knochens ein wenig höher. Die Bedeutungen des Knochens des Menschen wechseln von 1000 N / mm^2 (spongiös) und 10000 N / mm^2 (kortikal) wie bekannt ab. In der gegebenen Forschung wurde das Implantat mit der Stütze auf dem Mahlzahn des oberen Kiefers modelt. Der obere Kiefer besteht aus der spongiösen Schicht hauptsächlich, während der kortikal Knochen davon von der kompakten Struktur nur den kleinen Teil bildet. Deshalb umgibt der kortikal Knochen in den klinischen Bedingungen den kleineren Körperteil des Implantats, als die spongiöse Schicht. Das elastische Modul des hier verwendeten eingebauten Materials wählen so damit er das Modul der Elastizität der spongiösen Schicht erinnerte. Dabei wurde der Koeffizient des Einflusses die kortikalen Knochen berücksichtigt.

2.4 Der Kaustimulator

Während der gegebenen Forschung wurde zweidimensional Kaustimulator verwendet. «Frankfurter zweidimensional Kaustimulator» war unter anderem für die Prüfung der Vereinigungen Abutment und Implantat (VAI) entwickelt und geschaffen. Es lässt zu, die zweidimensionalen Kaukräfte zu verwenden. Auf den untersuchten Mustern und/oder VAI wird die beeinflussende Kraft mit Hilfe zwei elektro-dynamischer Antriebe erreicht. Die gegebenen Antriebe befinden sich in den rechten Winkeln in «Frankfurter zweidimensional Kaustimulator» (die Abb. 18).



Die Abb. 18: die Übersicht der Aufnahme des Kaustimators

Die Kraft-Zeit-Prozess ist variabel und reguliert in den verwendeten Antrieben. Beider Antriebes verwenden die Kraft Lorentza, für die Grundlage die nächste Formel ist.

$$F(t) = i(t) \times l \times B$$

$F(t)$ = die Zeit-abhängige Kraft (Lorentz Kraft) [H]
 $i(t)$ = der vorübergehend abänderliche Strom [A]
 l = die wirksame richtende Länge [mm]
 B = die Dichte des magnetischen Stroms [C]

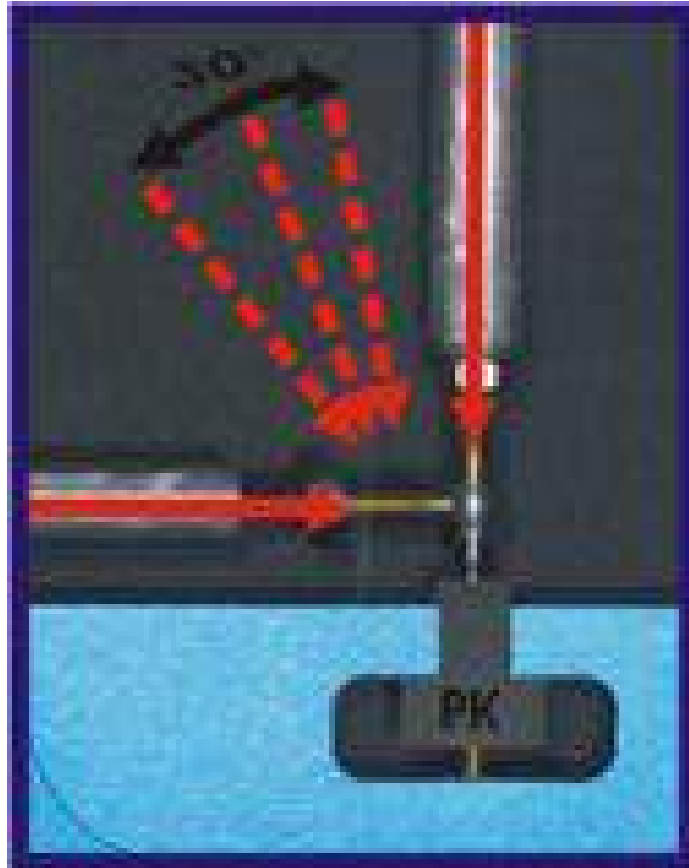
Ausgehend vom mathematischen Kontext, existiert die Wechselbeziehung zwischen dem Strom des Antriebes (dem Strom des Antriebes der Spule) und der erzeugten Kraft. Demnach, ist der Strom des Antriebes zur erzeugten Kraft gerade proportional. Gleichzeitig, aber die unabhängige Produktion der Kraft in beiden Kraftantrieben macht eine hergestellte Kraft möglich zwischen 0-300 Newton. Die generierte Kraft kann in willkürlichen Richtungen $+90^\circ$ bis zu -90° , verbunden mit der Achse des Implantats eingeführt sein.

Der Zutritt der Kraftantriebe bildet 0,5 %. Es war mit Hilfe der Sensoren der Kraft bestimmt. Zwei Kraft-Antriebe werden mit der Hilfe des elektronischen Verstärkers betätigen (www.willburger.de).

Die Kontrolle des Verstärkers verwirklicht sich durch digital / Analogdarstellung auf dem Reformatoren (die Gesellschaft des nationalen Instruments, den Typ NI USB 6229), die kontrolliert wird und begibt sich mit dem System des graphischen Programmierens LabVIEW® (www.ni.com).

Die Veränderungen der Beschleunigung der gerichteten Kraft gehend, waren bis zur vollen Kraft (0,3 N / ms), mit Hilfe des Programms LabVIEW® erreicht.

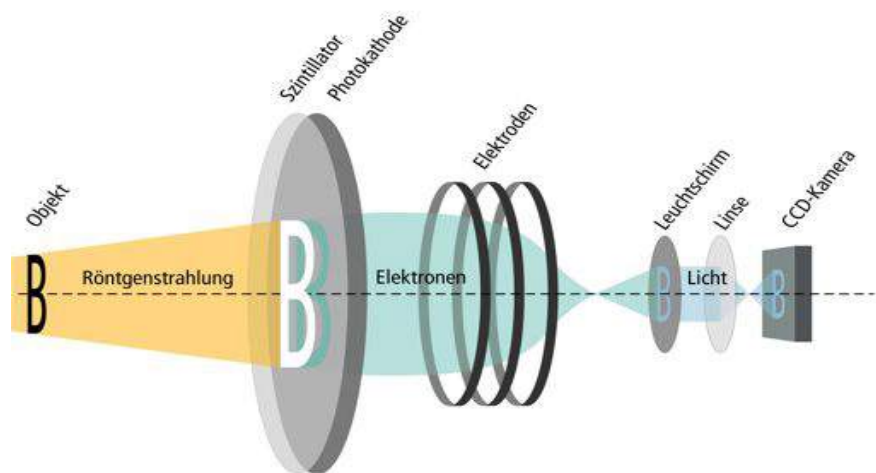
Die speziellen Sensoren der Kraft HBM U2B (www.hbm.de) verwendend, waren das Steuersystem und die hergestellte Kraft kalibriert.



Die Abb. 19: die Großaufnahme des Kontrollmusters (KM) in den Kaustimulator

2.5 Der Verstärker des Röntgenogramms (VR)

Der Verstärker des Röntgenogramms wandelt die Röntgenprojektion in ein Bild des Wellenbereiches des sichtbaren Lichtes um. Für die hier beschriebene Forschung wurde der Verstärker der Darstellung TD9438 QX von der Gesellschaft Thales (www.thales-group.com) verwendet. Die Röntgenstrahlen treffen nach der Einführung des Verstärkers des Röntgenogramms auf den Eingang des Fluoreszenzbildschirmes. Der Ausbruch geschieht, wenn die Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umgewandelt werden. Unmittelbar befindet sich hinter dem Eingang auf dem Fluoreszenzbildschirm die Fotokathode, die die Elektronen durch das handelnde sichtbare Licht befreit. Es entsteht der tatsächliche Effekt der Verstärkung. Die Elektronen, die von der Fotokathode ausgestoßen werden, werden ins elektrische Feld, seit 60 kV der potentiellen Unterschiede eingeführt, und werden vereingigt, bilden die höhere Energie. Jetzt stoßen diese Elektronen, die aus dem Verstärker des Röntgenogramms eingezeichnet werden, an den Abgabefluoreszenzbildschirm, der offenbar die kleinere Oberfläche, als den Eingangsbildschirm hat. Die Elektronen werden sichtbar durch den Kanal am Eingangsbildschirm. Der Koeffizient der Verstärkung für die gegebene Ausrüstung wird auf 200000 Lichtquanten auf das Röntgenquant angewiesen. Auf der Zeichnung 20 ist die schematische Struktur des Verstärkers des Röntgenogramms TH 9438 QX vorgestellt.



Die Abb. 20 die Schematische Struktur verwendet VR.

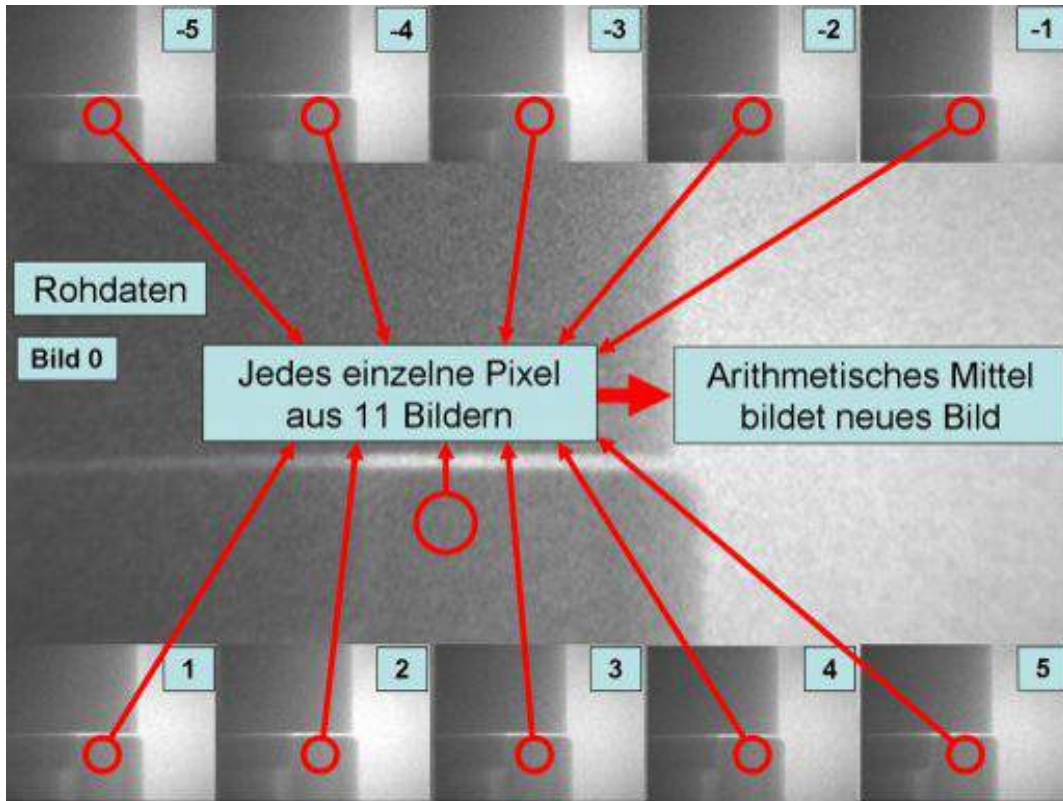
2.6 Die digitale Hochgeschwindigkeitskameras

Hinter dem Verstärker folgt das Röntgenogramm die digitale Hochgeschwindigkeitskamera des Typs Redlake Motion Pro® HS-3 (www.redlake.de; die Abb. 21).

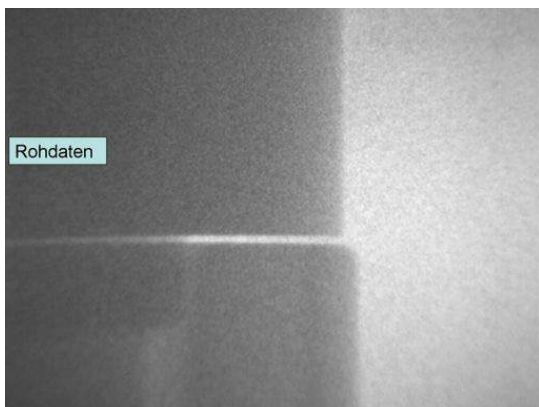


Die Abb. 21: die digitale Hochgeschwindigkeitskamera Redlake Motion Pro®HS-3

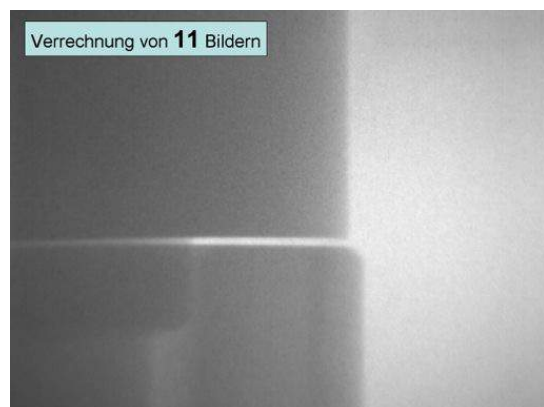
Dieser Typ der Kamera bietet eingebaut den CCD-Sensor (den Sensor der Belastung Couplet DEVICE) an. Der CCD-Sensor schickt das digitale Signal, das zu die bestrahlt Zahl das Licht proportional ist. Die Kamera ist durch USB an den Computer angeschlossen. Die hier verwendete digitale Kamera kann 1000 Fachkräfte in die Sekunde machen. Die ankommenden Signale waren «zerknittert». Mittels der Mittelung jedes abgesonderten Pixels, aus einigen gefolgt nacheinander bemerkten Darstellungen, kann das Rauschensignal verringert sein. Die Zahl der Aufnahmen, die miteinander geladen werden, ist entstehend das Unschärfe in der Bewegung beschränkt. Die höchste Qualität der Darstellung war mit der mittleren Berechnung von 11 konsequenten Aufnahmen erreicht. Die Berechnung der Aufnahmen geschah durch das entwickelte Computerprogramm in LabVIEW® (www.ni.com). Die Abb. 22 illustriert die musterhafte Berechnung von 11 Fotografien, die Abb. 23 a und b für jeden Fall – die Darstellung berechnet und nicht berechnet.



Die Abb. 22: die Zählung der Darstellung.



Die Abb. 23a: die nicht Berechnete Darstellung (die unbearbeiteten Daten).

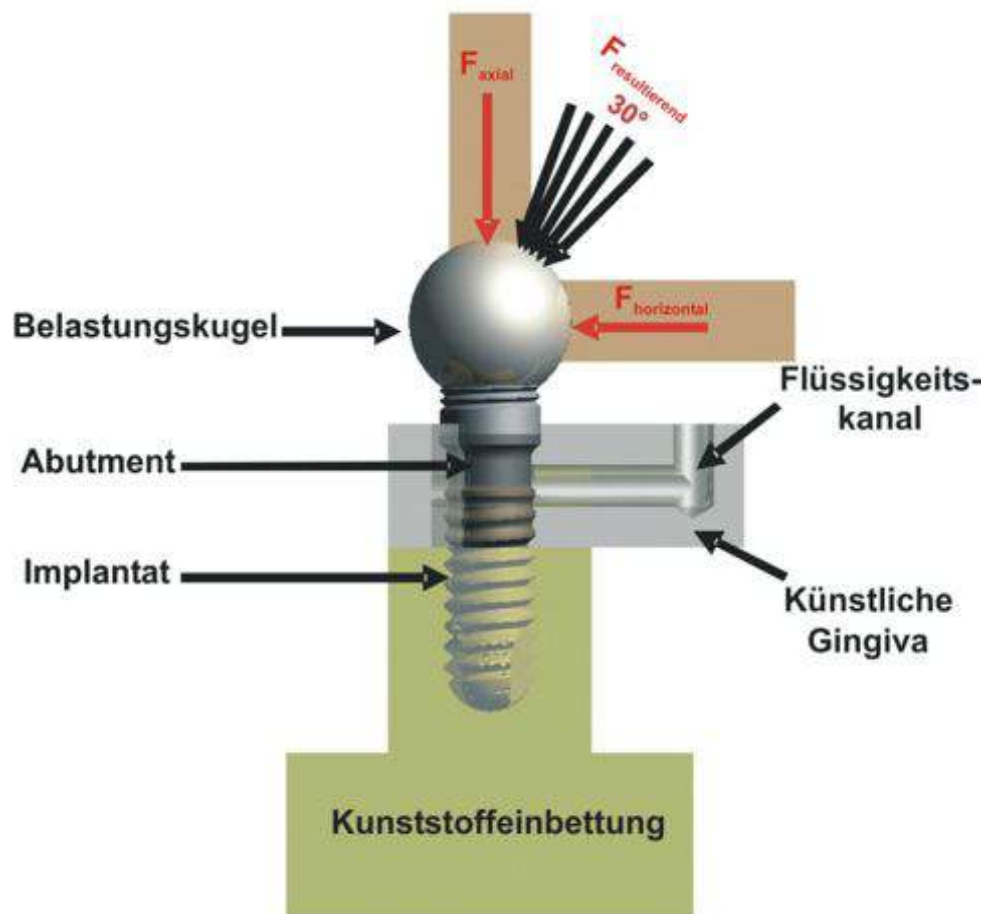


Die Abb. 23b: die Darstellung nach der Zählung 11 Bilder.

Die hohe Frequenz der Darstellung ermöglicht die Produktion Videos, neben der Aufzeichnung der Fachkräfte. Die Kontrolle der Kamera wird mit Hilfe des Systems des graphischen Programmierens LabVIEW® (www.ni.com). Die Taktfrequenz garantiert, die Belichtungszeit und die Zahl der Aufnahmen kann korrigiert und wiedergegeben sein. Die Antriebe des Kaustimulators wurden mit Hilfe des Programms LabVIEW® auch kontrolliert, in dem die Synchronisation der Antriebe und der Kamera geschah.

2.7 Die Regelung der Belastung

Alle Kontrollmuster waren mit Hilfe der Kräfte in 25N, 50N, 75N, 100N, 125N, 150N, 175N, 200N beladen. Vor der Bestimmung der axialen vektorielle Kraft (F_{axial}) war bis zur Kraft vergrößert. Die Neigung des bekommenen Vektors der Kraft ($F_{resultierend}$) von 30° zur Achse des Implantats ist mittels der Kraftanwendung der horizontalen vektorielle Kraft (Horizontal), vorgestellt auf der Abb. 24 geschehen.



Die Abb. 24: die schematische Vorstellung der Regelung der Belastung.

2.8 Die Bewertung

Die hohe Frequenz der Darstellung lässt zu, Röntgenvideo zu gewährleisten. Dazu wurde jede zehnte Darstellung verwendet. Die Geschwindigkeit der Veränderung in den Kaustimulator und die erzeugte Kraft ging bis zur Gesamtsumme der Kraftbedeutungen in 0,3 N/ms, während die Geschwindigkeit der Veränderung der Summe bis zu 0,6 N/ms für die Errungenschaft des Nullpunktes. Die Periode der Zeit, die dem axialen Antrieb für die Errungenschaft der Gesamtmenge der Kraft notwendig ist war der Periode während der Neigung der Kraft gleich. Davon erscheint das Ergebnis der allgemeinen Zeit des Kontrollmusters für den Zyklus der Kraft. Der Zyklus der Belastung bestimmt die Zeit der Aufzeichnung der Kamera. Die Synchronisation zwischen den Antrieben und der Kamera nach dem Programm LabVIEW® mit Microsoft Windows XP ist genau nicht, und deshalb musste man die zusätzliche und Standzeit für jede Periode des Zyklus aufnehmen. Die vorläufigen Tests haben zur beigefügten Zeit 100 Fotografien und der Standzeit 1000 Fotografien gebracht. Zum Beispiel, die Belastung 200N gibt daraufhin die Periode der Belastung 1,66 Sekunden aus. Die Frequenz 1000 Fotografien bringt zum Zutritt im Allgemeinen 2766 Fotografien in die Sekunde. Für die Produktion Röntgenvideos wie «avi.file» mit Hilfe des Programms LabVIEW® (www.ni.com) nach den Berechnungen werden 276 Fotografien verwendet. Röntgenvideo entspricht der vierdivisibel verzögerten Bewegung und ermöglicht die Einschätzung der dynamischen Prozesse auf der Oberfläche der Vereinigung des Implantats mit dem Abutment. Die Existenz des möglichen Mikrospielraums kann mit Hilfe des Verhaltens der Komponenten des Implantats im Röntgenapparat untersucht sein. Die Einschätzung aller gewährten Röntgenogramme und Röntgenvideos waren optisch gemacht. Die visuelle Einschätzung der Fachkräfte und gewährter Röntgenvideos waren auf die Existenz des Mikrospielraums zwischen den Implantat und Abutment bewertet. Die existierenden zyklischen Eröffnungen und die Schließungen des Mikrospielraums können sichtbar sein. Um den sich entwickelnden Spielraum zu messen es war der Rahmen, zur Zeit und bei ihrer maximalen Belastung bestimmt. In diesem Rahmen berechneten jedes Pixel innerhalb des Spielraums. Entsprechend der Lösung Röntgenvideos entspricht ein Pixel 1,8µm. Deshalb war der genaue Umfang des existierenden Spielraums bestimmt.

3 Die Ergebnisse

Die Ergebnisse der hier beschriebenen Forschung sind in den folgenden Tabellen vorgestellt. Entsprechend der Prozedur der Forschung, ist das Entstehen des Mikrospielraums zwischen den Implantat und Abutment vorgeführt.

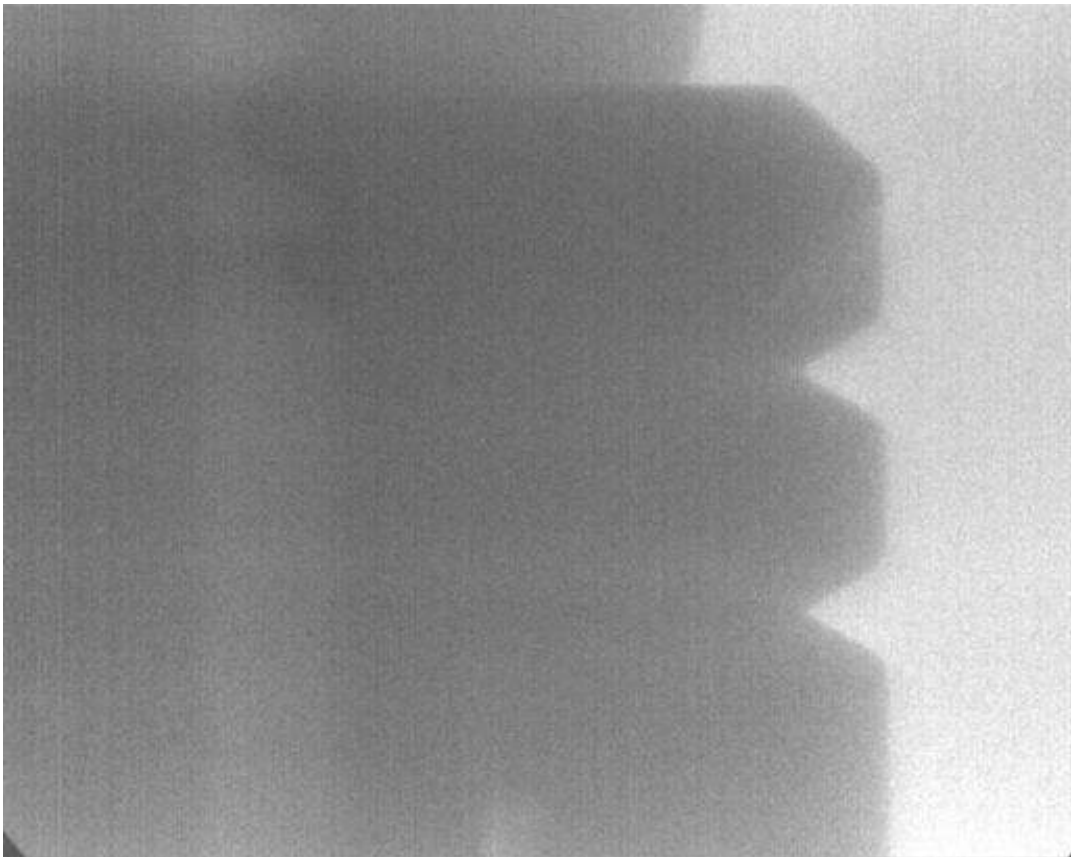
Die Tabelle 3 illustriert die Ergebnisse des Mikrospielraums [μm]. Die Ergebnisse sind für alle 5 Kontrollmuster, seit der Darstellung ohne Belastung auf ihn und der Darstellung mit der Belastung in 200N illustriert.

Die Breite des Mikrospielraums [μm]					
Die Belastung	Das Kontrollmuster 1	Das Kontrollmuster 2	Das Kontrollmuster 3	Das Kontrollmuster 4	Das Kontrollmuster 5
25N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
50N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
75N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
100N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
125N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
150N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
175N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
200N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum

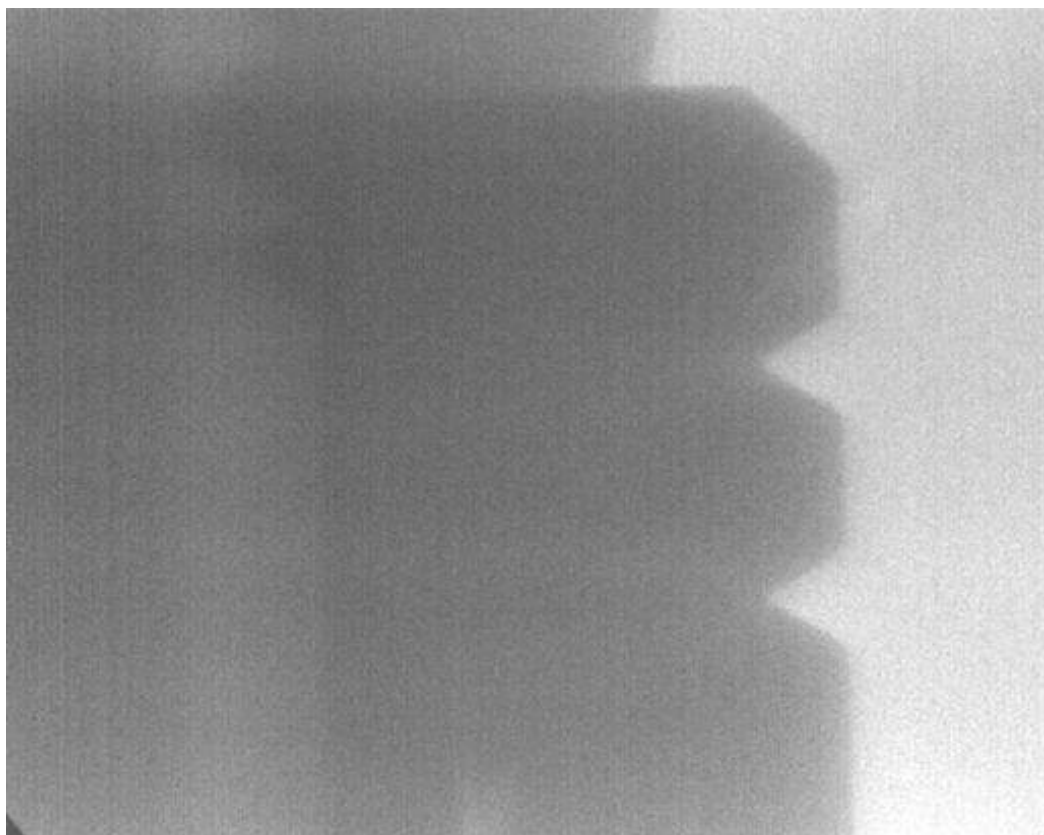
Ta6.3 Die Ergebnisse der Breite des Mikrospielraums

Die Breite des Mikrospielraums [μm]					
Die Belastung	Das Kontrollmuster 1	Das Kontrollmuster 2	Das Kontrollmuster 3	Das Kontrollmuster 4	Das Kontrollmuster 5
25N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
50N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
75N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
100N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
125N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
150N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
175N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum
200N	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum	Kein Raum

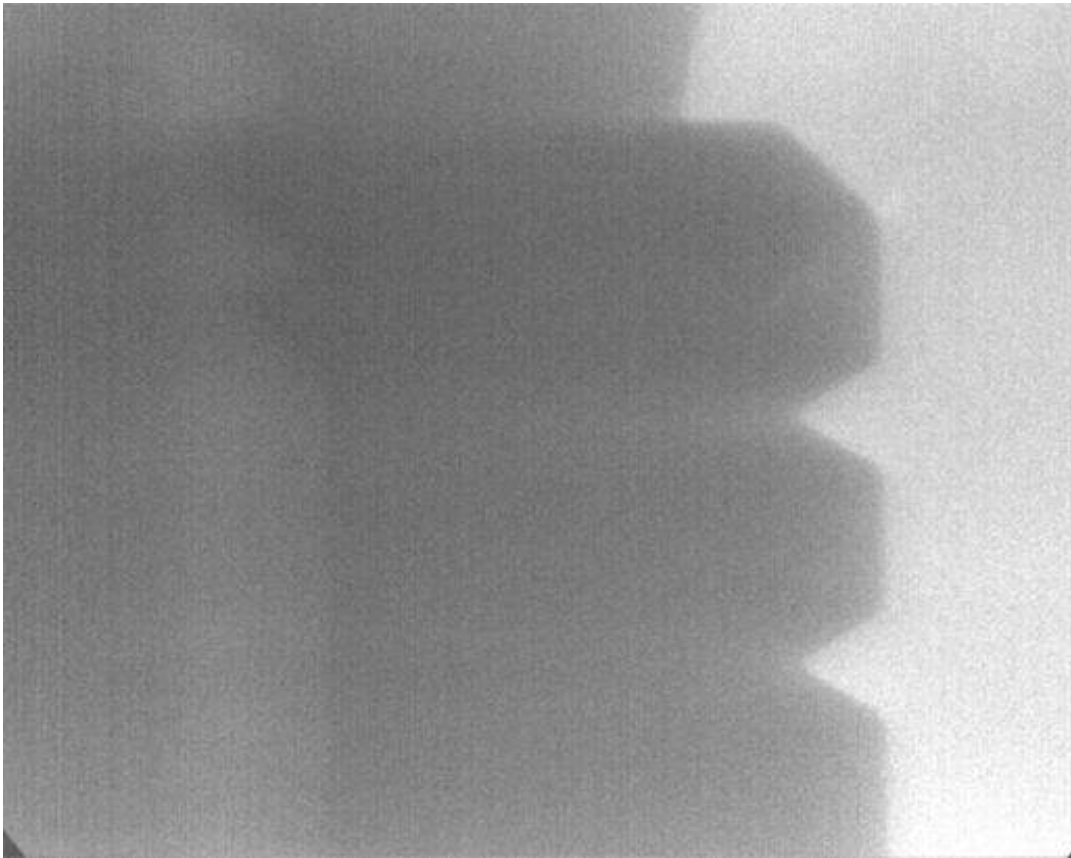
Ta6.4 Die Ergebnisse der Länge des Mikrospielraums



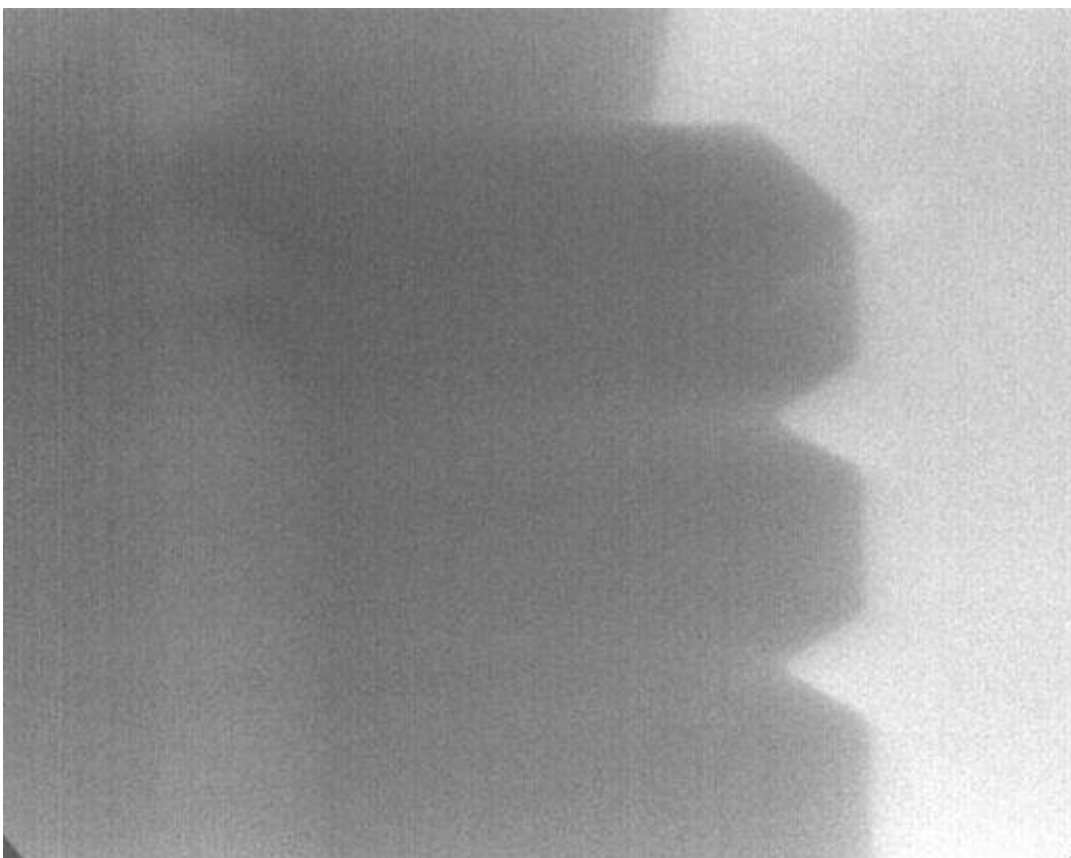
1 / 0N



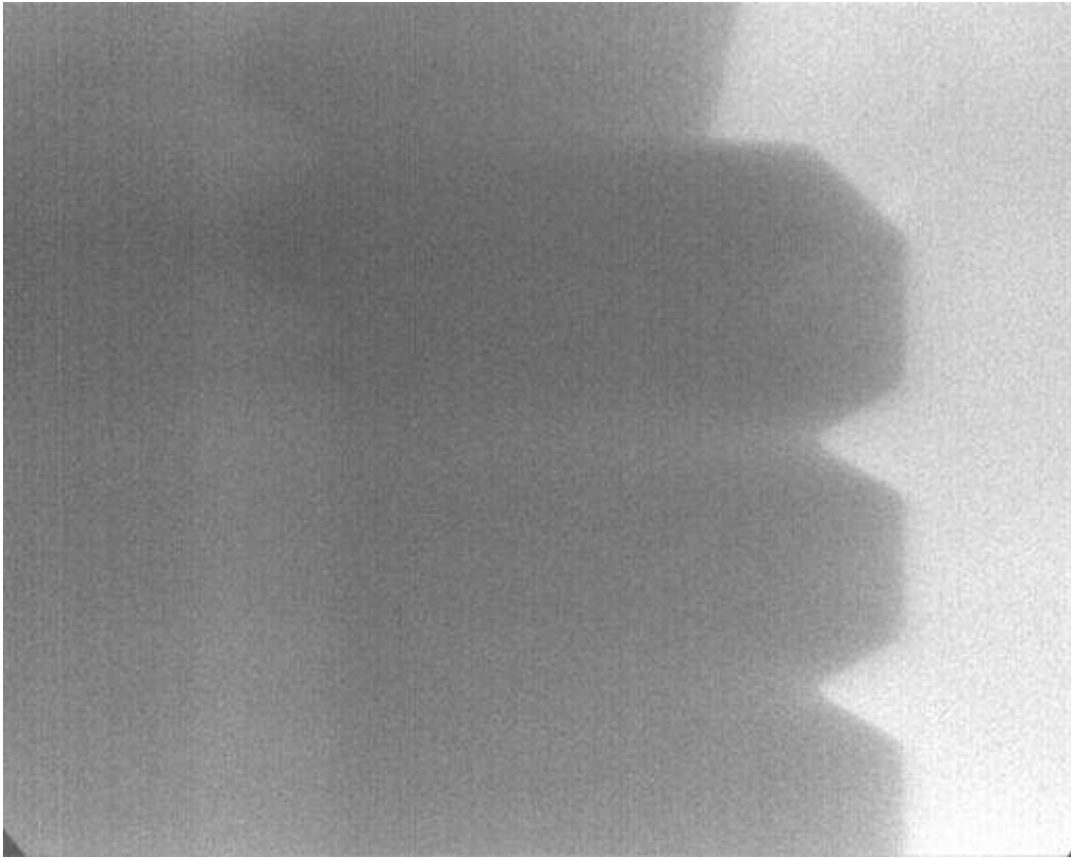
1 / 200N



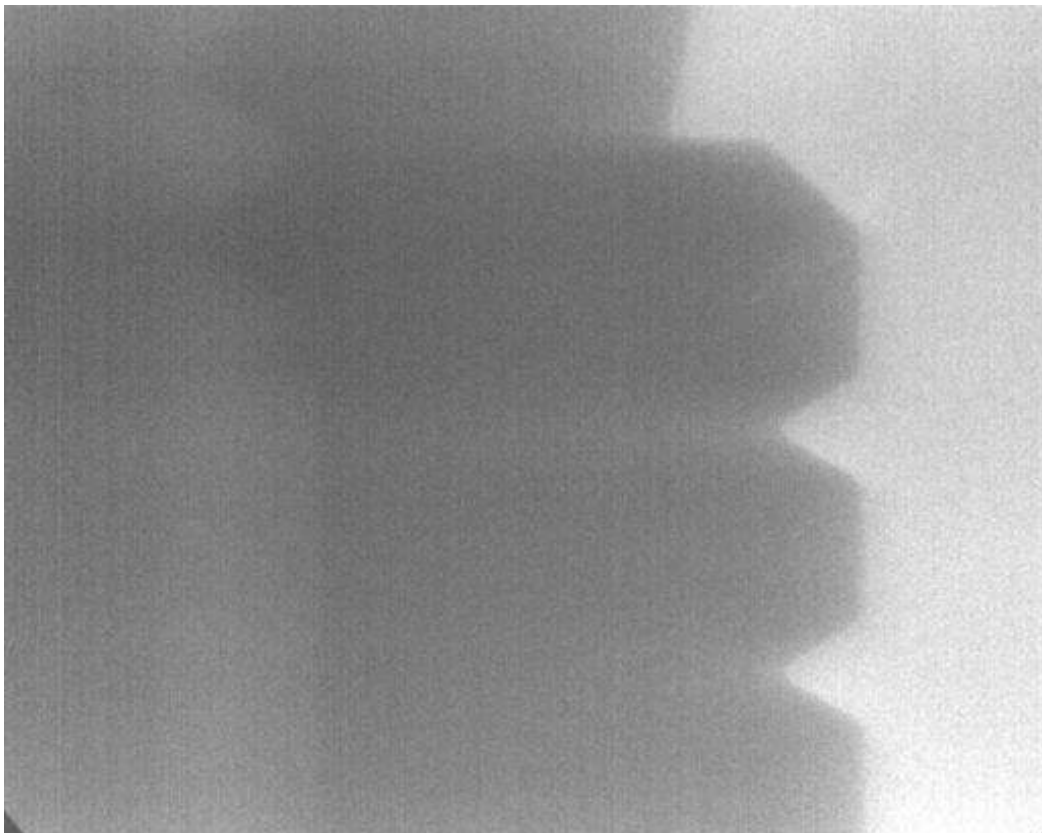
2 / 0N



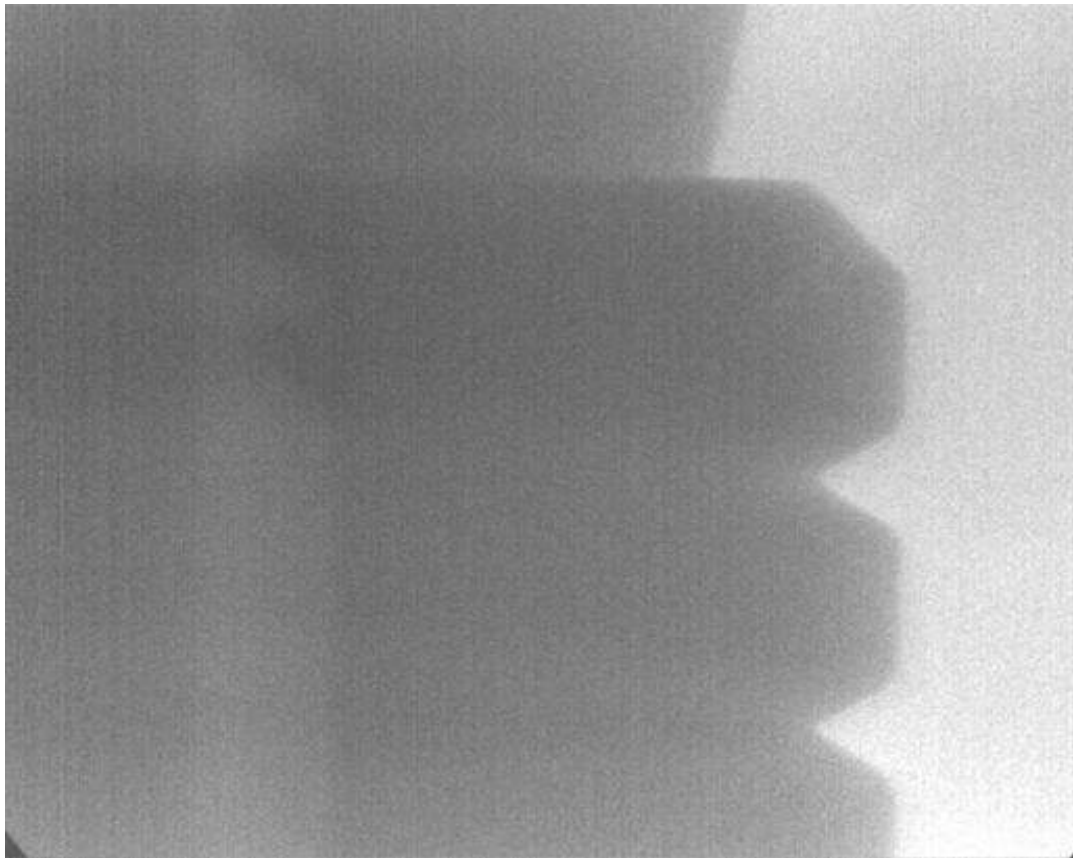
2 / 200N



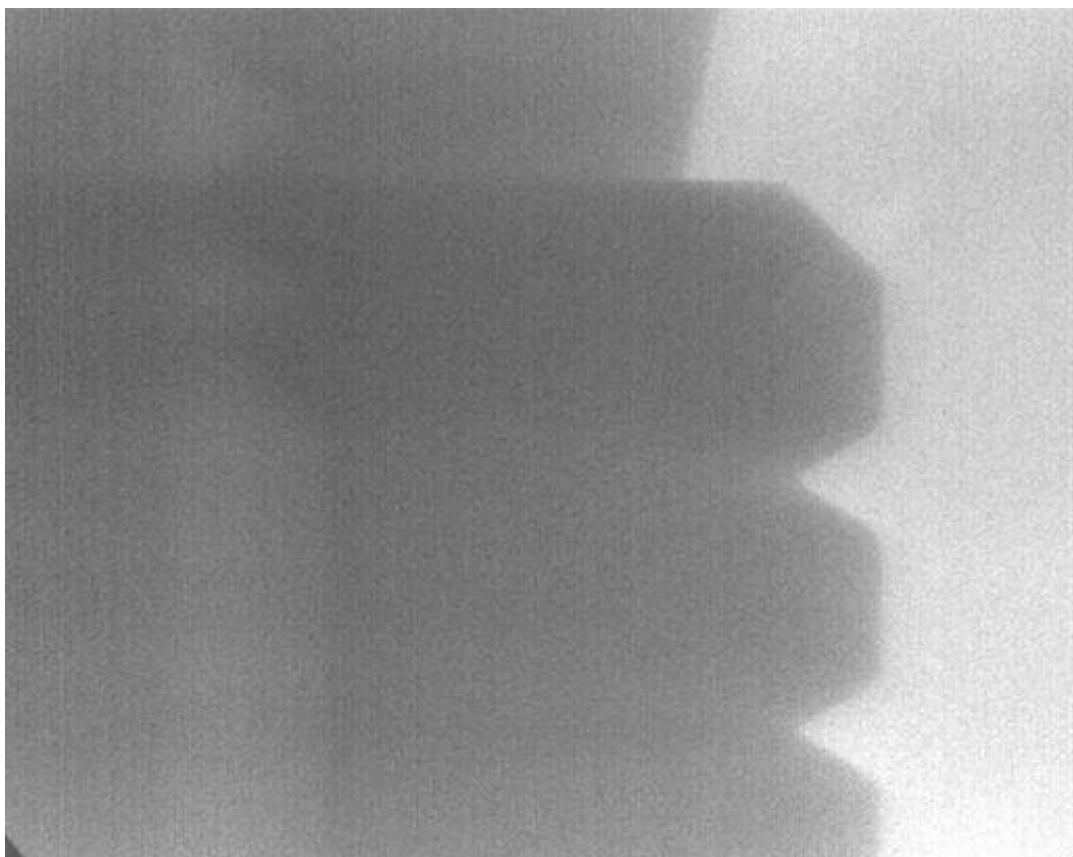
3 / 0N



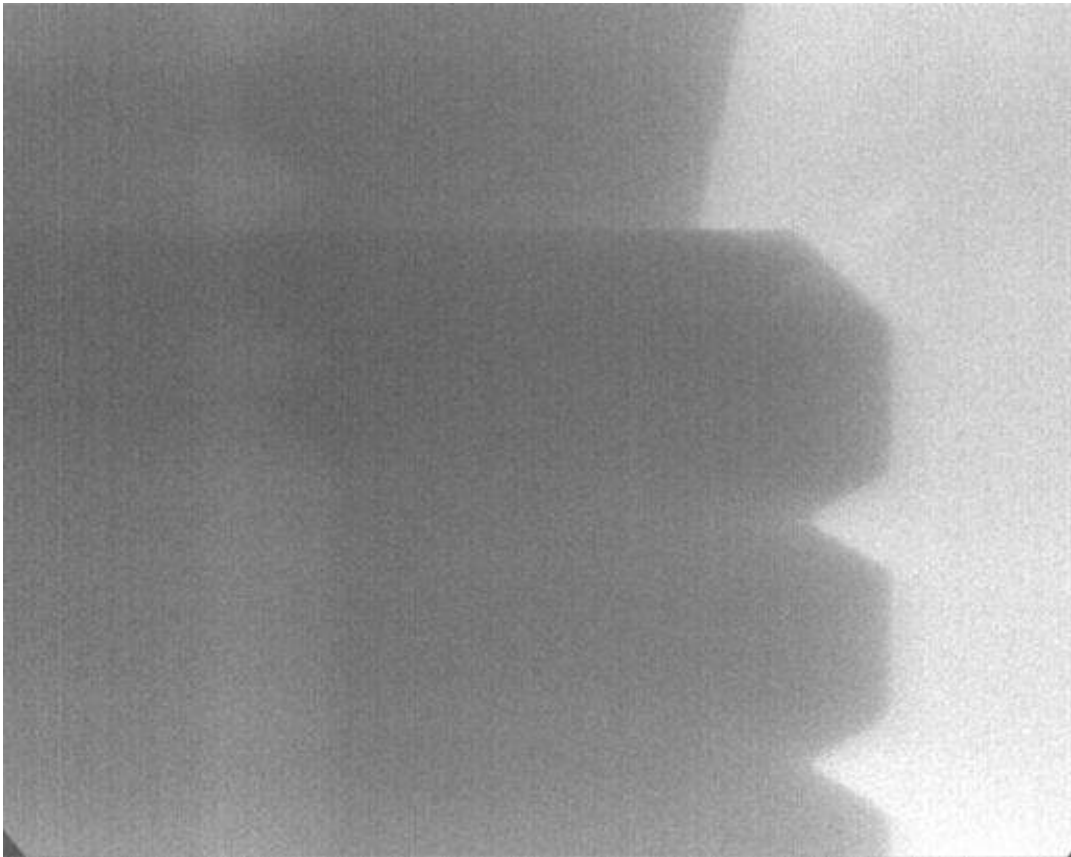
3 / 200N



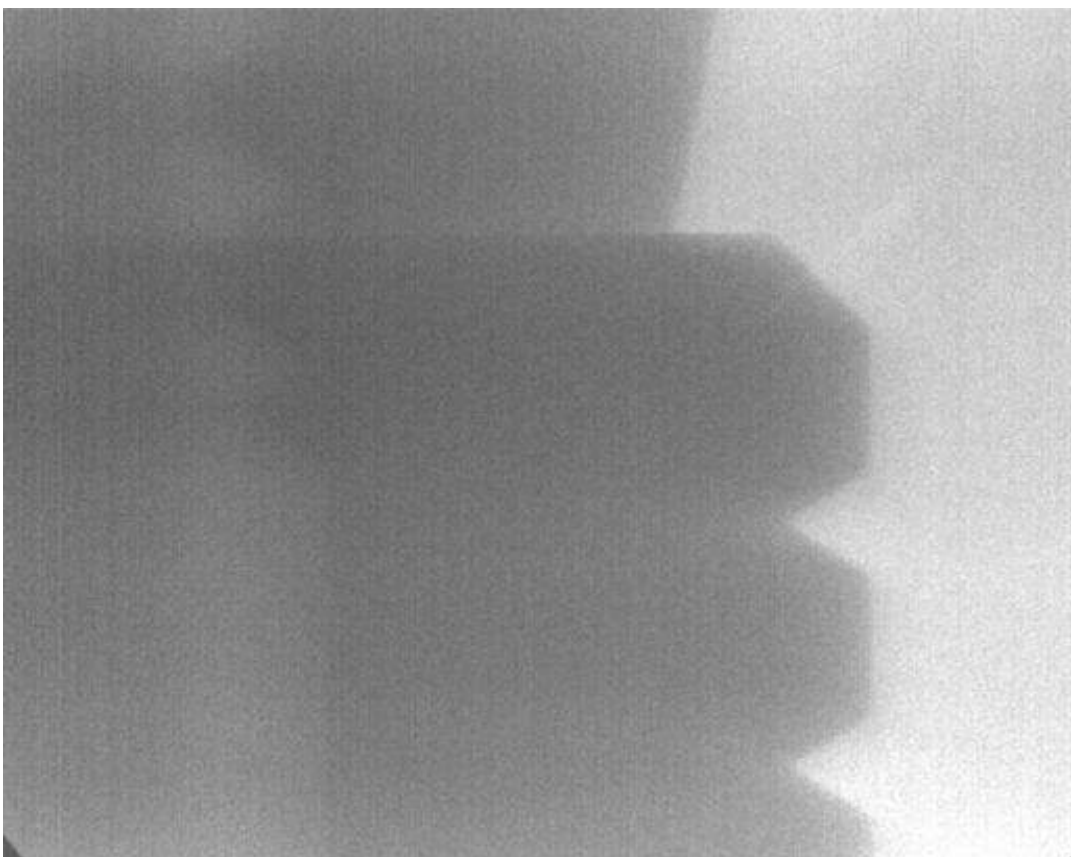
4 / 0N



4 / 200N



5 / 0N



5 / 200N

4. Die Ergebnisbewertung

Das Progressive Implantat (Ø 4,2mm x 11,5mm) der Bio3 Produktionen Bio3 Implantate, die mit der maximalen Kraft 200N beladen waren, und dann unter dem Röntgenapparat analysiert waren, haben keinen bemerkenswerten Mikrospielraum und die Mikrobeweglichkeit vorgeführt.

Folglich kann man die Schlussfolgerung ziehen, dass für heute und ohne jede Ausnahme bei denselben Bedingungen andere Vereinigungen des klassischen Typs mit der horizontalen Kontaktfläche zwischen den Implantat und Abutmen die Mikrospielräume vorführen, sowie es ist die Mikrobeweglichkeit zwischen den Implantat und Abutment anwesend.