

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde

Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

Kommissarische Leitung: PD Dr. T. Grobecker-Karl

Untersuchung zur Temperaturentwicklung bei Implantatbettauflbereitung und -insertion

Dissertation zur Erlangung eines Grades eines Doktors in der Zahnheilkunde

Der Medizinischen Fakultät

Der Universität des Saarlandes

2025

Vorgelegt von:

Kirsten Sekura

Geb. am: 02.11.1999

Tag der Promotion: 13.05.2026

Dekan: Prof. Dr. Matthias Hannig

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Karl

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Matthias Laschke

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
1.1 Deutsche Zusammenfassung	1
1.2 Summary	5
2 Einleitung	9
2.1 Entwicklung der Implantologie	9
2.2 Aktueller Stand der Forschung	10
2.3 Zielsetzung	13
3 Material und Methode	14
3.1 Temperatur bei Implantatbettaufbereitung im Kunstknochen	14
3.2 Temperatur bei Implantatbettaufbereitung in vivo am Minischwein	19
3.3 Temperatur, Drehmoment und Stabilität bei Implantatinserterion	22
4 Ergebnisse	25
4.1 Implantatbettaufbereitung und Temperaturmessung in Kunstknochen	25
4.2 Statistische Analyse der Temperaturmessungen im Kunstknochen	29
4.3 In vitro und in vivo Infrarotmessungen	33
4.4 Statistische Analysen der Infrarotmessungen und Regressionsanalyse	34
4.5 Implantatinserterion und Messungen in Kunstknochen	36
4.6 Statistische Analysen der Implantatinserterion im Kunstknochen	39
5 Diskussion	40
6 Literaturverzeichnis	50
7 Publikation und Posterpräsentation	57
7.1 Publikation	57
7.2 Posterpräsentation	57
8 Danksagung	58
9 Lebenslauf	59

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Einleitung

Die ersten wissenschaftlich dokumentierten klinischen Erfolge der dentalen Implantologie sind in Zusammenhang mit der Einführung von Titan als Implantatmaterial zu sehen. Seit den 1970er Jahren hat sich Titan dank seiner bioinerten Eigenschaft etabliert. Das entzündungsfreie Einheilen von Titanimplantaten, bekannt als Osseointegration, ist eng mit der Schwedischen Schule und dem Namen Per-Ingvar Brånemark verbunden. Bereits früh wurde erkannt, dass sowohl thermische als auch mechanische Traumata einen wesentlichen Einfluss auf die Vitalität des Knochengewebes haben. Insbesondere das Temperaturniveau während der Implantatbettaufbereitung und -insertion spielt eine wichtige Rolle, um die Regenerations- und Lebensfähigkeit der Osteozyten nicht zu gefährden. Andernfalls kann es zu bindegewebigem Einheilen des Implantats kommen, das mit beschleunigtem Knochenabbau und potenziellem Implantatverlust einhergehen kann. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es daher, mögliche Faktoren der Temperaturentwicklung im Rahmen der Implantatbettaufbereitung und Implantatinsertion zu analysieren.

Material und Methode

Im ersten Teil der Studie wurden *in vitro* Temperaturmessungen bei Implantatbettaufbereitungen an Polyurethanschäum, einem knochenähnlichen Material durchgeführt. Bei zehn Versuchsgruppen erfolgten jeweils fünf Bohrungen. In Gruppe 1 benutzte man 2,8mm Durchmesser Bohrer in 20pcf (pound per cubic foot) dichtem Material. In Gruppe 2 wiederholte man diese Bohrungen in 30pcf, in Gruppe 3 in 40pcf dichtem Material. In Gruppe 4 verwendete man einen mehr als 25 mal benutzten 2,8mm Bohrer in 40pcf Material. Gruppe 5 beschrieb Bohrungen mit einem 2,0mm Bohrer in 40pcf, Gruppe 6 unterschied sich dazu nur im Durchmesser des Bohrers mit 3,65mm. In Gruppe 7 kamen DLC-beschichtete Bohrer (Diamond like Carbon) mit 2,8mm Durchmesser zur Anwendung, ebenfalls in 40pcf Material. In Gruppe 8 wurden eben diese Bohrungen mit zusätzlicher Kühlung wiederholt. Gruppe 9 unterschied sich zu Gruppe 7 durch eine 2,0mm Vorbohrung ohne Kühlung. In der 10. Gruppe erfolgten erneut DLC-Bohrungen mit NaCl-Kühlung, aber in 20pcf dichtem Material mit einer 3mm dicken 40pcf Deckplatte, die die Kortikalis imitierte. Bei allen Bohrungen wurden Temperaturmessungen im 0,5mm Abstand vom Bohrstollen in 3 und 10mm Tiefe

durchgeführt. In den Versuchsgruppen 7,8 und 10 zeichnete man weiterhin die Bohrer-temperatur mit einer Infrarotkamera auf.

Im zweiten Teil der Studie wurden *in vivo* Temperaturmessungen mittels einer Infrarotkamera an zwei unterschiedlichen Bohrern (2,8mm mit und ohne DLC-Beschichtung) am Minischwein durchgeführt. Dies diente dazu, anhand eines Regressionsmodells, welches auf den Messungen aus den Versuchsgruppen 7,8 und 10 basierte, Rückschluss auf die tatsächlichen intraossären Temperaturen zu ziehen.

Im dritten Teil erfolgten *in vitro* Untersuchungen zur Temperaturentwicklung bei der Insertion zweier unterschiedlicher Implantatformen, einem neuartigen MT-Implantat mit bauchigem Körper und scharfem Gewinde im apikalen Teil und dem konventionellen MAX-Implantat mit konischer Grundform. Weiterhin dokumentierte man das bei Insertion aufgebrachte maximale Drehmoment und überprüfte die Stabilität der Implantatverankerung.

Zur statistischen Analyse dienten der Shapiro-Wilk-Test zur Bewertung der Normalverteilung, der Levene-Test für Varianzenhomogenität und die Bonferroni-Holm-Korrektur sowie der Wilcoxon-Test zur Ermittlung signifikanter Unterschiede. Für alle statistischen Untersuchungen wurde das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Ergebnisse

In Gruppe 1 mit dem 20pcf Material führten die 2,8mm Bohrer zu einem Anstieg der Temperatur von 1,4 °C (3mm Tiefe) und 0,9 °C (10mm). In Gruppe 2 (30pcf) lagen die Werte bei 3,4 °C und 2,6 °C. Bei Gruppe 3 (40pcf) kam es zu Anstiegen von 6,3 °C und 7,4 °C. Bereits kleine Steigerungen der Dichte führten zu signifikant höheren Temperaturen (20pcf zu 30pcf 3mm: $p = 0,000$; 30pcf zu 40pcf 3mm: $p = 0,004$; 10mm: $p = 0,029$). In 10mm Tiefe lag von 20pcf zu 30pcf ein $p = 0,135$ vor. Mit Gruppe 3 verglichen führte Gruppe 4 (25 mal benutzter 2,8mm Bohrer) zu erhöhten Temperaturanstiegen von 10,6 °C in 3mm Tiefe ($p = 1,0$) und 6,3 °C in 10mm Tiefe ($p = 1,0$). Gruppe 5 (2,0mm Bohrer) führte in 3mm Tiefe zu Anstiegen von 6,0 °C und in 10mm Tiefe zu 3,6 °C. In Gruppe 6 (3,65mm Bohrer) kam es zu Temperaturentwicklungen von 6,8 °C (3mm Tiefe) und 6,4 °C (10mm). Die drei unterschiedlichen Bohrer Durchmesser (Gruppen 3, 5 und 6) hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Temperaturzunahme ($p > 0,05$).

Bei DLC-Bohrern ohne Kühlung (NaCl; Gruppe 7) ergab sich in 3mm Tiefe ein Temperaturanstieg von 21,3 °C und in 10mm Tiefe 11,4 °C. Der beschichtete Bohrer

unterschied sich dabei in 3mm Tiefe signifikant vom unbeschichteten Bohrer (Gruppe 3; $p = 0,009$); in 10mm Tiefe allerdings nur tendenziell ($p = 0,066$). In Gruppe 8 (DLC + NaCl) lagen die Temperaturentwicklungen bei 1,8 °C (3mm) und 3,5 °C (10mm), die Werte unterschieden sich signifikant von Gruppe 7 ($p = 0,000$ in 3mm, $p = 0,004$ in 10mm). Bei Gruppe 9 mit Vorbohrung stiegen die Temperaturen um 2,1 °C (3mm) und 0,7 °C (10mm) und unterschied sich damit ebenfalls signifikant von Gruppe 7 ($p = 0,000$). Gruppe 10 (DLC + NaCl + Kortikalis) führte zu einer Temperaturentwicklung von 1,5 °C (3mm) und 1,3 °C (10mm), damit ergaben sich signifikante Unterschied zu Gruppe 7 (DLC ohne Kühlung, $p = 0,000$).

Im zweiten Teil, der die *in vivo* Messungen einschloss, ließ sich nach linearer Regressionsanalyse der intraossäre Temperaturanstieg berechnen. Die konventionellen Bohrer ergaben einen Temperaturanstieg von 3,1°C in 3mm Tiefe und 3,2 °C in 10mm Tiefe. Die DLC-beschichteten Bohrer führten hier zu einem minimal geringeren Anstieg von 3,0 und 3,1 °C ($p < 0,05$).

Im dritten Teil, beim Vergleich der zwei Implantat-Typen, ergab sich für das konische MAX-Implantat ein ISQ-Wert von 71,5; das neuartige MT-Implantat zeigte 68,4 ($p = 0,116$). Das MAX-Implantat erfuhr bei der Insertion in 3mm Tiefe eine Temperaturzunahme von 3,8 °C und in 10mm Tiefe von 4,5 °C. Das MT-Implantat führte zu einem Anstieg von 7,6 °C und 7,5 °C (3mm: $p < 0,01$; 10mm: $p = 0,02$). Beim MAX-Implantat erforderte die Insertion ein Drehmoment von 49,4Ncm, beim MT-Implantat 33,9Ncm ($p < 0,01$). Beim MAX-Implantat lag die Dauer der Insertion bei 7,16s, beim MT-Implantat 17,36s ($p < 0,01$).

Diskussion

Die Temperaturentwicklung bei der Implantatbetaufbereitung stellt einen kritischen Faktor in der Implantologie dar und wird mit einem erhöhten Risiko für Frühverluste in Verbindung gebracht. Es konnte in der Studie gezeigt werden, dass die Dichte des künstlichen Knochenmaterials einen entscheidenden Einfluss auf die Temperaturentwicklung hat. Mit zunehmender Dichte sorgt die vermehrte Reibung für deutlich stärkere Temperaturzunahmen, was im klinischen Alltag zu beachten ist. Die Mehrfachverwendung eines Bohrers scheint hingegen einen weniger bedeutsamen Einfluss zu haben. Obgleich die Werte erhöht waren, lag kein statistisch signifikanter Unterschied vor. Auch der Bohrerdurchmesser beeinflusst die Temperaturentwicklung nicht bedeutend. Die DLC-Beschichtung, welche reibungsverringern soll, führte im Kunstknochen zu deutlich größerer Temperatursteigerung.

Bei den *in vivo* Versuchen schnitten die DLC beschichteten Bohrer besser ab als die konventionellen Bohrer ($p < 0,01$ bzw. $p < 0,02$). Da dieses Ergebnis widersprüchlich erscheint, sollten weitere Untersuchungen die zweckmäßige Verwendbarkeit der DLC Beschichtung überprüfen. In den Versuchen konnte außerdem die bekannte Wirkung der externen Kühlung mit NaCl unterstrichen werden, da sich die Temperaturen signifikant reduzierten. Auch nach Vorbohrungen zeigte sich eine Reduktion des Temperaturanstiegs, was diesen zusätzlichen Schritt sinnvoll erscheinen lässt. Der Temperaturanstieg bei Insertion der Implantate ist ein von der Literatur oft vernachlässigtes Thema, da die Drehzahl sehr gering ist. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass ein gewisser Temperaturanstieg vorliegen kann, welcher im unkritischen Bereich liegt und mit der Gewindegeometrie zusammenhängen dürfte.

Schlussfolgerung

Bei all den Faktoren, welche die Temperaturentwicklung bei der Implantatbettauflbereitung beeinflussen, kommt der Knochendichte die meiste Bedeutung zu. Daneben sollte stets auf ausreichende Kühlung geachtet werden. Auch bei der Implantatinsertion ist eine geringe Drehzahl von Vorteil, um die Temperaturentwicklung gering zu halten und eine Schädigung des Knochengewebes zu vermeiden.

1.2 Summary

Introduction

The first scientifically documented clinical success in dental implantology is associated with the introduction of titanium as an implant material. Since the 1970s, titanium has established itself thanks to its bioinert properties. The inflammation-free healing of titanium implants, known as osseointegration, is closely associated with the Swedish school of dentistry and the name Per-Ingvar Brånemark. It was recognized early on that both thermal and mechanical trauma have a significant impact on the vitality of bone tissue. In particular, the temperature level during implant site preparation and insertion plays a key role in ensuring that the regenerative capacity and viability of osteocytes are not compromised. Otherwise, connective tissue healing of the implant can occur, which can be associated with accelerated bone loss and potential implant loss. Therefore, the aim of this study was to analyze possible factors influencing temperature development during implant site preparation and implant insertion.

Materials and Methods

In the first part of the study, in vitro temperature measurements were conducted during implant bed preparations in polyurethane foam, a bone-like material. Ten experimental groups each underwent five drillings. In Group 1, 2.8 mm diameter drills were used in 20 pcf (pound per cubic foot) dense material. In Group 2, these drillings were repeated in 30 pcf, and in Group 3 in 40 pcf dense material. In Group 4, a 2.8 mm drill that had been used more than 25 times was used in 40 pcf material. Group 5 described drilling with a 2.0 mm drill in 40 pcf, while Group 6 differed only in the diameter of the drill: 3.65 mm. In Group 7, DLC-coated (diamond-like carbon) drills with a diameter of 2.8 mm were used, also in 40 pcf material. In Group 8, these drillings were repeated with additional cooling. Group 9 differed from Group 7 in that a 2.0 mm pilot hole was drilled without cooling. In Group 10, DLC drilling was again performed with NaCl cooling, but in 20 pcf dense material with a 3 mm thick 40 pcf cover plate simulating the cortex. Temperature measurements were taken in all holes at a distance of 0.5 mm from the drill bit at depths of 3 and 10 mm. In test groups 7, 8, and 10, the drill temperature was also recorded using an infrared camera.

In the second part of the study, in vivo temperature measurements were performed using an infrared camera on two different drill bits (2.8 mm with and without DLC coating) in minipigs. This served to draw conclusions about the actual intraosseous temperatures using a regression model based on the measurements from test groups 7, 8, and 10.

In the third part, in vitro investigations were conducted on the temperature development during the insertion of two different implant shapes: a novel MT implant with a bulbous body and sharp thread in the apical part, and the conventional MAX implant with a conical design. Furthermore, the maximum torque applied during insertion was documented and the stability of the implant anchorage was checked.

The Shapiro-Wilk test was used for statistical analysis to assess normal distribution, the Levene test for homogeneity of variances and the Bonferroni-Holm correction, as well as the Wilcoxon test to determine significant differences. For all statistical analyses, the significance level was set at $\alpha = 0.05$.

Results

In Group 1 with the 20pcf material, the 2.8mm drill bits resulted in a temperature increase of 1.4°C (3mm depth) and 0.9°C (10mm). In Group 2 (30pcf), the values were 3.4°C and 2.6°C. In Group 3 (40pcf), there were increases of 6.3°C and 7.4°C. Even small increases in density led to significantly higher temperatures (20pcf to 30pcf 3mm: $p=0.000$; 30pcf to 40pcf 3mm: $p=0.004$; 10mm: $p=0.029$). At 10mm depth, the difference between 20pcf and 30pcf was $p=0.135$.

Compared to group 3, group 4 (2.8mm drill used 25 times) resulted in temperature increases of 10.6°C at a depth of 3 mm ($p=1.0$) and 6.3°C at a depth of 10 mm ($p=1.0$). Group 5 (2.0mm drill) resulted in increases of 6.0°C at a depth of 3 mm and 3.6°C at a depth of 10 mm. In group 6 (3.65mm drill), temperature developments of 6.8°C (3 mm depth) and 6.4°C (10 mm) occurred. The three different drill diameters (groups 3, 5, and 6) had no significant influence on the temperature increase ($p>0.05$).

For DLC drills without cooling (NaCl; Group 7), a temperature increase of 21.3°C was observed at a depth of 3 mm and 11.4°C at a depth of 10 mm. The coated drill differed significantly from the uncoated drill at a depth of 3mm (Group 3; $p=0.009$); however, at a depth of 10mm, only a slight difference was observed ($p=0.066$). In Group 8 (DLC + NaCl), the temperature developments were 1.8°C (3 mm) and 3.5°C (10 mm), which differed significantly from Group 7 ($p=0.000$ in 3 mm, $p=0.004$ in 10 mm). In Group 9 with pre-drilling, the temperatures increased by 2.1°C (3 mm) and 0.7 °C (10mm), also differing significantly from Group 7 ($p=0.000$). Group 10 (DLC + NaCl + cortical bone) resulted in a temperature development of 1.5°C (3mm) and 1.3°C (10 mm), thus resulting in significant differences to group 7 (DLC without cooling, $p=0.000$).

In the second part, comprising the in vivo measurements, the intraosseous temperature increase was calculated using linear regression analysis. The stainless steel drills resulted in a temperature increase of 3.1°C at a depth of 3 mm and 3.2°C at a depth of 10 mm. The DLC-coated drills resulted in a smaller increase of 3.0 and 3.1°C ($p < 0.05$). In the third part, comparing the two implant types, the conical MAX implant resulted in an ISQ value of 71.5; the novel MT implant had a value of 68.4 ($p = 0.116$). The MAX implant experienced a temperature increase of 3.8°C upon insertion at a depth of 3 mm and 4.5°C at a depth of 10 mm. The MT implant resulted in an increase of 7.6°C and 7.5°C (3 mm: $p < 0.01$; 10 mm: $p = 0.02$). Insertion of the MAX implant required a torque of 49.4 Ncm, compared to 33.9 Ncm for the MT implant ($p < 0.01$). The insertion time for the MAX implant was 7.16 s, compared to 17.36 s for the MT implant ($p < 0.01$).

Discussion

Temperature development during implant site preparation is a critical factor in implantology and is associated with an increased risk of early bone loss. The study showed that the density of the artificial bone material has a decisive influence on temperature development. With increasing density, increased friction leads to significantly greater temperature increases, which is important to consider in everyday clinical practice. The multiple use of a drill, on the other hand, appears to have only a minor influence as no statistically significant difference was observed, although the values were increased. The drill diameter also did not significantly influence temperature development. The DLC coating, which is intended to reduce friction, led to a significantly increased temperature increase in the artificial bone.

In the in vivo tests, the DLC-coated drills performed better than the conventional drills ($p < 0.01$ and $p < 0.02$, respectively). Since this result appears contradictory, further studies should be conducted to verify the appropriateness of the DLC coating. The tests also underscored the known effect of external cooling with saline, as temperatures were significantly reduced. A reduction in the temperature rise was also observed after pre-drilling, which makes this additional step seem sensible. The temperature rise during implant insertion is a topic often neglected in the literature due to the very low rotational speed. However, the results show that a certain temperature rise can occur, which is in the non-critical range and is likely related to the thread geometry.

Conclusion

Of all the factors that influence temperature development during implant bed preparation, bone density is the most important one. Adequate cooling should also be ensured at all times. A low rotational speed is beneficial during implant insertion to keep temperature development to a minimum and avoid damage to the bone tissue.

2 Einleitung

2.1 Entwicklung der Implantologie

Seit jeher gelten gesunde Zähne als ein gesellschaftliches Ideal. Neben der mastikatorischen Funktion ist ein schönes Lächeln aber auch relevant für das psychologische Wohlbefinden. Es überrascht also nicht, dass bereits vor Jahrtausenden versucht wurde, verlorene Zähne zu ersetzen. Archäologische Funde aus der Maya-Zeit bewiesen die Verwendung von Steinen als Zahnersatz (Pal 2015), im alten Ägypten wurden aus Muschelschalen und Steinen geschnitzte Zähne in vorher gefertigte Hohlräume im Kieferknochen eingebracht (Pal 2014, Gaviria et al. 2019). Wenngleich diese Art des Zahnersatzes auch als Implantat bezeichnet wird, hat es doch wenig mit dem heutigen Verständnis der Implantologie und vor allem der Osseointegration zu tun.

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts, begann die Form der Implantatverankerung sich zu verändern, neben flachen subperiostal platzierten Implantaten kamen auch erstmals schraubenförmige Implantate zum Einsatz (Fomin et al. 2019). Auch die Transplantation von menschlichen Fremdzähnen galt bis Mitte des 20. Jahrhunderts als Option, führte aber zu einer Vielzahl von Problemen, vor allem der immunologischen Ablehnung durch den Träger¹(Fomin et al. 2019). Der vermutlich bedeutendste Fortschritt in der Implantologie ist einer Serendipität des schwedischen Wissenschaftlers Per-Ingvar Brånemark zu verdanken, dessen Forschungen erstmals zu einer mikroskopisch überprüfbaren direkten Implantat-Knochen-Verbindung führten (Gaviria et al. 2014). Wenngleich sein Ziel zu diesem Zeitpunkt die Entfernung von Titanschrauben aus einem Kiefer war, stellte der Orthopäde schnell fest, dass der Knochen bereits fest mit dem Titanmaterial verbunden und eine Wiederentfernbarkeit nicht möglich war (Pal 2015). Brånemark nannte dieses Phänomen „Osseointegration“ und gilt nicht zuletzt deswegen bis heute als Vater der modernen Implantologie. Schon 1965 setzte er die ersten vier Implantate in einen zahnlosen Unterkiefer (Rawat et al. 2024).

Titan und seine Legierungen sind aus der dentalen Implantologie ebenso wie aus vielen anderen medizinischen Bereichen nicht mehr weg zu denken. Durch die Titanoxidschicht verhält sich das Implantat chemisch stabil und nahezu bioinert. Allerdings gibt es Studien, die bei größeren Implantatoberflächen im Fall einer totalen Knie-Endoprothese aus Titan einen Serumanstieg

¹ In der vorliegenden Arbeit verwendete Personenbezeichnungen beziehen sich gleichermaßen auf weibliche, männliche und diverse Personen. Ausschließlich zum Zweck der besseren Lesbarkeit wird auf eine geschlechtsspezifische Schreibweise oder Mehrfachbezeichnung verzichtet.

von Titan beweisen konnten (Hallab et al. 2000). Während zu Beginn der modernen Implantologie vorwiegend Reintitan genutzt wurde, werden heute vor allem Legierungen verwendet, wie Titan-6Aluminium-4Vanadium (Ti6Al4Va/Titan Grad 5), da sie bessere mechanische Eigenschaften besitzen (Bosshardt et al. 2017).

Die Nachfrage nach Implantaten steigt seit Jahren, während um die Jahrtausendwende die Prävalenz noch bei 0,7% lag, stieg sie bis 2016 bereits auf 5,7% (Elani et al. 2018). Je nach Studie liegt die Überlebensrate der Implantate nach 10 Jahren bei etwa 96,4%, wobei ein höheres Alter des Patienten diese negativ beeinflusst (bei >59 Jahre ist die Überlebensrate 91,5%, Howe et al. 2019).

Trotz der guten Langzeitergebnisse bestehen Risiken, welche zum Implantatverlust führen können, eine gute Nachsorge ist essenziell, um der Entwicklung einer Periimplantitis entgegenzuwirken (Faggion et al. 2016, Cho-Ying et al. 2019). Kommt es zu einem Implantatverlust, stellt das für die meisten Implantatträger ein traumatisches Ereignis dar. Implantatverlust wird mit vielen unterschiedlichen Faktoren in Verbindung gebracht. Häufig wird dabei zwischen frühem und spätem Misserfolg unterschieden. Zu Ursachen für späten Implantatverlust zählen unter anderem Implantatfrakturen, Fehlpositionierung des Implantats, Periimplantitis, biomechanische Überbelastung sowie fehlerhafte Behandlungsentscheidungen durch den Zahnarzt (Do et al. 2020, Masaki et al. 2024). Zu den Ursachen des frühen Implantatversagens zählen neben den vom Patienten beeinflussbaren Risiken wie Tabakkonsum und schlechte Mundhygiene auch vorausgegangene Bestrahlung, bestehende Parodontitis der verbleibenden Zähne, Diabetes und die Einnahme von Antidepressiva (Castellano-Cosano et al. 2019, Masaki et al. 2024). Aber auch der chirurgische Vorgang der Implantatsetzung hat einen wesentlichen Einfluss auf die Osseointegration und damit auf den Erfolg des Implantats.

2.2 Aktueller Stand der Forschung

Während der Aufbereitung des Implantatbetts und der Insertion kommt es zu mechanischem und thermischem Stress im Knochen, der ab einer gewissen Grenze zur nachhaltigen Schädigung des Knochens und seiner Regenerationsfähigkeit führt. Eriksson führte dazu in den bereits in den Achtzigerjahren Experimente an vitalem tierischem Knochen durch, und seine Ergebnisse gelten bis heute als valide. Die kritische Temperatur, bei der die Knochengesundheit beeinflusst und die Vitalität der Osteozyten reduziert wird, liegt zwischen 44 und 47 °C. Die Dauer der Spitztemperatur ist dabei ein wichtiger Faktor (Eriksson et al. 1983, Eriksson et

al. 1986, Barone et al. 2016). Es ist unvermeidbar, dass es bei der Aufbereitung des Implantatbetts und bei der Insertion des Implantats durch Reibung zu einem Temperaturanstieg kommt. Allerdings sollte diese entstehende Temperatur so gering wie möglich gehalten werden. Geringere Temperaturen werden mit mehr direktem Knochen-Implantat-Kontakt in Verbindung gebracht, die Osseointegration verläuft besser und der Knochenrückgang kann weitestgehend vermieden werden (Heuzeroth et al. 2021).

Welche Faktoren aber im Einzelnen die Temperaturentwicklung beeinflussen ist ein diskutiertes Thema (Gargallo-Albiol et al. 2021, Parvizi et al. 2023). Viele Untersuchungen verwenden Polyurethanschaum als Knochenäquivalent, da es in vielerlei Hinsicht dem echten Knochen ähnelt (Davidson et al. 2000, Gómez et al. 2013, Fu et al. 2024).

Bekannt ist, dass die Kühlung eine essenzielle Rolle spielt, bereits 1992 beschäftigten sich die ersten Untersuchungen mit diesem Thema (Watanabe et al. 1992). Studien zeigen, dass ohne Kühlflüssigkeit (in aller Regel isotonische Kochsalzlösung) Temperaturen weit über der kritischen Grenze von 44-47 °C entstehen (Sener et al. 2009). Um den Kühleffekt zu maximieren wurde in der Vergangenheit unter anderem mit internen, in den Bohrer integrierten Spülkanälen experimentiert (Gehrke et al. 2021). Diese konnten sich allerdings bisher nicht durchsetzen, da die filigrane Wasserführung rasch blockiert wird und eine Aufbereitung kaum möglich ist. Interessant ist auch die Beeinflussung der Kühlung durch Bohrschablonen, da sie den Zufluss der Kühlflüssigkeit einschränken und den Kühleffekt negativ beeinflussen (Liu et al. 2018, Tuce et al. 2024).

Einige Untersuchungen befassten sich bisher auch mit dem Einfluss des Bohrerdurchmesser, bereits 1997 dokumentierten Wissenschaftler die Temperaturentstehung bei unterschiedlichem Durchmesser (Cordioli et al. 1997). Hierbei gab es allerdings abhängig von Material und Form unterschiedliche Ergebnisse. Die bisherigen Untersuchungen deuten abhängig vom Material in vielen Fällen darauf hin, dass bei geringeren Durchmessern höhere Temperaturen entstehen (Bogaard et al. 1985, Kuster et al. 2021, Tur et al. 2021).

Die Dichte des Knochens beziehungsweise des Knochenimplantats wurde bezüglich ihres Einflusses auf die Temperaturentwicklung in einigen Studien bestätigt (Aghvami et al 2018). Sie hat allerdings auch unabhängig von der Temperatur Einfluss auf das Einheilen des Implantats und unterscheidet sich abhängig von Patient und Lokalisation im Kiefer. Dabei gilt ein dichter Knochen prinzipiell als vielversprechender als ein sehr poröser Knochen (Hao et al. 2014, Trisi et al. 2014, Turkyilmaz et al. 2014, Sagar et al. 2021).

Einige Untersuchungen weisen darauf hin, dass auch die Form des Bohrers und die Anzahl der Schneiden eine Rolle spielen (Heuzeroth et al. 2021). Es liegt nahe, dass sich Bohrer mit der Zeit abnutzen, und auch die Aufbereitung und Sterilisation ihre Schneidleistung beeinflussen können (Ercoli et al. 2004, Chacon et al. 2006, Scarano et al 2020).

Um die Abnutzung sowie entstehende Reibung und damit die Temperaturentstehung zu verringern, kommen auch Beschichtungen zum Einsatz. Eine davon ist Diamond like Carbon (DLC; Bernabeu-Mira et al. 2020, Ramos et al. 2024), welche ihren Ursprung in der Metallindustrie hat und dort die Reibung und Abnutzung der Materialien verringert (Kim et al. 2002, Zolgharni et al. 2008).

In einigen Untersuchungen ging es zudem um den Einfluss von Vorbohrungen auf die Temperaturentwicklung, diesen Studien zufolge haben Vorbohrungen einen negativen Einfluss auf die Temperaturentstehung (Reingewirtz et al. 1997, Brizuela-Velasco et al. 2016, Rugova et al. 2024). Unabhängig von ihrem Einfluss auf die Temperaturentwicklung kann eine Vorbohrung aber das Risiko mechanischer Traumata verringern (El-Bahloul et al. 2020).

Auch die Insertion der Implantate kann mit mechanischen und thermischen Traumata einhergehen. Studien legen auch hier nahe, dass schmalere Implantate zu höheren Temperaturen führen und breitere Implantate die Wärmeableitung besser gewährleisten können (Flanagan et al. 2014). Auch die Länge des Implantats spielt eine Rolle für die Temperaturentwicklung (Möhlhenrich et al. 2021).

Ein höheres Drehmoment während der Insertion hängt sowohl mit der Temperaturentwicklung zusammen (Marković et al. 2013) als auch mit der Primärstabilität (do Vale Souza et al. 2021, Casetta et al. 2022), welche sich mittels Resonanzfrequenzanalyse messen lässt (Quesada-Garcia et al. 2009). Es gibt auch Untersuchungen, die zwischen Drehmoment und Primärstabilität keinen Zusammenhang sehen (Lages et al. 2018). Ein hohes Drehmoment kann allerdings auch für mechanische Traumata sorgen und zu Rissen im Knochengewebe führen (Barone et al. 2015, Coyac et al. 2016).

2.3 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss der verschiedenen Faktoren miteinander zu vergleichen und eine klare Antwort auf die Frage zu geben, welche im Einzelnen die Temperatur bei der Implantatbettaufbereitung und Implantatinserterion beeinflussen und welche zu vernachlässigen sind. Es werden der Einfluss der Dichte, der Abnutzung, des Durchmessers, der Beschichtung, der Vorbohrung sowie der Kühlung *in vitro* untersucht. Dabei soll auch der oft vernachlässigten Temperaturentwicklung bei Implantatinserterion Beachtung geschenkt werden. Des Weiteren wird zu einer besseren Beurteilung einer neuartigen Bohrerbeschichtung ein *in vivo* Versuch herangezogen.

Die Nullhypothese nahm an, dass durch den Einfluss der unterschiedlichen Faktoren kein Unterschied in der Temperaturentwicklung besteht.

3 Material und Methode

Das primäre Ziel der Studie war es die Temperaturentwicklung bei Implantatbettaufbereitung und Implantatinserterion zu untersuchen. Hierfür wurden unterschiedliche Durchmesser und Beschichtungen an Bohrern verglichen und unterschiedlich geformte Implantate genutzt, welche anschließend auf Stabilität untersucht wurden. Auch die Dichte des Knochens hat einen Einfluss, weswegen unterschiedlich dichtes synthetisches Knochenmaterial zum Einsatz kam. Die Versuche gliedern sich in einen *in vivo* Anteil, sowie zwei *in vitro* Untersuchungen.

3.1 Temperatur bei Implantatbettaufbereitung im Kunstknochen



Abb. 1: Versuchsaufbau mit Kunststoffhalterung und Winkelstück. Der Bohrer trifft senkrecht auf den Knochenblock

Das Design ist angelehnt an bisherige Studien zur Temperaturentwicklung bei Implantatbettaufbereitungen entwickelt worden (Flanagan et al. 2014, Heuzeroth et al. 2021, Kuster et al. 2021, Parvizi et al. 2023). Aus autopolymerisierendem Kunststoff wurde eine Halterung für das Winkelstück hergestellt, welche fest an einer Standbohrmaschine verankert war (Probase-Ivoclar, Ellwangen, Deutschland). Der Bohrer traf dadurch genau senkrecht auf ein synthetisches Knochenmaterial aus Polyurethanschäum (im Folgenden als Kunstknochen bezeichnet), welches bereits in vielen Untersuchungen als Knochenäquivalent genutzt wurde (Gargallo-Albiol et al. 2021, Kuster et al. 2021) und erreichte eine Bohrtiefe von 10mm (Abb. 1). Alle Bohrungen erfolgten mit einem Chirurgiemotor (Mastersurg, KaVo, Biberach,

Deutschland) bei 800rpm (rounds per minute). Auf den Bohrer wirkte ein kontinuierliches Gewicht von 1000g.

Die Temperaturmessung erfolgte durch kleine Temperatursensoren, welche bereits vor Bohrung in 0,5mm Abstand zum Bohrer eingebracht wurden. Hierfür wurde eine Bohrung mit einem Durchmesser von 0,5mm bis zu einer Tiefe von 3mm sowie eine Bohrung mit einem Durchmesser von 1,5mm bis zu einer Tiefe von 10mm vorgenommen (Abb. 3). Diese waren an ein Temperaturmessgerät (HH506ra, Omega Engineering, Deckenpfronn, Deutschland) angeschlossen, welches die Temperatur einmal pro Sekunde dokumentierte. Um den Anstieg der Temperatur zu bestimmen, wurde die Differenz der Anfangs- und Maximaltemperatur als wesentlicher Parameter in dieser Studie genutzt. Die Temperatur wurde auch nach Abschluss der Bohrung weiterhin aufgezeichnet, bis sie zu fallen begann, da die Maximaltemperatur nicht immer mit Abschluss der Bohrung übereinstimmt. Der 0,5mm Abstand zum Bohrer wurde mittels einer Aluminiumschablone sichergestellt, welche für jede Bohrergröße einzeln angefertigt wurde. Die Aluminiumschablone enthielt je zwei Löcher für die Temperatursensoren, sowie ein Loch, das 0,5mm größer als der Bohrer war, um keinen Einfluss auf den Temperaturanstieg zu haben (Abb. 2). Eine Auflistung der Versuchsreihen findet sich in der anliegenden Tabelle (Tab. 2).

Jede Versuchsreihe wurde fünf Mal wiederholt. Alle Bohrungen fanden hierbei ohne Vorbohrungen statt (Ausnahme Versuchsreihe DLC 2,8mm, Vorbohrung 2mm).

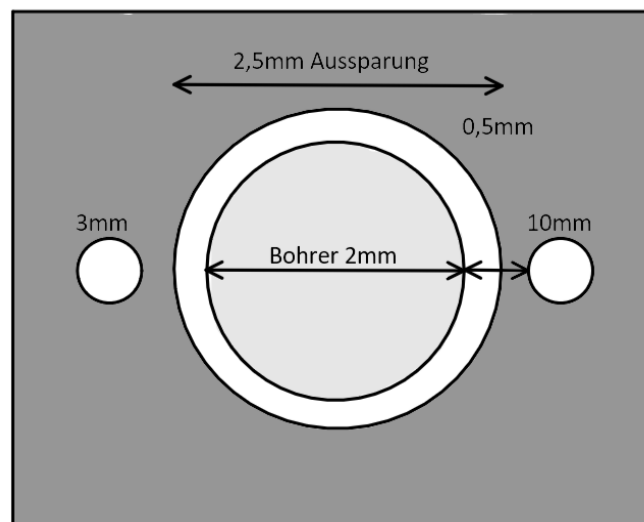


Abb. 2: Schematische Darstellung der Aluminiumschablone für einen 2mm Bohrer

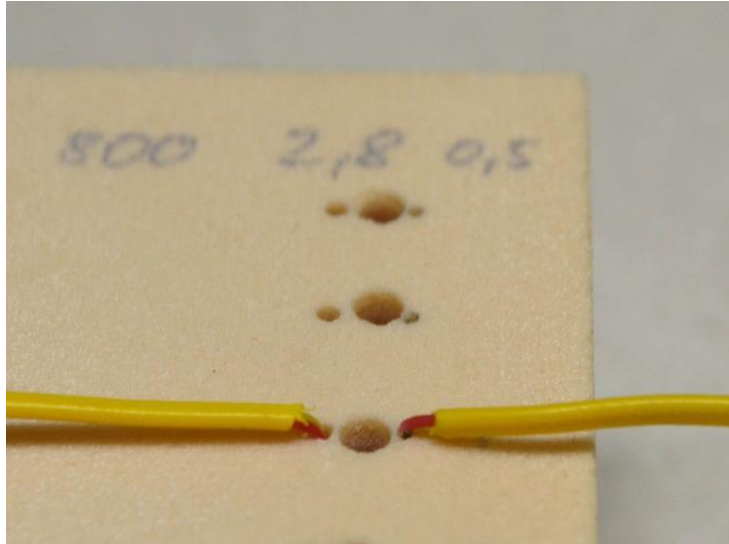


Abb. 3: Die Temperatursensoren messen in einer Tiefe von 3mm und 10mm die entstehende Temperatur bei einem Abstand von 0,5mm zum Bohrer.

a) 2,8mm Bohrer in Kunstknochen verschiedener Dichte

Zur Untersuchung des Einflusses von Materialdichte auf die Temperaturentwicklung wurden Bohrungen in unterschiedlich dichtem Kunstknochen durchgeführt, wobei der Durchmesser der unbeschichteten Edelstahlbohrer (ES) mit 2,8mm konstant blieb. Es wurden drei Versuchsreihen durchgeführt in Materialdichten von 20pcf (pound per cubic foot, abgekürzt lb/ft³, entspricht einer Dichte von 0,32g/cm³, Versuchsreihe 1), 30pcf (0,48g/cm³; Versuchsreihe 2) und 40pcf (0,64g/cm³; Versuchsreihe 3; Tab. 2).

Tab. 1: Umrechnung der Materialdichte von lb/ft³ (pcf) in metrische Einheiten (g/cm³)

lb/ft ³	g/cm ³
20	0,32
30	0,48
40	0,64

b) Bohrer unterschiedlicher Durchmesser

Um den Einfluss des Bohrerdurchmesser zu untersuchen, wurden drei unterschiedliche Bohrergrößen miteinander verglichen. Die Bohrungen wurden alle in 40pcf (0,64g/cm³) mit unbeschichteten Edelstahlbohrern (ES) durchgeführt. Die in diesen drei Versuchsreihen

verwendeten Bohrer hatten Durchmesser von 2,0mm (Versuchsreihe 5), 2,8mm (Versuchsreihe 3) und 3,65mm (Versuchsreihe 6; Tab. 2).

c) Neue Bohrer versus Bohrer mit langer Nutzungsphase

Um den Aspekt der Abnutzung zu untersuchen, wurden Bohrer getestet, die bereits 25mal für Bohrungen verwendet worden waren. Eine sterile Aufbereitung fand in der Zwischenzeit nicht statt. Die Bohrungen wurden mit 2,8mm Edelstahlbohrern in 40pcf (0,64g/cm³) Kunstknochen durchgeführt (Versuchsreihe 4) und mit neuen ungenutzten 2,8mm Bohrern in derselben Materialdichte verglichen (Versuchsreihe 5; Tab. 2).

d) Bohrer ohne Beschichtung versus Bohrer mit DLC-Beschichtung

Des Weiteren wurde der Einfluss einer Beschichtung untersucht, welche bekannt für geringe Temperaturentwicklung und Verschleißfestigkeit ist. DLC (Diamond like carbon) findet bisher vor allem in der Industrie Verwendung und sorgt laut bisherigen Studien durch ultrafeine Körnung und Übertragung von Kohlenstoff auf das Gegenmaterial für eine sehr geringe Reibung (Kim et al. 2022). Für diese Variable wurde eine Versuchsreihe mit 2,8mm Bohrern aus Edelstahlbohrern ohne Beschichtung in 40pcf (Versuchsreihe 3) mit DLC-beschichteten Bohrern desselben Durchmessers im selben Material verglichen (Versuchsreihe 7, Tab. 2).

e) DLC-Bohrer: ohne Kühlung, mit Kühlung, mit Vorbohrung

Drei Versuchsreihen beschäftigten sich mit dem Einfluss unterschiedlicher Faktoren bei DLC-Bohrern. Die hier verglichenen Bohrungen wurden alle in 40pcf (0,64g/cm³) mit DLC-beschichteten Bohrern mit einem Durchmesser von 2,8mm durchgeführt. Es gab eine Versuchsreihe ohne Kühlung und ohne Vorbohrung (Versuchsreihe 7), eine Versuchsreihe mit Kühlung und ohne Vorbohrung (Versuchsreihe 8), sowie eine letzte Versuchsgruppe ohne Kühlung mit Vorbohrung (Versuchsreihe 9; Tab. 2). Die Vorbohrung betrug einen Durchmesser von 2,0mm. Die Kühlung wurde mit isotoner Kochsalzlösung (Kochsalzlösung 0,9% NaCl B. Braun AG, Melsungen, Deutschland) durchgeführt. Die Temperatur der Kochsalzlösung lag bei Zimmertemperatur und entsprach damit der Starttemperatur der Messungen.

f) DLC-Bohrer mit Kühlung im Kunstknochen verschiedener Dichte

Neben den oben beschriebenen homogenen Polyurethanschaumausführungen von 20pcf, 30pcf und 40pcf, wurde auch eine Kombination aus 20pcf und 40pcf dichtem Material verwendet. Dabei liegt dem 20pcf (0,32g/cm³) dichten Kunstknochen eine 3mm Schicht aus 40pcf

($0,64\text{g/cm}^3$) auf, welche die Kortikalis imitieren soll. Dadurch entsteht eine sehr hohe Ähnlichkeit zum Kieferknochen des Menschen (Abb. 4). Die Bohrungen wurden mit einem 2,8mm dicken DLC-beschichteten Bohrer unter Kühlung (0,9% NaCl) durchgeführt (Versuchsreihe 10) und verglichen mit Bohrungen, welche unter den exakt gleichen Umständen stattgefunden hatten, außer, dass homogenes 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) Material verwendet wurde (Versuchsreihe 8; Tab. 2).

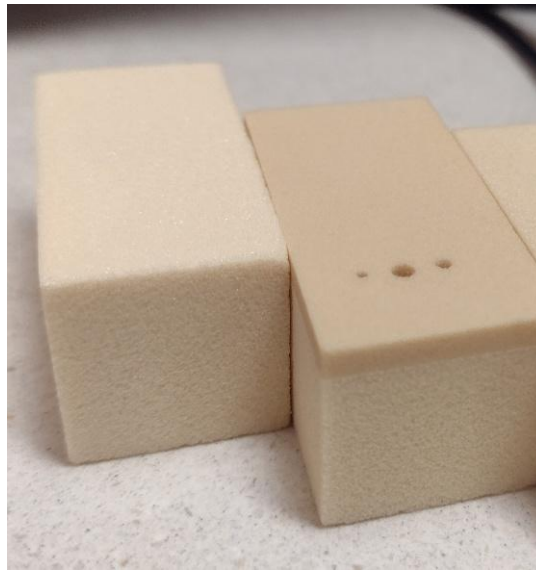


Abb. 4: Das künstliche Knochenmaterial lässt sich durch seine spongiöse Konsistenz (20 bis 30pcf) gut mit dem spongiösen Anteil des Kiefers vergleichen (links). Durch eine dichtere Deckschicht (40pcf) kann auch die Kortikalis simuliert werden (rechts).

Drei der Versuchsreihen wurden zusätzlich auf ihre Wärmeentwicklung mithilfe einer Infrarotkamera untersucht. Die Temperatur des Bohrers wurde im Anschluss an den Bohrvorgang mit einer Infrarotkamera (TC001, Topdon, Shenzhen, China) festgehalten. Bei den Infrarotmessungen wurde nur die absoluten Temperaturen in die statistischen Untersuchungen miteinbezogen, die Differenzen von Start zu Ende spielten keine Rolle. Die Infrarotmessungen fanden bei den DLC-Bohrern ohne Vorbohrung statt, also Versuchsreihen 7, 9 sowie 10. Die Werte sind relevant für den Studienteil *in vivo*, sie spielen in der Untersuchung *in vitro* keine direkte Rolle.

Tab. 2: Versuchsreihen und Variablen *in vitro*

	Ø	Beschichtung	Knochendichte	Kühlung	Vorbohrung	Neu	Temperatur
1.	2,8mm	ES/keine	20pcf			Ja	3mm, 10mm
2.	2,8mm	ES/keine	30pcf			Ja	3mm, 10mm
3.	2,8mm	ES/keine	40pcf			Ja	3mm, 10mm
4.	2,8mm	ES/keine	40pcf			Nein	3mm, 10mm
5.	2,0mm	ES/keine	40pcf			Ja	3mm, 10mm
6.	3,65mm	ES/keine	40pcf			Ja	3mm, 10mm
7.	2,8mm	DLC	40pcf			Ja	3mm, 10mm, IR
8.	2,8mm	DLC	40pcf	Ja		Ja	3mm, 10mm, IR
9.	2,8mm	DLC	40pcf		2mm	Ja	3mm, 10mm
10.	2,8mm	DLC	20+40pcf Kort.	Ja		Ja	3mm, 10mm, IR

Statistische Auswertung

Um eine Normalverteilung der Messwerte zu bestätigen, ist der Shapiro-Wilk Test für die oberflächlichen und tiefen Temperaturanstiege angewandt worden. Durch den Levene Test wurde außerdem die Varianzgleichheit überprüft. Für paarweise Vergleiche zwischen den experimentellen Gruppen wurde ein Zweistichproben-t-Test mit einer p-Wert-Anpassung für multiple Vergleiche nach der Bonferroni-Holm-Korrektur vorgenommen. Das Signifikanzniveau wurde für alle statistischen Analysen auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

3.2 Temperatur bei Implantatbettauflbereitung in vivo am Minischwein

Tab. 3: Versuchsreihen und Variablen *in vivo*

	Ø	Beschichtung	Knochen	Kühlung	Neu	Temperatur
11.	2,8mm	DLC	Minischwein	Ja	Ja	IR
12.	2,8mm	STRMN	Minischwein	Ja	Ja	IR

Der zweite Teil der Studie untersuchte die Wärmeentwicklung bei Bohrungen als Teil einer Tierversuchsreihe. Unterschieden wurden in diesem Teil die oben genannten DLC-Bohrer und klassische unbeschichtete Edelstahl-Einwegbohrer (für Straumann BLT Implantate, STMN; Straumann AG, Basel, Schweiz). Alle Bohrer hatten einen Durchmesser von 2,8mm. Die Bohrungen wurden mit Kühlung (isotonische Kochsalzlösung) bei 800rpm durchgeführt. Es fanden keine Vorbohrungen statt (Tab. 3).

An fünf Minischweinen wurden jeweils vier bis fünf Implantatbettauflösungen und anschließend entsprechende Implantatinsertionen durchgeführt (Erbel et al. 2025, Saarland – Landesamt für Verbraucherschutz; Versuch: 07/2023). Im *in vivo* Teil der Studie wurde bei insgesamt 31 Bohrungen die Bohrer-temperatur mit einer Infrarotmessung dokumentiert, 22 Infrarotmessungen dokumentierten die Bohrer-temperatur von DLC-beschichteten Bohrern, neun Messungen bezogen sich auf die Daten der Straumann-Edelstahl-Bohrer. Die Temperaturmessungen erfolgten hier allein durch die oben genannte Infrarotkamera (TC001, Topdon), welche die Bohrer-temperatur im direkten Anschluss an die Bohrungen dokumentierte (Abb. 5).

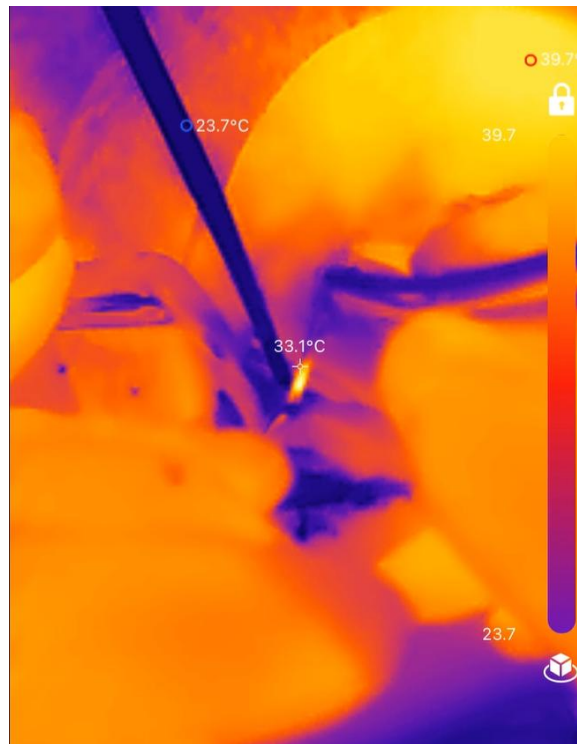


Abb. 5: Infrarotmessung der Bohrer-temperatur am Minischwein.

Statistische Auswertung

Die Infrarotwerte wurden mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung untersucht. Mithilfe des Wilcoxon-Tests, welcher resistent gegenüber unterschiedlichen Stichprobengrößen ist, wurde eine Untersuchung auf signifikante Unterschiede durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde wie im vorangegangene *in vitro* Teil bei $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Anhand einer linearen Regressionsanalyse konnte durch die *in vivo* IR-Werte ein Rückschluss auf die intraossäre Temperatur gezogen werden. Dafür wurde zunächst die Messungen aus den *in vitro* Untersuchungen der drei Versuchsreihen mit Infrarotmessungen genutzt. Durch den Zusammenhang zwischen Infrarotmessungen und den mittels Temperatursensor gemessenen Temperaturanstiegen wurde eine Formel aufgestellt, mithilfe derer man die im Schweinekiefer vorliegende Temperaturentwicklung kalkulieren konnte.

Tab. 4: Formel für die lineare Regressionsanalyse

DIFF = a + b * IR + res	
DIFF	Temperaturanstieg im Kunstknochen
a	Y-Achsenabschnitt (wenn IR = 0)
b	Steigerung der intraossären Temperatur (wenn IR +1)
IR	Gemessene Infrarottemperaturen
res	Regressionsresidual

Diese Formel definierte die Beziehung zwischen der abhängigen Variablen (hier DIFF) und der unabhängigen Variablen (hier IR). Als Voraussetzung galt hierbei der lineare Zusammenhang zwischen den beiden Parametern. DIFF bezeichnete die Temperaturdifferenz gemessen durch die Temperatursensoren, a bezeichnete den Y-Achsenabschnitt und b die Steigung. Mithilfe des Regressionsresiduals wurden Abweichungen der Trendlinie kompensiert, um eine definitive Steigung b zu erhalten (Tab. 4).

Tab. 5: Formel nach lineare Regressionsanalyse zur Berechnung der intraossären Temperaturen

DIFFMinischwein = a + b * IRMinischwein	
DIFFMinischwein	Errechneter intraossärer Temperaturanstieg
IRMinischwein	Infrarotmessungen am Minischwein

Nach Berechnung des Y-Achsenabschnitts und der Steigung, konnten die *in vivo* gemessenen Infrarotmessungen in die Tabelle eingesetzt werden. IRMinischwein stand für die Infrarotmessungen am lebenden Objekt und DIFFMinischwein stand für die kalkulierte intraossäre Temperatur im Schweinekiefer (Tab. 5).

3.3 Temperatur, Drehmoment und Stabilität bei Implantatinserterion

Der dritte Teil der Studie ähnelte im Aufbau stark dem ersten Teil. Der umgebaute Standbohrer hatte auch hier eine fixierte speziell für das Winkelstück angefertigte Halterung aus Kunststoff. Als Knochenäquivalent kam wie im ersten Teil bereits beschrieben Polyurethanschaum zum Einsatz (20pcf PUF mit einer 3mm dicken 40pcf PUF-Schicht als Kortikalisimitat, Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden).

Die Temperatur wurde wie im ersten Teil durch Temperatursensoren in 0,5mm Abstand zum Implantat in einer Tiefe von 3mm und 10mm gemessen. Die 0,5mm Abstände bezogen sich auf die größte Zirkumferenz des Implantats, lag also in Realität abhängig von der Implantatform etwas weiter entfernt (Abb. 6). Wie oben beschrieben, wurde auch hier die Differenz zwischen Start und Maximaltemperatur gebildet. Um eventuelle Abweichungen und Ungenauigkeiten der Messungen auszugleichen werden jeweils fünf Implantate gesetzt. Bei jeder Insertion hatten im Vorfeld Vorbohrungen bis zu einem Durchmesser von 3,7mm stattgefunden.



Abb. 6: Das Temperaturmessgerät (HH506ra – Omega) zeichnet die Temperatur beidseitig es Bohrers bzw. Implantates im Sekundentakt auf.

Neben der entstehenden Temperatur, sollte bei Implantatinserterion auch der Kraftaufwand gemessen werden. Die Implantate wurden mittels eines Chirurgiemotors (IChiropro, BienAir, Biel, Schweiz) mit passendem Winkelstück in den Knochen eingebracht, während das benötigte Drehmoment konstant mit einer Frequenz von 1/200ms aufgezeichnet wurde. Die Eindrehgeschwindigkeit lag bei 35rpm.

Abschließend wurde die Stabilität mittels Resonanzfrequenzanalyse analysiert (Osstell AB, Göteborg, Schweden). Pro Implantat wurden zwei Messungen durchgeführt, welche in einem 90 Grad Winkel zueinander lagen, aus denen anschließend die Mitte gebildet wurde. Ein Wert von 1 bis 99 auf der ISQ-Skala (Implantatstabilitätsquotient) gab dann Auskunft über die Stabilität der Implantate, ein ISQ-Wert < 60 steht für eine geringe Stabilität, ein ISQ-Wert von 60-69 steht für eine mittelmäßige Stabilität und ISQ-Werte über 70 zeigen eine hohe Stabilität des Implantats.

Es wurden zwei unterschiedlich geformte Implantate verglichen. Ein klassisches Design, welches sich in der Tiefe verjüngte (Abb. 7, MAX, Alfagate, Kfar Qara, Israel), mit einer Länge von 11,4mm und einen Maximaldurchmesser von 4,2mm. Zum anderen ein neuartiges Design (Abb. 8, MT, AlfaGate), welches mit einer Länge von 10mm etwas kürzer und mit einem Durchmesser von 4,3mm etwas breiter war. Es zeichnete sich durch eine Veränderung im Kerndurchmesser sowie in der Gewindegeometrie aus. Der Kerndurchmesser war im mittleren Bereich maximal und verjüngt sich nach apikal, während die scharfen Kanten im apikalen Bereich weiter ausgezogen waren (Schulz et al. 2021).



Abb. 7: MAX Implantat von Alfagate mit nach apikal sich verjüngender Form



Abb. 8: MT Implantat Alfagate mit neuartigem Design

Statistische Auswertung

Wie im oberen Teil der Studie erfolgte auch hier, unter Annahme einer Normalverteilungen der Messungen, ein Zweistichproben-T-Test für statistische Vergleiche. Diese Tests sind robust gegenüber Verletzung ihrer Anforderungen, sofern Stichproben gleicher Größe verglichen werden. Das Signifikanzniveau wurde bei $\alpha = 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Implantatbettbereitung und Temperaturmessung in Kunstknochen

Die Aufbereitung des Implantatbettes und die Messung der entstehenden Temperatur erfolgten in Kunstknochen (Polyurethanschaum). Alle Versuchsreihen bestanden aus je fünf Messungen in 3 und 10mm Tiefe. Aus diesen fünf Werten wurde jeweils der Durchschnitt gebildet und mit den jeweiligen Standardabweichungen (SD) dokumentiert.

a) Bohrer in Kunstknochen verschiedener Dichte

Die Bohrungen im Kunstknochen (Polyurethanschaum) wurden mit Edelstahlbohrern mit einem Durchmesser von 2,8mm bei 800rpm ohne Kühlung durchgeführt. Bei 20pcf (pound per cubic foot, abgekürzt lb/ft³, entspricht einer Dichte von 0,32g/cm³) lag der Temperaturanstieg in 3mm Tiefe bei 1,4 °C (SD 0,2) und in 10mm Tiefe bei 0,9 °C (SD 0,2). Bei Polyurethanschaum von 30pcf Dichte (0,48g/cm³) entstanden in 3mm Tiefe durchschnittlich 3,4 °C (SD 0,3) und in 10mm Tiefe durchschnittlich 2,6 °C (SD 0,8). In der 40pcf (0,64g/cm³) dichten Probe lag der durchschnittliche Temperaturanstieg in 3mm Tiefe bei 6,3 °C (SD 0,8) und in 10mm Tiefe bei 7,4 °C (SD 1,6; Abb. 9, Abb. 10).

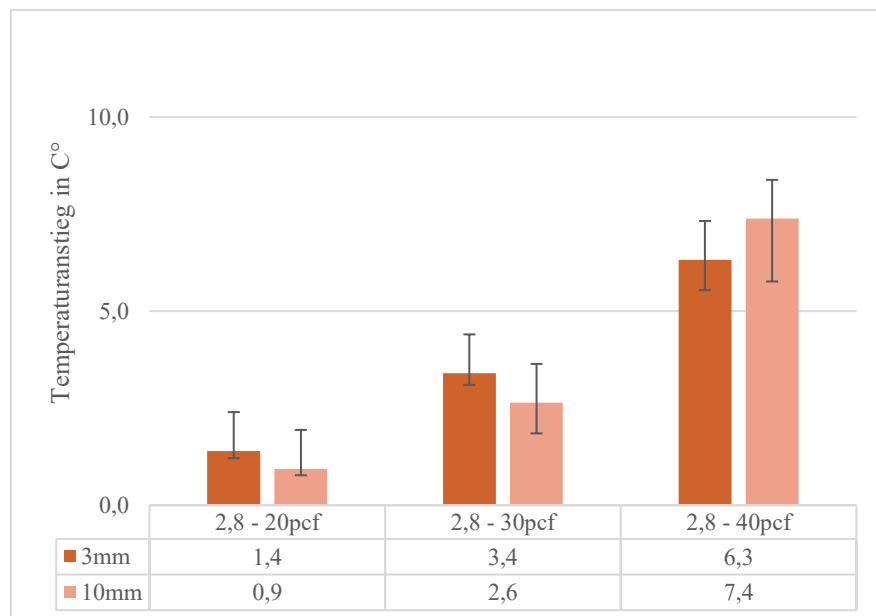


Abb. 9: Durchschnittlicher Temperaturanstieg inklusive Standardabweichungen (SD) bei 2,8mm-Bohrern in 20pcf, 30pcf und 40pcf Polyurethanschaum, gemessen in 3 und 10mm Tiefe.

b) Bohrer unterschiedlicher Durchmesser

Die Bohrungen wurden in Kunstknochen mit einheitlicher Dichte (40pcf entspricht $0,64\text{g/cm}^3$) durchgeführt. Bei Edelstahlbohrern mit 2,0mm Durchmesser lag der durchschnittliche Temperaturanstieg bei Bohrungen in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) dichten Polyurethanschaum in 3mm Tiefe bei $6,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,1) und in 10 mm Tiefe bei $3,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,7). Edelstahlbohrer mit einem Durchmesser von 2,8mm führten durchschnittlich zu einem Temperaturanstieg von $6,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,8) in 3mm Tiefe und $7,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,6) in 10mm Tiefe. Bei den Bohrungen mit 3,65mm Edelstahlbohrern ergaben sich durchschnittliche Temperaturdifferenzen von $6,8\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,6) in 3mm Tiefe und $6,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,6) in der Tiefe von 10mm (Abb. 10).

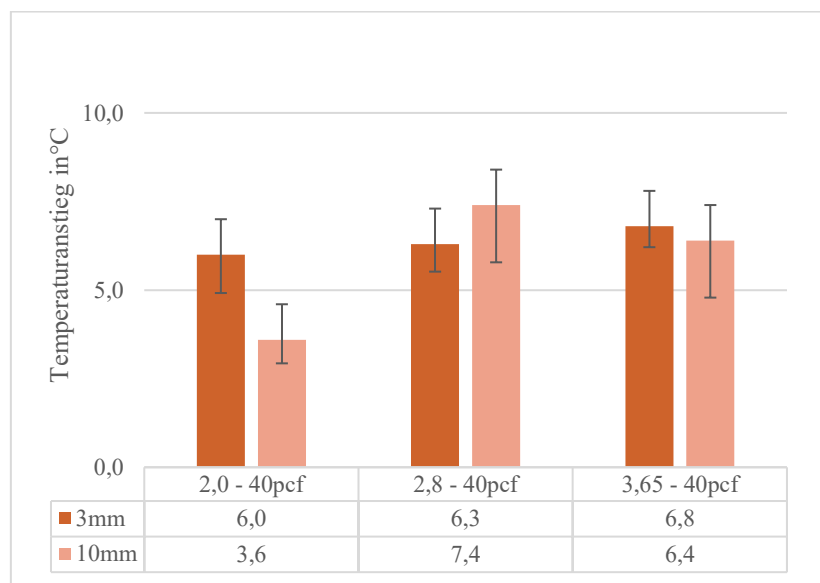


Abb. 10: Durchschnittlicher Temperaturanstieg mit SD in 40pcf Polyurethanschaum bei Bohrerdurchmessern von 2,0mm, 2,8mm und 3,65mm, gemessen in 3 und 10mm Tiefe.

c) Neue Bohrer versus Bohrer mit langer Nutzungsphase

Die Temperaturentwicklung der neuen Edelstahlbohrer mit einem Durchmesser von 2,8mm lag in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) dichtem Polyurethanschaum durchschnittlich bei $6,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,8) in 3mm Tiefe und $7,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,6) in 10 mm Tiefe. Die Bohrungen der mehr als 25-mal verwendeten Edelstahlbohrern führten zu einem durchschnittlichen Temperaturanstieg von $10,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 3,2) in 3mm Tiefe und $6,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,6) in 10mm Tiefe (Abb. 11).

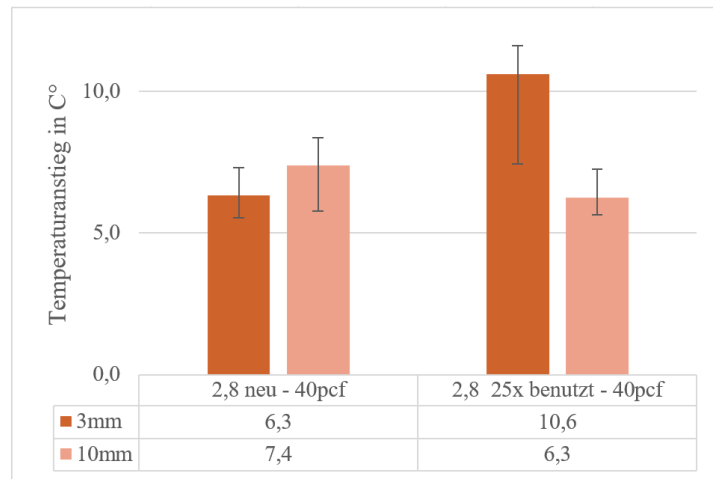


Abb. 11: Durchschnittlicher Temperaturanstieg mit SD bei neuen und 25 mal benutzten Edelstahlbohrern, gemessen in 3 und 10mm Tiefe in 40pcf Polyurethanschaum.

d) Bohrer ohne Beschichtung versus Bohrer mit DLC-Beschichtung

Die 2,8mm Bohrer führten ohne Beschichtung in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) dichtem Polyurethanschaum zu einem durchschnittlichen Temperaturanstieg von $6,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 0,8) in einer Tiefe von 3mm und zu einem durchschnittlichen Temperaturanstieg von $7,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,6) in 10mm Tiefe. Die Temperaturen, welche bei 2,8mm Bohrern mit der DLC-Beschichtung (Diamond Like Carbon) entstanden, lagen in 3mm Tiefe durchschnittlich bei $21,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 2,5) und in 10mm Tiefe durchschnittlich $11,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ (SD 1,4; Abb. 12).

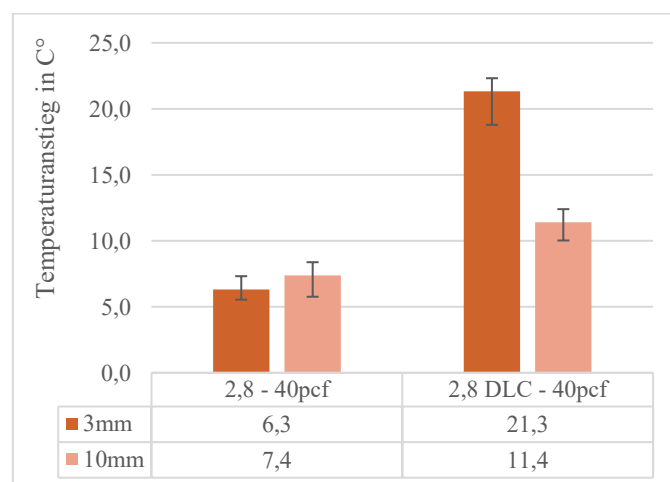


Abb. 12: Durchschnittliche Temperaturanstiege mit SD bei unbeschichteten Edelstahlbohrern und DLC-beschichteten Bohrern, gemessen in 3 und 10mm Tiefe. Beachte die Höhe der y-Achse.

e) DLC-Bohrer: ohne Kühlung, mit Kühlung, mit Vorbohrung

Die Bohrungen wurden in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) dichtem Kunstknochen mit DLC-beschichteten Bohrern mit einem 2,8mm Durchmesser durchgeführt. Die DLC-beschichtete Bohrer führten ohne Kühlung in 3mm Tiefe zu einem durchschnittlichen Temperaturanstieg von $21,3\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 2,5) und in 10mm Tiefe zu einer Temperaturentwicklung von durchschnittlich $11,4\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 1,4). In Kombination mit der Kühlung führte der DLC-beschichtete Bohrer in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) Polyurethanschaum zu einer durchschnittlichen Zunahme der Temperatur um $1,8\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 0,4) in 3mm Tiefe und $3,5\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 1,9) in 10 mm Tiefe. Die Bohrungen ohne Kühlung, welche nach einer 2mm Vorbohrung mit einem 2,8mm DLC-beschichteten Bohrer durchgeführt wurden, zeigten einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von $2,1\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 0,7) in 3mm Tiefe und $0,7\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 0,3) in 10mm Tiefe (Abb. 13).

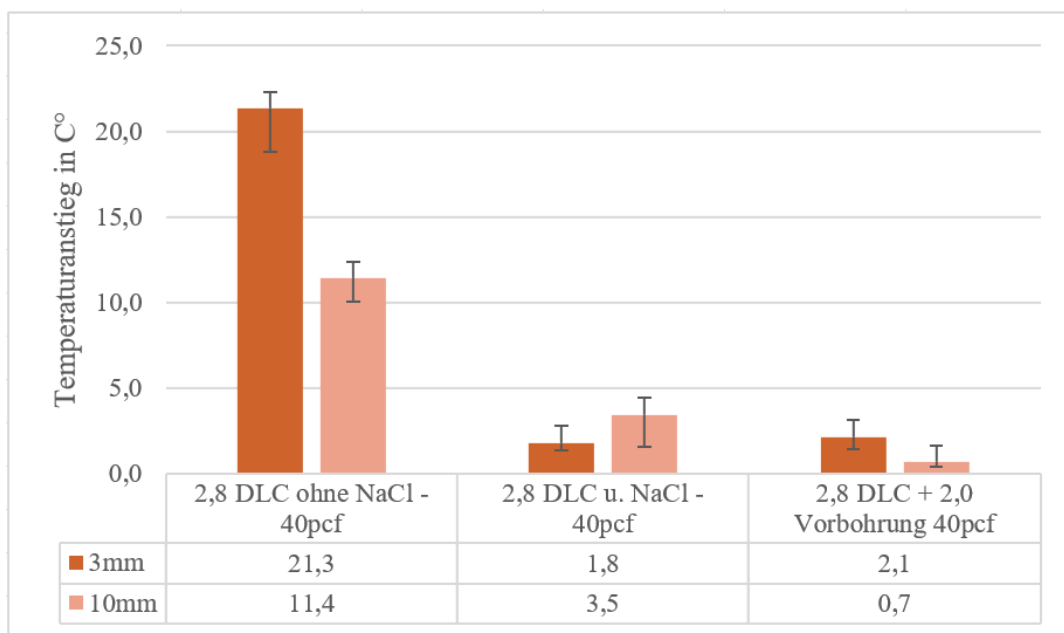


Abb. 13: Durchschnittliche Temperaturanstiege mit SD bei Bohrung mit DLC-beschichteten Bohrern ohne Kühlung, mit Kühlung oder mit Vorbohrung, gemessen in 3 und 10mm Tiefe. Beachte die Höhe der y-Achse.

f) DLC-Bohrer mit Kühlung im Kunstknochen verschiedener Dichte

Die DLC-Bohrungen mit Kühlung in 40pcf ($0,64\text{g/cm}^3$) dichtem Knochenimitat wiesen einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von $1,8\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 0,4) in 3mm Tiefe und $3,5\text{ }^\circ\text{C}$ (SD 1,9) in 10 mm Tiefe auf. In 20pcf ($0,32\text{g/cm}^3$) dichten Knochenersatzmaterial mit einer 3mm dicken

40pcf (0,64g/cm³) Platte als Kortikalis-Imitat mit Kühlung lagen die Temperaturzunahmen in 3mm Tiefe durchschnittlich bei 1,5 °C (SD 0,9) und in 10mm Tiefe bei durchschnittlich 1,3 °C (SD 0,6; Abb. 14).

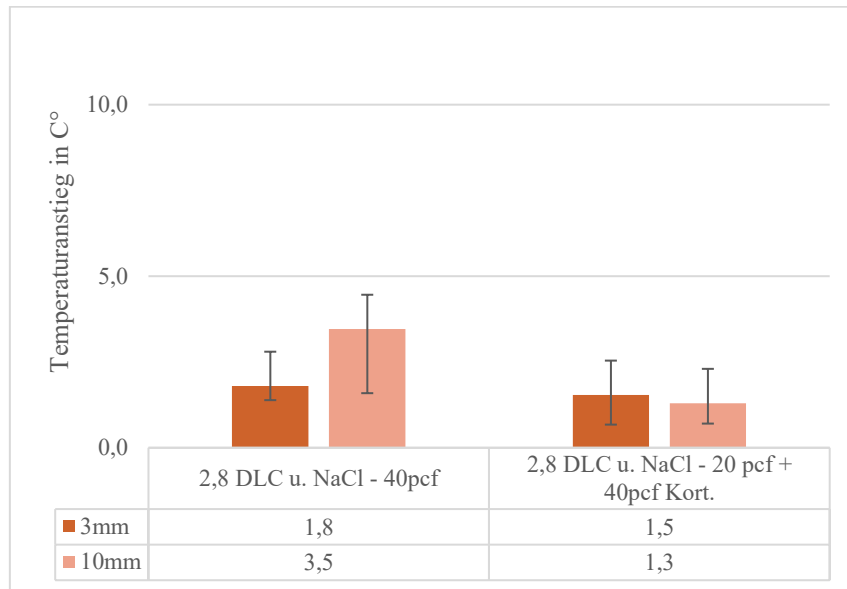


Abb. 14: Durchschnittliche Temperaturanstiege mit SD in 40pcf von 2,8 DLC-Bohrern mit Kühlung, gemessen in 3 und 10mm Tiefe. Links homogenes 40pcf Material, rechts 20pcf Material mit 3mm Kortikalisimitat aus 40pcf.

4.2 Statistische Analyse der Temperaturmessungen im Kunstknochen

Mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests wurde zunächst die Normalverteilung der Messungen innerhalb der einzelnen Versuchsreihen untersucht. Es konnte eine weitestgehende Normalverteilung bestätigt werden. Zwei von den 20 untersuchten Gruppen erfüllten diese Anforderung allerdings nicht und sind mit * gekennzeichnet (Tab. 6).

Tab. 6: Untersuchung der Normalverteilung der zehn Versuchsgruppen mit dem Shapiro-Wilk-Test. Mit Asterisk notierte Werte bezeichnen Versuchsreihen, bei denen keine Normalverteilung vorlag

	3mm	10mm
2,8 20pcf	0,11	0,31
2,8 30pcf	0,22	0,04*
2,8 40pcf	0,77	0,20
2,8 25x genutzt 40pcf	0,30	0,82
2,0 40pcf	0,72	0,72
3,65 40pcf	0,87	0,78
2,8 DLC 40pcf	0,19	0,89
2,8 DLC + 2,0 Vorbohrung 40pcf	0,86	0,42
2,8 DLC + NaCl 40pcf	0,79	0,54
2,8 DLC + NaCl 20pcf + 40pcf Kort.	0,39	0,05*

Die Versuchsreihen mit Polyurethanschaum von 30pcf Dichte in 10mm Tiefe (2,6 °C; SD 0,8) sowie das 20pcf Material mit 3mm dicker 40pcf Platte als Kortikalis und Kühlung in 10mm Tiefe (1,3 °C, SD 0,6) wiesen p-Werte im signifikanten Bereich auf, die Messwerte waren nicht normalverteilt (Tab. 6).

Mit dem Levene-Test wurde die Varianzgleichheit untersucht und zeigte für die Temperaturentwicklung in 3mm Tiefe $p=0,032$ sowie für die Temperaturdifferenzen in 10mm Tiefe $p=0,067$. Aufgrund der fehlenden Varianzenhomogenität wurde statt eines ANOVA-Tests eine schrittweise p-Wert Anpassung mittels Zweistichproben-t-Tests nach der Bonferroni-Holm-Korrektur vorgenommen, um die Signifikanz der unterschiedlichen Variablen (Materialdichte, Bohrerdurchmesser, längere Nutzungsdauer, Beschichtung, Kühlung, Vorbohrung) zu bestimmen. Bei zehn Versuchsreihen ergaben sich in 3 und 10mm Tiefe jeweils 45 Kombinationen, welche im Folgenden in Tabellenform aufgelistet sind. Das Signifikanzniveau wurde bei $p = 0,05$ festgelegt. Alle Vergleiche, die statistisch signifikante Unterschiede ergaben ($p < 0,05$), sind mit Asterisk notiert. Tabelle 2 stellt alle Vergleiche der Messungen aus 3mm Tiefe dar, Tabelle 3 zeigt den Vergleich der Messungen in 10mm Tiefe. Es folgt eine genauere Erklärung derjenigen p-Werte, welche den Einfluss einzelner Variablen untersuchen.

Tab. 7: **3mm Temperaturmessungen:** Paarweise Vergleiche der Versuchsreihen untereinander mit Darstellung signifikanter Unterschiede mittels Asterisks. Schrittweise p-Wert-Anpassung nach der Bonferroni-Holm-Korrektur mittels Zweistichproben-t-Tests.

	2,8 30pcf	2,8 40pcf	2,8 25x 40pcf	2,0 40pcf	3,65 40pcf	2,8 DLC 40pcf	2,8 DLC NaCl 40pcf	2,8 DLC + 2,0 40pcf	2,8 DLC NaCl 20pcf + 40pcf Kort.
2,8 20pcf	0,000*	0,004*	0,046*	0,011*	0,044*	0,004*	0,759	0,029*	1,000
2,8 30pcf		0,004*	0,068	0,016*	0,198	0,004*	1,000	0,000*	0,011*
2,8 40pcf			1,000	1,000	1,000	0,009*	0,321	0,000*	0,000*
2,8 25x 40pcf				1,000	0,472	1,000	0,068	0,044*	0,046*
2,0 40pcf					1,000	0,006*	0,451	0,006*	0,004*
3,65 40pcf						0,018*	0,198	0,000*	0,000*
2,8 DLC 40pcf							0,000*	0,000*	0,000*
2,8 DLC NaCl 40pcf								0,032*	1,000
2,8 DLC + 2,0 40pcf									0,808

Tab. 8: **10mm Temperaturmessungen:** Paarweise Vergleiche der Versuchsreihen untereinander mit Darstellung signifikanter Unterschiede mittels Asterisks. Schrittweise p-Wert-Anpassung nach der Bonferroni-Holm-Korrektur mittels Zweistichproben-t-Tests.

	2,8 30pcf	2,8 40pcf	2,8 25x 40pcf	2,0 40pcf	3,65 40pcf	2,8 DLC 40pcf	2,8 DLC NaCl 40pcf	2,8 DLC + 2,0 40pcf	2,8 DLC NaCl 20pcf + 40pcf Kort.
2,8 20pcf	0,135	0,022*	0,000*	0,018*	0,035*	0,004*	0,429	0,652	1,000
2,8 30pcf		0,029*	0,004*	0,652	0,071	0,000*	1,000	0,071	0,267
2,8 40pcf			1,000	0,067	1,000	0,066	0,135	0,018*	0,016*
2,8 25x 40pcf				0,007*	1,000	0,013*	0,357	0,000*	0,000*
2,0 40pcf					0,213	0,000*	1,000	0,007*	0,013*
3,65 40pcf						0,024*	0,359	0,029*	0,029*
2,8 DLC 40pcf							0,004*	0,000*	0,000*
2,8 DLC NaCl 40pcf								0,359	0,591
2,8 DLC + 2,0 40pcf									0,652

a) Bohrer in Kunstknochen verschiedener Dichte

Bereits eine Zunahme der Dichte um 10pcf sorgte für einen signifikanten Unterschied. Bei den Messungen in 3mm Tiefe ergab sich bei einer Veränderung der Dichte von 20 auf 30pcf ein p-Wert von 0,000, der Vergleich in 10mm Tiefe erfüllte diese Signifikanz allerdings nicht

($p = 0,135$). Die Messungen in 20 und 40pcf dichtem Kunstknochen zeigten in 3mm Tiefe ($p = 0,004$) wie in 10mm Tiefe ($p = 0,022$) eine signifikante Differenz. Beim Vergleich der Messungen in 30 und 40pcf zeigte sich ein signifikanter Unterschied bei den Werten in 3mm Tiefe ($p = 0,004$) und in 10mm Tiefe ($p = 0,029$; Tab. 7, Tab. 8).

b) Bohrer unterschiedlicher Durchmesser

In 3mm Tiefe ergaben sich bei einer Steigerung des Durchmessers von 2,0mm auf 2,8mm keine signifikante Veränderung der Temperatur ($p = 1,000$), auch in 10mm Tiefe ergab sich aus der Veränderung der Temperatur keine statistische Signifikanz ($p = 0,067$). Auch die Temperaturunterschiede bei der Steigerung des Bohrerdurchmesser von 2,8 auf 3,65mm erwiesen sich als insignifikant in 3mm Tiefe ($p = 1,000$) wie auch in 10mm Tiefe ($p = 1,000$). Auch der Vergleich des 2,0mm Bohrers mit dem 3,65mm Bohrer zeigte keine signifikant unterschiedlichen Temperaturentwicklung, weder in 3mm ($p = 1,000$) noch in 10mm Tiefe ($p = 0,213$; Tab. 7, Tab. 8).

c) Neue Bohrer versus Bohrer mit langer Nutzungsphase

Der Vergleich der mehr als 25-mal verwendeten Bohrer zeigte weder in 3mm Tiefe ($p = 1,000$) noch in 10mm Tiefe ($p = 1,000$) einen statistisch signifikanten Unterschied im Gegensatz zu der Verwendung von neuen Bohrern (Tab. 7 und Tab. 8)

d) Bohrer ohne Beschichtung versus Bohrer mit DLC-Beschichtung

Im Vergleich zu den klassischen Edelstahlbohrern entstanden bei den DLC-beschichteten Bohrern in der Versuchsreihe ohne Kühlung und ohne Vorbohrung in 40pcf in 3mm Tiefe signifikant höhere Temperaturen ($p = 0,009$), in 10mm Tiefe war kein signifikanter Unterschied zu verzeichnen ($p = 0,066$; Tab. 7, Tab. 8).

e) DLC-Bohrer: ohne Kühlung, mit Kühlung, mit Vorbohrung

Der Vergleich von DLC-Bohrungen ohne Kühlung (2,8 DLC 40pcf) mit DLC-Bohrungen mit Kühlung (2,8 DLC & H₂O 40pcf) zeigte in 3mm ($p = 0,000$) wie in 10mm Tiefe ($p = 0,004$) eine statistische Signifikanz. Auch der Einsatz einer Vorbohrung (2,8 DLC + 2,0 40pcf) ergab signifikante Temperaturabweichungen im Gegensatz zu den DLC-Bohrungen ohne Kühlung (2,8 DLC 40pcf). In 3mm Tiefe und in 10mm Tiefe ergab sich ein p-Wert von 0,000. Im Vergleich der Versuchsreihe mit Vorbohrung entstanden durch Versuchsreihe mit Kühlung sogar

signifikant geringere Temperaturen in 3mm Tiefe ($p = 0,032$), in 10mm Tiefe ergab sich aus den Temperaturabweichungen keine statistische Signifikanz ($p = 0,359$; Tab. 7, Tab. 8).

f) DLC-Bohrer mit Kühlung im Kunstknochen verschiedener Dichte

Die gemessenen Temperaturen bei Bohrern mit DLC-Beschichtung unter Kühlung (NaCl-Lösung) in homogenem 40pcf Kunstknochen und diejenigen in 20pcf mit einer 3mm Deckplatte aus 40pcf Material als Kortikalis-Imitat ergaben in 3mm Tiefe ($p = 1,0$) sowie in 10mm Tiefe ($p = 0,591$) keine statistisch signifikanten Unterschiede (Tab. 7, Tab. 8).

4.3 In vitro und in vivo Infrarotmessungen

Drei Versuchsreihen wurden im Knochenimitat nicht nur mittels Temperatursensoren dokumentiert, sondern auch mithilfe einer Infrarotkamera untersucht. Es handelte sich um die Versuchsreihen mit DLC-beschichteten Bohrern in 40pcf ohne externe Kühlung, in 40pcf mit Kühlung, sowie in 20pcf mit 3mm 40pcf Deckplatte als Kortikalisimitat. Die Infrarotkamera maß die Temperatur des Bohrers sofort nach Abschluss des Bohrvorgangs.

Bei den DLC-Bohrungen ohne Kühlung in 40pcf dichtem Polyurethanschäum (2,8 DLC 40pcf) lag die gemessene Bohrertemperatur bei durchschnittlich $107,38^{\circ}\text{C}$ (SD 4,4). Unter der Verwendung von externer Kühlung in 40pcf dichtem Material (2,8DLC & NaCl 40pcf) lag die durchschnittliche Bohrertemperatur bei $19,9^{\circ}\text{C}$ (SD 1,1). Bei dem Knochenimitat mit Kortikalisäquivalent (3mm 40pcf Deckschicht und darunter liegendes 20pcf Material) und Kühlung (2,8 DLC & NaCl 20/40pcf) entstand durchschnittlich eine Bohrertemperatur von $20,46^{\circ}\text{C}$ (SD 1,8). Des Weiteren wurden im *in vivo* Teil der Studie Straumann-Einweg-Bohrer aus Edelstahl und als Vergleichsgruppe DLC-beschichtete Bohrer mittels Infrarotkamera auf ihre Temperatur untersucht, beide mit einem Durchmesser von 2,8mm. Im *in vivo* Teil der Studie wurde bei insgesamt 31 Bohrungen die Bohrertemperatur mit einer Infrarotmessung dokumentiert. Dabei dokumentierten 22 Infrarotmessungen die Bohrertemperatur von DLC-beschichteten Bohrern, neun Messungen bezogen sich auf die Daten der Straumann-Einweg-Bohrer. Die Bohrungen mit den Straumann-Einweg-Bohrern führten zu einer durchschnittlichen Bohrertemperatur von $27,9^{\circ}\text{C}$ (SD 2,25). Bei den Bohrungen mit DLC-Beschichtung lag der Durchschnitt der Messungen bei $26,36^{\circ}\text{C}$ (SD 0,96; Abb. 7).

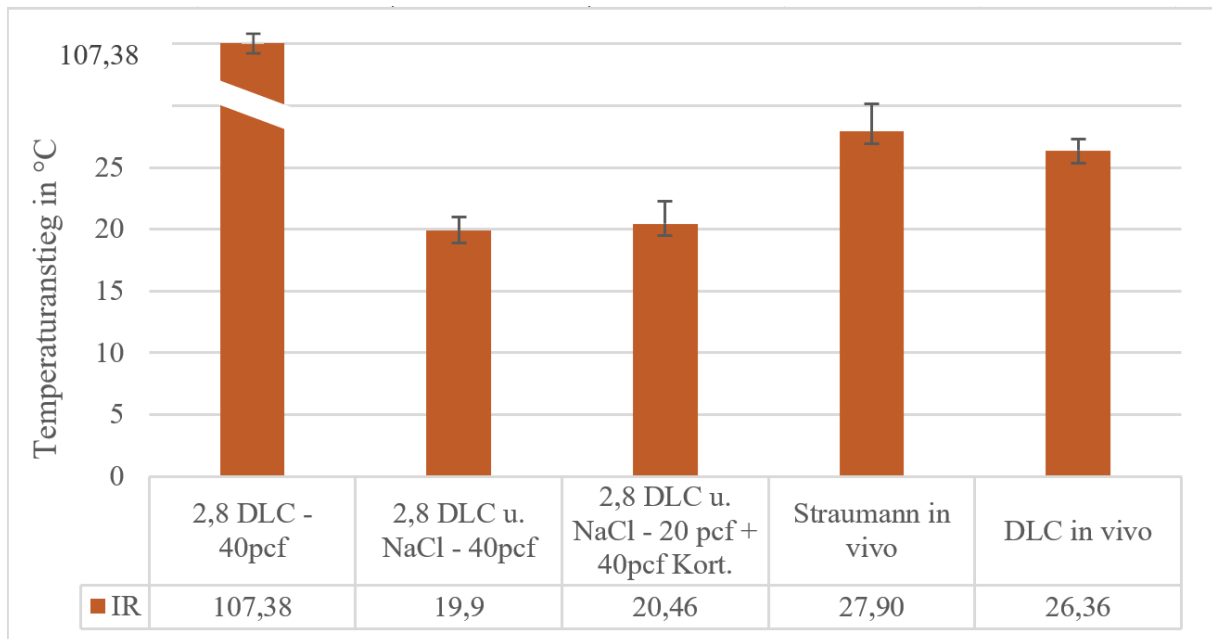


Abb. 15: Durchschnittliche Infrarotmessungen inklusive Standardabweichung. Bohrer von 2,8mm Durchmesser in unterschiedlichen Situationen, drei Versuchsreihen *in vitro*, zwei Versuchsreihen *in vivo*.

4.4 Statistische Analysen der Infrarotmessungen und Regressionsanalyse

Nach der Überprüfung mit dem Shapiro-Wilk-Test ergab sich für vier von fünf Messgruppen eine Normalverteilung der Messwerte. Alle *in vitro* Versuche zeigten eine Normalverteilung der Daten ($p > 0,05$). Die Straumann-Einweg-Bohrer zeigten den Infrarotmessungen zur Folge keine Normalverteilung der Daten ($p = 0,001$). Der DLC-Bohrer führte dagegen zu einer Normalverteilung der Infrarotmessungen ($p = 0,287$; Tab. 9).

Tab. 9: Untersuchung der Normalverteilung der Infrarotmessungen *in vitro* und *in vivo*

	p-Wert
2,8 DLC 40pcf	0,477
2,8 DLC + NaCl 40pcf	0,620
2,8 DLC + NaCl 20pcf + 40pcf Kort.	0,094
2,8 DLC <i>in vivo</i>	0,287
2,8 Straumann <i>in vivo</i>	0,001*

Eine Untersuchung durch den Wilcoxon-Test, welcher robust gegen unterschiedliche Stichprobengrößen ist, bewies einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen. Die Infrarotmessungen an den Straumann-Einweg-Bohrern zeigten signifikant höhere Messwerte als die DLC-Bohrer ($p = 0,02$).

Zur Berechnung der intraossären Temperaturen diente eine lineare Regressionsanalyse. Diese führt durch Untersuchung des Zusammenhangs zwischen zwei Größen zur Möglichkeit, anhand einer bekannten Größe (y-Achse: Infrarotmessung) auf eine unbekannte Größe (x-Achse: intraossärer Temperaturanstieg) rückzuschließen. Es ergaben sich nach der linearen Regressionsanalyse, welche ihre Daten aus den drei Versuchsreihen mit Infrarotmessung bezog, folgende Funktionen:

$$3\text{mm Tiefe: DIFF} = -2,858 + 0,225 * \text{IR}$$

$$10\text{mm Tiefe: DIFF} = 0,3473 + 0,1023 * \text{IR}$$

IR stand für Infrarot, hier wurden die mit der Infrarotkamera gemessenen Werte eingesetzt. Dadurch ergab sich für DIFF ein bestimmter Wert, welcher dem intraossären Temperaturanstieg entsprach. Mittels dieser Formel ließ sich sowohl der durchschnittliche Temperaturanstieg als auch die Standardabweichung errechnen. Die errechnete Temperaturentwicklung lag bei den Straumann-Einweg-Bohrern bei durchschnittlich $3,4^\circ\text{C}$ (SD 0,51) in 3mm Tiefe und bei durchschnittlich $3,2^\circ\text{C}$ (SD 0,23) in 10mm Tiefe. Der intraossäre Temperaturanstieg lag bei den DLC-beschichteten Bohrern nach linearer Regressionsanalyse in 3mm Tiefe bei $3,1^\circ\text{C}$ (SD 0,22) und in 10mm Tiefe bei $3,0^\circ\text{C}$ (SD 0,10; Abb. 16). Die in 4.4 genannten p-Werte bleiben trotz Skalentransformation auch für die intraossären Temperaturen gültig. Das bedeutet, die kalkulierten intraossären Temperaturen im Schweinekiefer zeigten einen signifikanten Unterschied.

Tab. 10: Angenommener intraossärer Temperaturanstieg in $^\circ\text{C}$ im Schweinekiefer. Kalkuliert nach einer linearen Regressionsanalyse.

	Straumann ohne Beschichtung		DLC-Bohrer	
	Durchschnitt	Standardabweichung	Durchschnitt	Standardabweichung
3mm	3,418	0,5061	3,071	0,2161
10mm	3,202	0,2302	3,045	0,0983

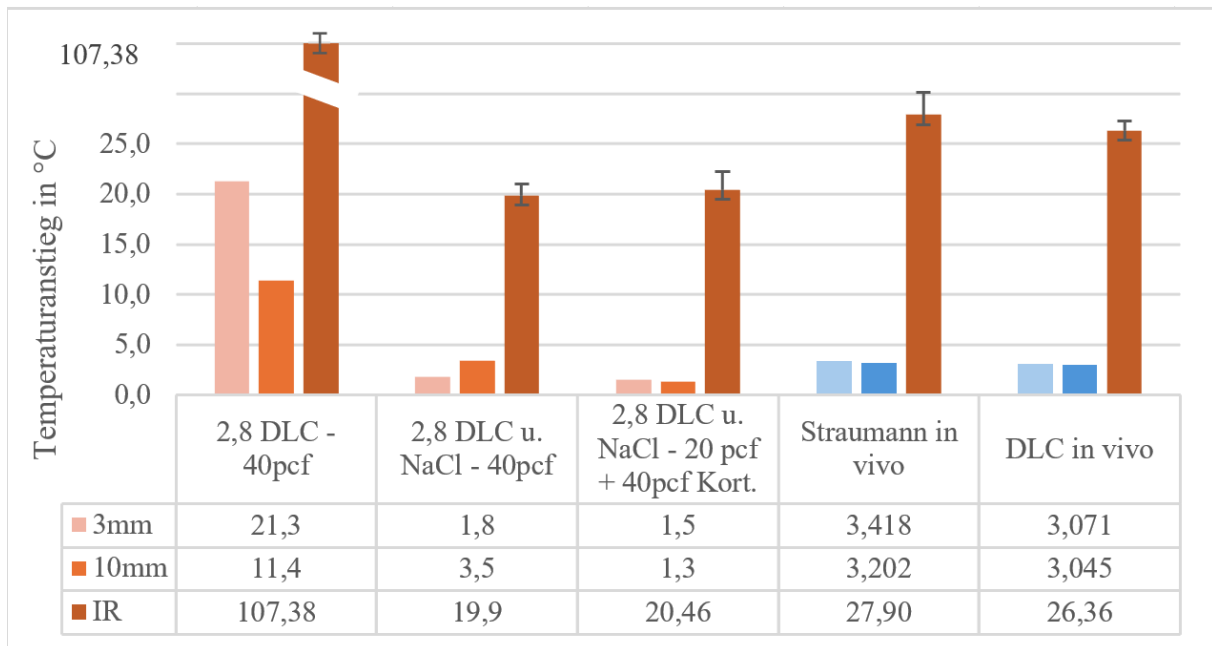


Abb. 16: Versuchsreihen mit Infrarotmessungen. IR steht für die mittels Infrarotkamera gemessenen Temperaturen der Bohrer. Die Messungen in 3mm und 10mm Tiefe sind als Differenz zwischen Anfangs- und Endtemperatur in °C dargestellt. Die Infrarotdaten geben jeweils die Bohrertemperatur in °C mit SD an. Die mittels Regressionsanalyse berechneten intraossären Temperaturanstiege sind hier blau dargestellt (hellblau = 3mm; dunkelblau = 10mm).

4.5 Implantatinserktion und Messungen in Kunstknochen

Die Implantate wurden in ein kieferähnliches Knochenimitat eingeschraubt. Eine Deckschicht aus 40pcf (0,64g/cm³) dichtem Polyurethanschaum stellte die Kortikalis dar und ein 20pcf (0,32g/cm³) dichtes Knochenimitat verkörperte die darunterliegende Spongiosa. Zuvor hatten Vorbohrungen bis zu einem Durchmesser von 3,7mm stattgefunden.

a) Temperaturmessungen während der Insertion

Die Zunahme der Temperatur lag beim konventionellen Implantat (MAX-Implantat) in 3mm Tiefe bei 3,8 °C (SD 0,6) und in 10 mm Tiefe bei 4,5 °C (SD 1,9). Das MT-Implantat sorgte in 3mm Tiefe für einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von 7,6 °C (SD 0,6) und in 10mm Tiefe für einen Anstieg von 7,6 °C (SD 0,2; Abb. 17).

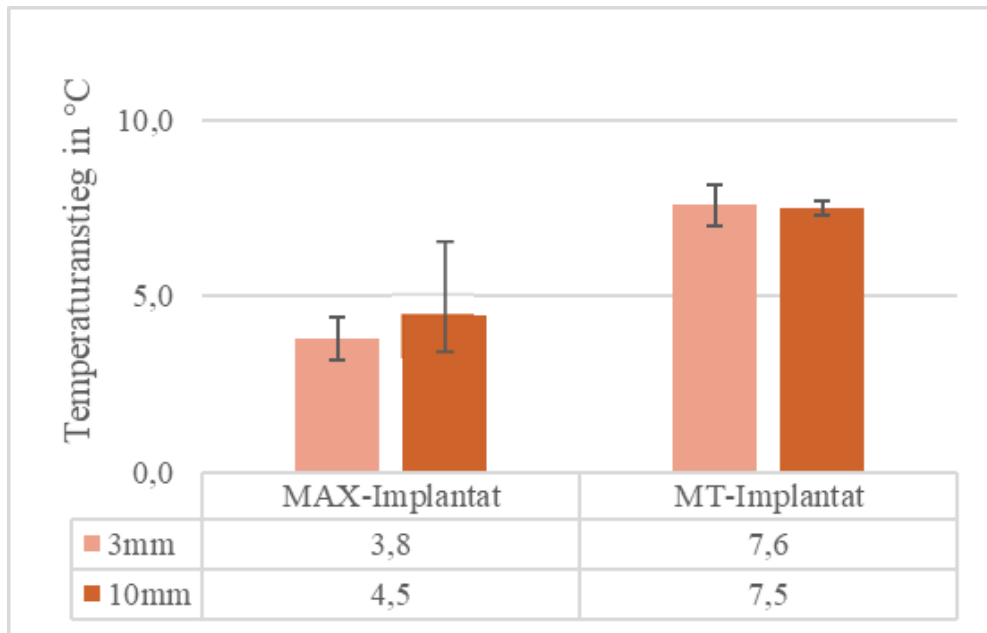


Abb. 17: Durchschnittliche Temperaturanstiege mit SD bei Implantatinserktion, gemessen wurde in 3 und 10mm Tiefe.

b) Drehmoment während der Insertion

Die neuartigen MT-Implantate zeigten alle einen biphasischen Verlauf mit einem maximalen Drehmoment nach etwa der Hälfte der Zeit mit anschließendem Zwischenrückgang. Der zweite Anstieg des Drehmoments erfolgte nach dreiviertel der Insertion, war aber bei jeder Insertion geringer als der erste Anstieg. Die konventionellen, sich nach apikal hin verjüngenden Implantate erreichten ihr maximales Drehmoment zum Ende der Insertion. Im Durchschnitt lag das maximal erreichte Drehmoment der MT-Implantate bei 33,9Ncm (SD 1,5). Bei den konventionellen MAX-Implantaten lag das durchschnittliche Drehmoment bei 49,4Ncm (SD 4,4; Abb. 18; Tab. 11).

c) Dauer der Insertion

Die Dauer, welche ab Beginn der Insertion der MT-Implantate bis zum Erreichen der Endposition verstrich, lag durchschnittlich bei 17,36s (SD 0,41). Die konventionellen MAX-Implantate benötigten durchschnittlich 7,16s (SD 0,41; Abb. 18; Tab. 11).

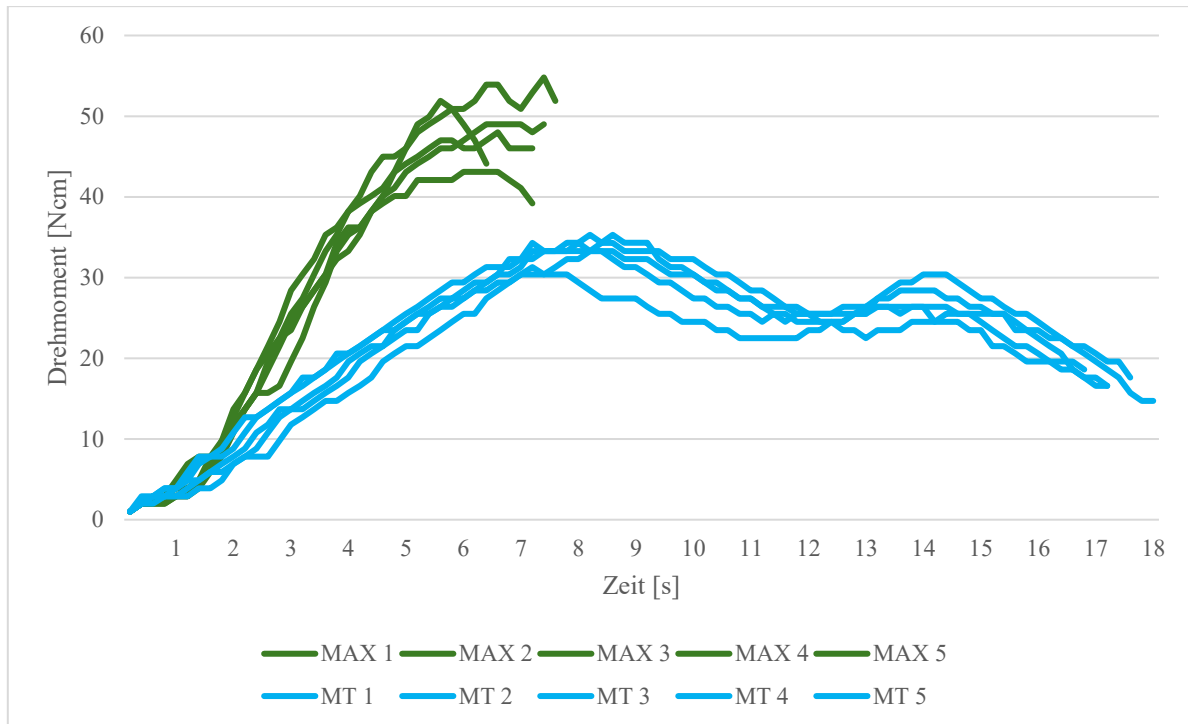


Abb. 18: Aufzeichnung des Drehmoments, während der Implantatinserktion, die Abtastrate betrug 1/200ms.

d) Stabilität der Implantate nach Insertion

Die Resonanzfrequenzanalyse bei den MT-Implantaten ergab eine durchschnittliche Stabilität von 68,4 (SD 2,7) auf der ISQ-Skala (Implantatstabilitätsquotient, wobei ISQ-Werte < 60 eine geringe Stabilität bezeichnen, ISQ-Werte zwischen 60 und 69 entsprechen einer mittleren Stabilität und ISQ-Werte > 70 zeigen eine hohe Stabilität). Bei der Untersuchung der MAX-Implantate ergab sich mittels Resonanzfrequenzanalyse ein durchschnittlicher ISQ-Wert von 71,5 (SD 7,6) auf der ISQ-Skala (Tab. 11).

Tab. 11: Auflistung der durchschnittlichen Messungen des Drehmoments, der Insertionsdauer und der Primärstabilität und ihrer Standardabweichung.

	Drehmoment [Ncm]		Insertionsdauer [s]		Stabilität [ISQ]	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
MT-Implantat	33,9	1,5	17,36	0,41	68,4	2,7
MAX-Implantat	49,4	4,4	7,16	0,41	71,5	7,6

4.6 Statistische Analysen der Implantatinserktion im Kunstknochen

a) Temperaturmessungen während der Insertion

Die Temperaturmessungen wiesen bei beiden Implantaten (MAX und MT) in beiden Messtiefen (3 und 10mm) eine Normalverteilung auf. Die Temperaturentwicklung bei der Einbringung der Implantate zeigte signifikante Unterschiede, sowohl in 3mm als auch in 10mm Tiefe ließen sich diese nachweisen (3mm: $p < 0,01$; 10mm: $p = 0,02$).

b) Drehmoment während der Insertion

Eine Überprüfung durch den Shapiro-Wilk-Test zeigte, dass die Drehmomentmaxima bei den MT-Implantaten eine Normalverteilung aufwies ($p = 0,956$). Bei den MAX-Implantaten lag allerdings keine Normalverteilung der Maxima vor ($p = 0,044$). Das aufzuwendende Drehmoment der zwei Implantatgruppen unterschied sich signifikant ($p < 0,01$).

c) Dauer der Insertion

Die Dauer von Beginn der Insertion bis zum Erreichen der Endposition zeigte für beide Implantate eine Normalverteilung der Daten nach dem Shapiro-Wilk-Test. Im Vergleich der beiden Implantatgruppen erwies sich der Unterschied als signifikant ($p < 0,01$).

d) Stabilität der Implantate nach Insertion

Die Ergebnisse der anschließenden Resonanzfrequenzanalyse zeigten keine statistische Signifikanz zwischen der Stabilität des MAX-Implantats und der Stabilität des MT-Implantats ($p = 0,412$). Allerdings zeigten die Werte des MAX-Implantats nach dem Shapiro-Wilk-Test keine Normalverteilung ($p < 0,001$), die des MT-Implantats schon ($p = 0,116$).

5 Diskussion

Wenngleich das Streben nach Ersatz verlorengegangener Zähne sehr alt ist, wurden die ersten ernstzunehmenden klinischen Erfolge der dentalen Implantologie erst in den 1970er Jahren dokumentiert. Diese ergaben sich mit Einführung von Titan als Implantatmaterial, welches sich dank seiner bioinerten Eigenschaft bis heute weitestgehend durchgesetzt hat. Das entzündungsfreie Einheilen von Titanimplantaten, bezeichnet als Osseointegration, war das Ziel. Bereits früh wurde erkannt, dass sowohl thermische als auch mechanische Traumata einen wesentlichen Einfluss auf die Vitalität des Knochengewebes haben. Insbesondere das Temperaturniveau während der Implantatbettaufbereitung und Insertion spielt eine wichtige Rolle, um die Regenerations- und Lebensfähigkeit der Osteozyten nicht zu gefährden. Andernfalls kann es zu bindegewebigem Einheilen des Implantats kommen, welches mit beschleunigtem Knochenabbau und potenziellem Implantatverlust einhergehen kann. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es daher, mögliche Faktoren der Temperaturentwicklung im Rahmen der Implantatbettaufbereitung und Implantatinserterion zu analysieren.

Die Untersuchung gliederte sich in drei Teile. Im ersten Teil der Studie wurden *in vitro* Temperaturmessungen zu Implantatbettaufbereitungen bei zehn Versuchsgruppen an Polyurethanschaum, einem knochenähnlichen Material durchgeführt. Untersucht wurde der Einfluss der Knochendichte (20, 30 und 40pcf), die Auswirkungen der Bohrerabnutzung (25 mal verwendet *versus* neu) und die Relevanz unterschiedlicher Bohrerdurchmesser (2,0mm, 2,8mm und 3,65mm). Des Weiteren wurde der Einfluss einer diamantähnlichen Kohlenstoffbeschichtung des Bohrers (Diamond Like Carbon, DLC) untersucht. Die Untersuchung des beschichteten Bohrers erfolgte in drei Versuchsreihen, ohne Kühlung, mit Vorbohrung oder mit Kühlung. Der Einfluss der Kühlung erhielt genauere Betrachtung durch Untersuchungen in homogenen 40pcf Material und einem Kieferknochenähnlichen Material mit 40pcf dichter Deckschicht und 20pcf dichtem darunter liegendem Material. Bei allen Bohrungen wurden Temperaturmessungen im 0,5mm Abstand vom Bohrstollen in 3 und 10mm Tiefe durchgeführt. In den Versuchsgruppen 7, 8 und 10 zeichnete man mit einer Infrarotkamera die Bohrerterperatur auf.

Im zweiten Teil der Studie wurden *in vivo* Temperaturmessungen mittels einer Infrarotkamera an zwei unterschiedlichen Bohrern (2,8mm mit und ohne DLC-Beschichtung) am Minischwein durchgeführt. Dies diente dazu, anhand eines Regressionsmodells, welches auf den Messungen

aus den Versuchsgruppen 7,8 und 10 basierte, Rückschluss auf die tatsächlichen intraossären Temperaturen zu ziehen.

Im dritten Teil erfolgten *in vitro* Untersuchungen zur Temperaturentwicklung bei der Insertion zweier unterschiedlicher Implantatformen, einem neuartigen MT-Implantat mit bauchigem Körper und dem konventionellen MAX-Implantat mit konischer Grundform. Weiterhin dokumentierte man das bei Insertion aufgebrachte maximale Drehmoment und überprüfte die Stabilität der Implantatverankerung.

Im ersten Teil zeigten die Untersuchungen im Fall der unterschiedlich dichten Knochenimitate signifikant höhere Temperaturen bei steigender Dichte. Sowohl die Steigerung von 20pcf auf 30pcf als auch die Steigerung von 30pcf auf 40pcf sorgte für höhere Temperaturanstiege. Die Verwendung des bereits 25 mal verwendeten Bohrers zeigte im Gegensatz zu den neuen Bohrern eine deutlich breitere Streuung der Werte sowie erhöhte Temperaturanstiege, allerdings ohne Signifikanz. Der Vergleich der unterschiedlichen Bohrerdurchmesser (2,0mm, 2,8mm und 3,65mm) führte nur zu geringen Unterschieden in der Temperaturentwicklung, welche ohne Signifikanz blieben. Bei den DLC-beschichteten Bohrern ohne Kühlung kam es zu einer ausgeprägteren Temperaturzunahme als bei den unbeschichteten Bohrern, welche sich in 3mm Tiefe als signifikant erwies. Sowohl der Einsatz der Kühlung (NaCl) als auch die Vorbohrung konnten die Temperaturentwicklung des DLC-Bohrers signifikant reduzieren. Die Vorbohrung und die externe Kühlung führten zu einer ähnlichen Temperaturreduktion. Der Vergleich der NaCl-gekühlten Bohrung in 40pcf sowie der Kombination von 20pcf mit 40pcf Kortikalisschicht zeigte keine signifikanten Unterschiede, aber eine nicht signifikante Reduktion der Temperatur in 10mm Tiefe bei dem 20/40pcf Knochenimitat.

Im zweiten Teil, der die *in vivo* Messungen einschloss, ließ sich nach linearer Regressionsanalyse der intraossäre Temperaturanstieg berechnen. Sowohl die DLC-beschichteten Bohrer als auch die unbeschichteten Bohrer führten zu einer Temperaturentwicklung zwischen 3,0 und 3,4 °C. Hierbei erwiesen sich die Temperaturanstiege, die durch den DLC-beschichteten Bohrer entstanden als signifikant geringer.

Im dritten Teil, beim Vergleich der zwei Implantat-Typen, ergaben sich für beide Implantate ähnliche Stabilitäten, wobei das MAX-Implantat etwas stabiler war. Das MAX-Implantat erforderte ein signifikant höheres Drehmoment als das MT-Implantat. Dennoch führte das MAX-Implantat bei der Insertion zu signifikant geringerer Temperaturentwicklung als das MT-

Implantat. Die Dauer der Insertion unterschied sich maßgeblich, wobei das MAX-Implantat signifikant weniger Zeit bis zum Erreichen der Endposition benötigte.

Die Wahl des Polyurethanschaums als synthetisches Knochenmaterial basiert auf Untersuchungen, welche die mechanische Vergleichbarkeit zum menschlichen Knochen bestätigen (Gómez et al. 2013). Als künstliche Alternative für *in vitro* Untersuchungen ist seine Vergleichbarkeit dennoch begrenzt; der nicht vorhandene flüssige Anteil des Gewebes beeinflusst die Wärmeleitfähigkeit und -kapazität. Wie die Versuchsreihen zeigten, ist das Material zur Überprüfung, welche Einflussfaktoren bei der Temperaturentwicklung eine Rolle spielen, allerdings ausreichend. Einen Vorteil stellt die Standardisierbarkeit des Materials dar, da es keinen biologischen Einflüssen unterliegt und Attribute wie die Dichte verlässlich und wählbar sind. Die abhängig von der Versuchsreihe vorliegenden Temperaturbereiche zeigen außerdem, dass der Einfluss der einzelnen Faktoren durch diese Methode messbar ist und innerhalb einer Versuchsreihe auch immer mit ähnlichen Ergebnissen zu rechnen ist.

Die Analysen belegen den Einfluss der Materialdichte auf die Temperaturentwicklung bei gleichbleibendem Bohrerdurchmesser. Bereits geringe Steigerungen der Dichte (um 10pcf, also $0,16\text{g/cm}^3$) führten in den Versuchen zu signifikanten Unterschieden, der Anstieg von 20 auf 30pcf der Dichte sorgten für eine deutliche Zunahme des Temperaturanstiegs, beziehungsweise sogar für mehr als das Vierfache der Temperaturentwicklung bei 40pcf (von $1,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ auf $6,3\text{ }^{\circ}\text{C}$) in 3mm Tiefe. In 10mm Tiefe erwies sich der Einfluss bei Betrachtung der durchschnittlichen Temperaturveränderungen sogar als noch extremer (20pcf: $0,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ zu 30pcf: $2,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ zu 40pcf: $7,4\text{ }^{\circ}\text{C}$). Diese Kombination der starken durchschnittlichen Temperaturveränderung und der statistischen Signifikanz zeigt die Relevanz der Dichte für die Temperaturentwicklung. Durch die höhere Dichte entsteht eine stärkere Reibung zwischen Osteotomiewand und Bohrer, welche in einem höheren Temperaturanstieg resultiert. Die Ergebnisse reihen sich damit in bisherige Untersuchungen ein (Aghvami et al. 2018). Die Knochendichte stellt zwar keine beeinflussbare Variable dar, aber da die Dichte je nach Lokalisation im Kiefer deutliche Unterschiede zeigt (Hao et al. 2014), muss die Temperaturentwicklung im anterioren Unterkiefer noch kritischer betrachtet werden als im posterioren Oberkiefer. Es ist also sinnvoll, abhängig von der Dichte des Kieferknochens besonders auf Kühlung zu achten oder die Umdrehungsgeschwindigkeit zu senken (Rugova et al. 2024). Eine etablierte Methode zur Feststellung der Kieferknochendichte stellt etwa die Computertomographie dar (Turkyilmaz et al. 2007). Es ist davon auszugehen, dass eine geringe Temperaturentwicklung aufgrund geringer Knochendichte eine höhere Überlebenswahrscheinlichkeit für die Osteozyten darstellt (Trisi et

al. 2014). Andererseits ist in weniger dichten Bereichen des Knochens aber auch eine weniger erfolgreiche Osseointegration und erhöhter Implantatverlust beschrieben worden (Sagar et al. 2021).

Im Vergleich der unterschiedlichen Bohrerdurchmesser zeigte sich nur ein geringer Unterschied zwischen den Temperaturentwicklungen. Vor allem in 3mm Tiefe scheinen die Temperaturen sehr ähnlich. In 10mm Tiefe zeigen die Differenzen der Temperaturen zwar keine statistische Signifikanz, jedoch erkennt man anhand der Durchschnittswerte, dass beim 2,0mm Bohrer die Temperaturentwicklung mit 3,6 °C sehr gering ist, bei 2,8mm mit 7,4 °C deutlich höher und bei 3,65mm Durchmesser mit einem durchschnittlichen Temperaturanstieg von 6,4 °C wieder geringer. Diese Werte sind unter Berücksichtigung der Tangentialgeschwindigkeit bei 800 rpm besonders interessant (2,0mm = 8,38cm/s; 2,8mm = 11,73cm/s; 3,65mm = 15,29cm/s). Mit steigendem Bohrerdurchmesser und damit einhergehend zunehmender Reibung, nimmt die Temperaturentwicklung zu. Allerdings nimmt mit dem steigenden Durchmesser auch die Wärmeleitfähigkeit zu, und die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Wärmeleitfähigkeit mit zunehmendem Bohrerdurchmesser schneller ansteigt als die Wärmeentwicklung. Vorausgegangene Studien belegten bisher höhere Temperaturen bei kleineren Durchmessern (Tur et al. 2021, Kuster et al. 2021) oder aber wechselhafte Ergebnisse (Rugova et al. 2024). Dass die im Rahmen dieser Studie durchgeführten Messungen nicht exakt mit der bisherigen Datenlage übereinstimmen kann unter anderem auf unterschiedliche Wärmeleitfähigkeiten der Bohrermaterialien zurückzuführen sein, da die genaue Zusammensetzung der Edelstahlbohrer entscheidend für die Wärmeleitfähigkeit ist (Bogaard et al. 1985). Alternativ kann dies auch auf einen höheren Druck auf den Bohrer, beziehungsweise eine höhere Drehzahl zurückzuführen sein, welche zu einer erhöhten Vorschubgeschwindigkeit und damit zu einer verkürzten Dauer der Wärmeableitung führen würde (Rugova et al. 2024).

Bohrer, die bereits mehr als 25 mal verwendet wurden, zeigten eine breitere Streuung der Daten. Die Standardabweichung war in diesem Bereich mit SD 3,2 im Vergleich zu allen anderen Versuchsgruppen nicht nur am höchsten, sondern grenzte sich auch umgerechnet als Variationskoeffizient (30,19%) deutlich von den anderen Edelstahlbohrern ab. Dies zeigt, dass die Zuverlässigkeit der Schneidfähigkeit abnimmt. Mit jeder Bohrung kommt es nicht nur zu einem Materialabtrag im Knochen, sondern auch zu einem Abrieb am Bohrer, welcher zwar gering ist, sich mit der Zeit aber summiert. Die Temperaturentwicklung unterscheidet sich aber nicht signifikant von den neuen Bohrern, weshalb eine Mehrfachverwendung kein Risiko für die Temperaturentwicklung darstellen sollte (Ercoli et al. 2004). Die fehlende Signifikanz liegt

unter anderem auch in der breiten Streuung begründet. Es gibt vereinzelte Messungen, die auf einen deutlich höheren Temperaturanstieg hindeuten. Bei dem Verzicht auf Kühlung, könnte man leicht das kritische Temperaturniveau erreichen, welches Untersuchungen zufolge bei 47 °C liegt (Eriksson et al. 1983, Eriksson et al. 1986). In der Realität bedeutet die mehrfache Verwendung aber nicht nur die Abnutzung durch den Bohrvorgang, sondern auch das Durchlaufen ebenso vieler Sterilisationszyklen und Desinfektionen. Unterschiedliche Desinfektionsmittel können eine unterschiedlich stark aufrauende Wirkung auf die Edelstahlbohrer haben und die Schneidleistung vermindern (Chacon et al. 2006, Scarano et al. 2020).

Die Temperaturmessungen der Bohrungen mit DLC-Beschichtung ohne externe Kühlung erreichten mit Abstand die höchsten Temperaturen in allen Versuchsreihen. Trotz Wiederholung der Versuchsreihe endete jede einzelne Bohrung mit einem Anstieg der Temperatur, die das kritische Niveau deutlich überschritt. Diese Ergebnisse waren zunächst verwunderlich, da die Beschichtung der DLC-Bohrer (Diamond like Carbon) während der Bohrung zu einer geringeren Reibung führen soll. Vertreiber ebendieser Implantatbohrer werben unter anderem mit dem Versprechen der Reibungsreduktion. Studien stützen diese Aussage (Zolgharni et al. 2008), allerdings spielt dabei die Art des Gegenmaterials eine entscheidende Rolle. So ist die Kohlenstoffaffinität des Gegenmaterials im Wesentlichen verantwortlich für die verringerte Reibung, da durch Übertragung von Kohlenstoffatomen aus der DLC-Beschichtung ein Schmierfilm entsteht (Kim et al. 2022). Die Ergebnisse widerlegen also nicht die grundsätzliche reibungsreduzierende Eigenschaft von DLC-Beschichtungen, zeigen aber zumindest, dass Polyurethanschaum kein Material ist, bei dem der Einsatz von DLC-Beschichtungen sinnvoll ist. Ein weiterer Vorteil von DLC-Beschichtungen ist die Verschleißfestigkeit, welche hier nicht beleuchtet wird, aber in anderen Studien im Vergleich zu unbeschichtetem Edelstahl bereits belegt wurde (Ramos et al. 2024). So wäre es also interessant zu wissen, wie die Temperatur nach mehrfacher Anwendung und Sterilisationsdurchläufen verändert wird und inwiefern sich die Abnutzung im Vergleich zu unbeschichteten Edelstahlbohrern auswirkt.

Der Vergleich von 2,8mm Bohrer mit DLC-Beschichtung in 40pcf ohne Kühlflüssigkeit (Kochsalzlösung) zu 2,8mm DLC-beschichteten Bohrern in 40pcf mit Kühlung bestätigt die bereits bekannte Relevanz der externen Kühlung. Die Temperaturentwicklung wird durch den Zufluss von Kochsalzlösung verringert, da die am Bohrer entstehende Wärme sofort abtransportiert wird. Wie zu erwarten, wirkt sie in 3mm deutlich stärker dem Temperaturanstieg entgegen als in 10mm Tiefe. Dennoch reicht die Reduktion aus, um die Temperatur zu jedem

Zeitpunkt unter dem kritischen Niveau von 44-47 °C zu halten. Diese Schlussfolgerung reiht sich damit in bisherige Studien ein (Sener et al. 2009). Davon abgesehen reduziert sich die Knochendichte unter der Kortikalis und es kommt durch die reduzierte Dichte zu einer geringeren Temperaturentwicklung. Es ist also nicht standardmäßig notwendig, hier die gleiche externe Kühlung zu verwenden wie im Bereich der Kortikalis. Dies wird an der Versuchsreihe DLC 2,8 in 20/40pcf mit Kühlung erkennbar. Kritisch wird die alleinige externe Kühlung allerdings in Kombination mit Bohrschablonen, da diese den Zufluss der Kühlung behindern würden (Liu et al. 2018). Eine Möglichkeit, diese Schwierigkeit zu umgehen, ist der Einsatz von Bohrschablonen mit Spülkanälen, welche die Zufuhr und teilweise auch den Abfluss der Kühlflüssigkeit weiterhin gewährleisten und damit die Temperatur effektiv senken (Tuce et al. 2024).

Bis auf wenige Ausnahmen entstanden die höheren Temperaturen in 3mm Tiefe. Die Verteilung der Maximaltemperatur zwischen 3mm und 10mm Tiefe zeigt dabei, dass kritische Temperaturen vor allem ohne externe Kühlung in der Regel in den oberflächlichen Schichten erreicht werden. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen bisher auch andere Studien (Liu et al. 2018, Rugova et al. 2024). Das liegt neben der hohen Dichte der Kortikalis natürlich auch an dem längeren Verbleib des Bohrers in dieser Region. Durch die Kühlflüssigkeit kann diese oberflächliche Knochenschicht besonders gut gekühlt werden.

Die Versuchsreihe mit einer 2,0mm Vorbohrung zeigte insgesamt einen ähnlichen Effekt auf die Temperaturentwicklung wie die Verwendung einer externen Kühlung. Dieses Ergebnis ist wohl zum Teil auf die durch die Vorbohrung erhöhte Vorschubgeschwindigkeit des 2,8mm Bohrers zurückzuführen. Zum anderen entsteht auch deutlich weniger Druck zwischen Osteotomiewand und Bohrer, was die Reibung und damit die Temperaturentwicklung verringert. Diese Temperaturreduktion unterscheidet sich von der bisherigen Studienlage, welche einen deutlich geringeren, nicht signifikanten Unterschied feststellte (Brizuela-Velasco et al. 2016, Heuzeroth et al. 2021, Reingewirtz et al. 1997). Es wird darüber hinaus empfohlen, nach Single-drill-Protokollen zu arbeiten, da dies die Spitzentemperaturen senke und die Dauer der Erwärmung verkürze (Rugova et al. 2024). Dass die in dieser Studie vorliegenden Untersuchungen sich so sehr davon unterscheiden, kann darin begründet liegen, dass die Vorbohrung und die Hauptbohrung selbst mit einem großen Zeitabstand stattfanden. Die bei der Vorbohrung entstandene Wärme summierte sich dadurch nicht mit der Wärmeentwicklung der Hauptbohrung. Des Weiteren ist es fraglich, ob die Vorbohrung selbst ebenfalls hohe Temperaturen erzeugen würde. Die oben angeführten Untersuchungen und Studien zeigten

bereits, dass auch bei kleineren Bohrerdurchmessern ähnliche, wenn nicht sogar höhere Temperaturen entstehen ((Tur et al. 2021, Kuster et al. 2021, Rugova et al. 2024). Eine weitere Überlegung ist, dass die bei Vorbohrung entstehende Temperatur durch die schlechte Wärmeleitfähigkeit des Knochens nur in direkter Nähe des Bohrers wirksam wird. Beim finalen Bohrvorgang würde diese Schicht als Teil des Bohrstollens abgetragen werden. Diese Perspektive rückt die Vorbohrung noch einmal in ein anderes Licht und erfordert weitere Untersuchungen. Hinzu kommt, dass die mechanische Belastung durch eine Vorbohrung deutlich verringert würde und in Studien zumindest bei anderen Materialien zu einer Reduktion der Riss- und Bruchbildung führte (El-Bahloul et al. 2020).

Die *in vivo* Versuche wurden allein mittels Infrarotkamera untersucht. Durch eine Regressionsanalyse wurde mithilfe der Bohrertemperatur die tatsächlich im Knochen vorliegende Temperatur berechnet. Um den Zusammenhang zwischen Infrarotwerten und Thermosensoren zu untersuchen wurden bereits im *in vitro* Teil einige Versuchsreihen mittels Infrarotkamera verfolgt (Gruppe 7, 8 und 10). Es war auffällig, dass vor allem bei einer Versuchsgruppe (Gruppe 7, DLC ohne Kühlung in 40pcf) eine große Distanz zwischen den Temperaturen an den Thermosensoren und den Temperaturen der Infrarotmessung am Bohrer lag, obwohl die Entfernung des Bohrers zum Thermosensor nur einmal 0,5mm betrug. Dies ist auf die schlechte Wärmeleitfähigkeit von festem Polyurethanschaum zurückzuführen, aber auch Knochen ist als schlechter Wärmeleiter bekannt (Davidson et al. 2000, Fu et al. 2024). Es war dennoch ein klarer Zusammenhang zwischen Infrarotwerten und Thermosensoren erkennbar. Damit ist die Reliabilität der linearen Regressionsanalyse gewährleistet und die anhand der Regressionsanalyse ermittelten Werte in 0,5mm Abstand dürften weitestgehend der tatsächlich auftretenden intraossären Temperaturentwicklung entsprechen. Bei gekühlten Bohrungen liegen die Infrarotwerte deutlich näher an den über Thermosensoren gemessenen Temperaturen. Das liegt zum einen an der verbesserten Wärmeleitfähigkeit durch die Kühlflüssigkeit, zum anderen aber auch an den insgesamt niedrigeren Temperaturen, die dabei entstehen.

Die mittels Regressionsanalyse berechneten intraossären Temperaturen ähneln den *in vitro* Versuchsreihen der DLC-beschichteten Bohrer mit Kühlung. Die leicht höheren *in vivo* Temperaturen sind vermutlich auf die hohe Dichte des Schweinekiefers zurückzuführen. Sowohl die Infrarotmessungen als auch die kalkulierten intraossären Temperaturanstiege von 3 °C bis 3,2 °C bleiben alle unter der kritischen Grenze von 47 °C (Eriksson et al. 1983). Der mit DLC beschichtete Bohrer schneidet in dieser *in vivo* Untersuchung signifikant besser ab,

der Temperaturanstieg ist geringer. Dies widerspricht auch hier nicht den Untersuchungen am Polyurethanschaums. Die Ergebnisse könnten also auf eine höhere Kohlenstoffaffinität des Schweinekiefers als des Polyurethanschaums hinweisen (Kim et al. 2022). Hierbei ist allerdings auch die fehlende Normalverteilung der Messungen an den unbeschichteten Straumann-Einweg-Bohrern zu beachten. Wenngleich der Wilcoxon-Test stabil gegenüber fehlender Normalverteilung ist, kann der Temperaturunterschied bei den beiden Bohrern auch auf einzelne Ausreißer zurückzuführen sein. Schlussendlich ist der Temperaturunterschied insgesamt aber gering, die Untersuchungen führten zu einer jeweils signifikanten durchschnittlichen Reduktion des Temperaturanstiegs durch die Beschichtung um 0,4 °C in 3mm Tiefe beziehungsweise 0,2 °C in 10mm Tiefe. Der Einsatz von DLC-beschichteten Bohrern in der Implantologie reduziert zwar die entstehende Temperatur, aber in einem Maß, das vernachlässigbar gering ist. Sowohl Edelstahlbohrer als auch beschichtete Bohrer führten zu so geringen Temperaturanstiegen, welche die Regenerationsfähigkeit des Knochens nicht negativ beeinflussen sein sollten.

Die Untersuchung der Insertion zweier Implantate unterschiedlicher Formen erfolgte ebenfalls *in vitro*. So lässt sich besonders gut die Temperaturentwicklung ins Verhältnis setzen, zu derjenigen Temperaturentwicklung, die bei der Aufbereitung stattfindet. Die beiden Implantate waren in ihrer Größe zwar insgesamt ähnlich, unterschieden sich aber deutlich in ihrer Form. Der Vergleich der Implantate resultierte daher in signifikanten Unterschieden in Bezug auf Zeit, Drehmoment und Temperaturanstieg.

Die Temperaturmessungen zeigten, dass bei dem MT-Implantat eine deutlich höhere Zunahme der Temperatur zu verzeichnen war. In 3mm Tiefe erwies sich die Temperaturzunahme beim neuartigen MT-Implantat mehr als doppelt so hoch wie bei dem konventionellen MAX-Implantat. In 10mm war ebenfalls ein signifikanter Unterschied auszumachen. Dies wird unter anderem auf die längere Dauer der Insertion zurückzuführen sein. Das ist mit der Insertion von längeren Implantaten vergleichbar, was ebenfalls eine höhere Insertionsdauer mit sich bringt und zu höheren Temperaturen im Knochen führt (Möhlhenrich et al. 2021). Des Weiteren ist es wichtig zu wissen, dass beide Implantate nach der gleichen Vorbohrung (3,7mm) eingeschraubt wurden, obwohl die Implantate sich in ihrem Durchmesser unterscheiden (4,2mm MAX-Implantat; 4,3mm MT-Implantat). Dadurch entsteht beim breiteren MT-Implantat natürlich mehr Reibung, welches zu einem höheren Temperaturanstieg führt. Auch die höhere Tangentialgeschwindigkeit kann mitverantwortlich für die stärkere Temperaturentwicklung sein. Orientiert man sich aber an den Ergebnissen der obigen Untersuchungen und der

Datenlage, hat die Zunahme des Durchmessers keinen oder sogar einen gegenteiligen Effekt (Flanagan et al. 2014). Ein genauerer Blick auf die Implantatform zeigt außerdem, dass das MT-Implantat über die gesamte Länge mehr Kontakt zur Osteotomiewand hat, während das sich nach apikal verjüngende konventionelle MAX-Implantat fast ausschließlich im kortikalen Bereich Kontakt zur Osteotomiewand hat. Insgesamt blieben aber beide Implantate mit ihrer Temperaturentwicklung bei einer Geschwindigkeit von 35rpm unter der kritischen Grenze von 47 °C.

In der Form der Implantate liegt auch das erforderliche Drehmoment begründet. Nicht nur benötigt das MAX-Implantat ein signifikant höheres Drehmoment als das MT-Implantat zur Insertion, auch der Verlauf des Drehmoments unterscheidet sich erheblich. Die Dauer der Insertion des MT-Implantats erwies sich als mehr als doppelt so lang als die des MAX-Implantats. Zurückzuführen ist das auf den höheren Helixwinkel, aus dem bei der immer gleichen Geschwindigkeit von 35rpm eine geringere Vorschubgeschwindigkeit und damit eine längere Dauer bis zum Erreichen der Endposition resultiert. Das Drehmoment des MAX-Implantats steigt nahezu proportional zur Zunahme seines Umfangs. Wenn das Implantat mit seinem breitesten und zervikalstem Anteil eingebracht wird, kommt es auch zum höchsten Kraftaufwand der Insertion. Das neuartige MT-Implantat unterscheidet sich dazu durch seinen biphasischen Verlauf. Das maximale Drehmoment wird nach etwa der Hälfte der Zeit erreicht und durch die Zunahme des Implantatkörpers sowie durch die Abflachung des Gewindes verursacht. Anschließend fällt das Drehmoment. Nach $\frac{3}{4}$ der Implantation kommt es zu einem erneuten, wenn auch weniger stark ausgeprägtem Anstieg, was in der Form der zervikal gelegenen Gewindeschneiden begründet liegt. In der Regel geht ein höheres Drehmoment, vor allem wenn es zum Ende der Implantation verzeichnet wird, mit einer stärkeren Temperaturentwicklung einher (Marković et al. 2013). Dies gilt allerdings nur bei Implantaten derselben Form - dies erklärt, warum dies hier nicht der Fall ist.

Die Stabilität wurde mithilfe Resonanzfrequenzanalyse gemessen, welches seit Jahren eine etablierte Methode zur Beurteilung der Implantatstabilität darstellt (Quesada-Garcia et al. 2009). Die Untersuchungen zeigten, dass das MT-Implantat eine etwas geringere Stabilität aufwies als das MAX-Implantat. Das MT-Implantat zeigte mit 68,4 auf der ISQ-Skala eine mittlere Stabilität, das MAX-Implantat mit 70,4 schon eine höhere Stabilität. Diese Ergebnisse passen in Kombination mit dem notwendigen Drehmoment zur bisherigen Studienlage, die hohe Primärstabilität mit hohen Drehmomenten in Verbindung bringt (do Vale Souza et al. 2021, Cassetta et al. 2022). Allerdings gibt es auch Untersuchungen, die diesen Zusammenhang

nicht belegen konnten (Lages et al. 2018). Wichtig ist aber die Tatsache, dass es sich bei den Untersuchungen allein um die Primärstabilität handelt. Die Sekundärstabilität ist dabei eine von viel mehr Faktoren abhängige Größe und lässt sich nur im lebendigen Individuum beurteilen. Zudem gibt es Studien, die sogar einen verstärkten Knochenrückgang bei höheren Drehmomenten dokumentierten (Barone et al. 2015, Coyac et al. 2019), sodass ein hohes Drehmoment mit Vorsicht zu betrachten ist, da dies zu mechanischen Traumata führen könnte.

Schlussfolgerung

Es gibt Faktoren, welche unbestreitbaren Einfluss auf die Temperaturentwicklung bei Implantatbettaufbereitung und Implantatinsertion haben und vom behandelnden Zahnarzt beachtet werden sollten. Dazu zählen die Knochendichte sowie die externe Kühlung. Faktoren wie Mehrfachverwendung von Bohrern und unterschiedliche Bohrerdurchmesser haben in dieser Untersuchung zu keinen signifikanten Unterschieden geführt. Die DLC-Beschichtung von Bohrern hatte einen signifikanten Einfluss auf die Wärmeentwicklung - allerdings das Gegenteil des erwarteten Effekts. Die Wärmeentwicklung nahm unter der Verwendung der beschichteten Bohrer signifikant zu. Dies traf allerdings nur für die *in vitro* Versuche zu. *In vivo* dagegen ergaben sich durch die Beschichtung kaum Unterschiede. Diese Erkenntnis zeigt die Grenze der Vergleichbarkeit von Polyurethanschaum und biologischem Knochen im letztgenannten Punkt. Gleichzeitig lässt sich daraus aber auch die Notwendigkeit weiterer Studien zu DLC-Beschichtungen im medizinischen Bereich herleiten, welche die Reibungsreduktion und Temperaturentwicklung im natürlichen Knochen überprüfen sollten. Die Untersuchung der Parameter bei der Insertion zweier unterschiedlicher Implantatformen zeigt, dass beide Implantate eine angemessene Primärstabilität und eine Temperaturentwicklung im unkritischen Bereich zeigten. Ganz allgemein lässt sich die Feststellung treffen, dass sowohl bei der Implantatbettaufbereitung als auch bei der Insertion die entstehende Temperatur zu berücksichtigen ist.

6 Literaturverzeichnis

1. Aghvami M, Brunski JB, Serdar Tulu U, Chen C-H, Helms JA (2018) A Thermal and Biological Analysis of Bone Drilling. *Journal of Biomechanical Engineering* 140:101010
2. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, Covani U (2016) The Effect of Insertion Torque on the Clinical Outcome of Single Implants: A Randomized Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18:588–600
3. Bernabeu-Mira JC, Pellicer-Chover H, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D (2020) In Vitro Study on Bone Heating during Drilling of the Implant Site: Material, Design and Wear of the Surgical Drill. *Materials* 13:1921
4. Bogaard RH (1985) *Thermal Conductivity of Selected Stainless Steels*. Springer US, Boston, MA. URL: https://doi.org/10.1007/978-1-4684-4916-7_20
5. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D (2017) Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology* 2000 73:22–40
6. Brizuela-Velasco A, Robles D, Fernández-Hernández S, Mendes JM, Sanz I, Gil J (2025) Thermal Changes During Digital Guided Implant Surgery Using the Conventional and Single Drill Protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* Epub ahead of print
7. Cassetta M, Brandetti G, Altieri F (2022) Are the Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient Correlated, and If So, Can Insertion Torque Values Predict Secondary Implant Stability? A Prospective Parallel Cohort Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 37 (1):135–142
8. Castellanos-Cosano L, Rodriguez-Perez A, Spinato S, Wainwright M, Machuca-Portillo G, Serrera-Figallo M, Torres-Lagares D (2019) Descriptive retrospective study analyzing relevant factors related to dental implant failure. *Med Oral* 726–738
9. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM (2006) Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* 64:265–269

10. Cordioli G, Majzoub Z (1997) Heat Generation During Implant Site Preparation: An In Vitro Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12:1–13
11. Coyac BR, Leahy B, Salvi G, Hoffmann W, Brunski JB, Helms JA (2019) A preclinical model links osseodensification due to misfit and osseodestruction due to stress/strain. *Clinical Oral Implants Res* 30:1238–1249
12. Davidson SRH, James DF (2000) Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical Engineering & Physics* 22:741–747
13. Do TA, Le HS, Shen Y-W, Huang H-L, Fuh L-J (2020) Risk Factors related to Late Failure of Dental Implant—A Systematic Review of Recent Studies. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17:3931
14. do Vale Souza JP, de Moraes Melo Neto CL, Piacenza LT, Freitas da Silva EV, de Melo Moreno AL, Penitente PA, Brunetto JL, Dos Santos DM, Goiato MC (2021) Relation Between Insertion Torque and Implant Stability Quotient: A Clinical Study. *Eur J Dent* 15:618–623
15. Elani HW, Starr JR, Da Silva JD, Gallucci GO (2018) Trends in Dental Implant Use in the U.S., 1999–2016, and Projections to 2026. *J Dent Res* 97:1424–1430
16. El-Bahloul SA (2020) Pre-drilling Effect on Thermal Friction Drilling of Cast Aluminum Alloy Using Thermo-mechanical Finite Element Analysis. *Journal of Applied and Computational Mechanics* 6:1371–1379
17. Erbel C, Laschke MW, Grobecker-Karl T, Karl M (2025) Preclinical Performance of a Novel Dental Implant Design Reducing Mechanical Stress in Cortical Bone. *Journal of Functional Biomaterials* 16:102
18. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN (2004) The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:335–349
19. Eriksson AR, Albrektsson T (1983) Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50:101–107

20. Eriksson RA, Adell R (1986) Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 44:4–7
21. Faggion Jr CM, Cullinan MP, Atieh M (2016) An overview of systematic reviews on the effectiveness of periodontal treatment to improve glycaemic control. *Journal of Periodontal Research* 51:716–725
22. Flanagan D (2014) Heat Generated During Seating of Dental Implant Fixtures. *Journal of Oral Implantology* 40:174–181
23. Fomin MR, Vlasova YuK, Diachkova EYu (2019) History of dental implantology. *Indo Am J P Sci* 06 (08):14932–14943
24. Fu Y, Qiu C, Ni L, Ye H, Zou H, Luo Y, Liang M (2024) Cell structure control and performance of rigid polyurethane foam with lightweight, good mechanical, thermal insulation and sound insulation. *Construction and Building Materials* 447:138068
25. Gargallo-Albiol J, Salomó-Coll O, Lozano-Carrascal N, Wang H, Hernández-Alfaro F (2021) Intra-osseous heat generation during implant bed preparation with static navigation: Multi-factor in vitro study. *Clinical Oral Implants Res* 32:590–597
26. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014) Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 40:50–60
27. Gehrke SA, Bettach R, Cayron B, Boukhris G, Dedavid BA, Frutos JCP (2020) Development of a New Drill Design to Improve the Temperature Control during the Osteotomy for Dental Implants: A Comparative In Vitro Analysis. *Biology* 9:208
28. Gómez S, Vlad MD, López J, Navarro M, Fernández E (2013) Characterization and three-dimensional reconstruction of synthetic bone model foams. *Materials Science and Engineering: C* 33:3329–3335
29. Hallab NJ, Jacobs JJ, Skipor A, Black J, Mikecz K, Galante JO (2000) Systemic metal–protein binding associated with total joint replacement arthroplasty. *Journal of Biomedical Materials Research* 49:353–361

30. Hao Y, Zhao W, Wang Y, Yu J, Zou D (2014) Assessments of jaw bone density at implant sites using 3D cone-beam computed tomography. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* 18:1398–1403
31. Heuzeroth R, Pippenger BE, Sandgren R, Bellón B, Kühl S (2021) Thermal exposure of implant osteotomies and its impact on osseointegration—A preclinical in vivo study. *Clinical Oral Implants Res* 32:672–683
32. Howe M-S, Keys W, Richards D (2019) Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *Journal of Dentistry* 84:9–21
33. Kim J-I, Lee W-Y, Tokoroyama T, Murashima M, Umehara N (2022) Friction characteristics of amorphous carbon coating against various 3d-transition metals. *Tribology International* 174:107690
34. Kuster M, Mukaddam K, Zitzmann N, Filippi A, Kühl S (2021) Influence of a Novel Drill Design on Heat Generation During Conventional and Guided Implant Osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 36:e31–e41
35. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO (2018) Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 20:26–33
36. Lin C, Chen Z, Pan W, Wang H (2019) The effect of supportive care in preventing peri-implant diseases and implant loss: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Res* 30:714–724
37. Liu Y, Wu J, Zhang J, Peng W, Liao W (2018) Numerical and Experimental Analyses on the Temperature Distribution in the Dental Implant Preparation Area when Using a Surgical Guide. *Journal of Prosthodontics* 27:42–51
38. Marković A, Mišić T, Miličić B, Calvo-Guirado JL, Aleksić Z, Đinić A (2013) Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. *Clinical Oral Implants Research* 24:798–805

39. Masaki C, Kondo Y, Tomoeda K, Nodai T, Munemasa T, Mukaibo T, Hosokawa R (2024) Treatment strategies for dental implant removal: A literature review. *Japanese Dental Science Review* 60:120–127
40. Möhlhenrich SC, Heussen N, Modabber A, Kniha K, Hölzle F, Wilmes B, Danesh G, Szalma J (2021) Influence of bone density, screw size and surgical procedure on orthodontic mini-implant placement – part A: temperature development. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 50:555–564
41. Pal S (2014) *Design of Artificial Human Joints & Organs*. Springer US, Boston, MA
42. Pal T (2015) Fundamentals and history of implant dentistry. *J Int Clin Dent Res Organ* 7:6–12
43. Parvizi S, Cameron A, Tadakamadla S, Figueredo CMS, Reher P (2023) A Novel Irrigation System to Reduce Heat Generation during Guided Implantology: An In Vitro Study. *Journal of Clinical Medicine* 12:3944
44. Quesada-García M-P, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya M-V, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez M-P, Valllecillo-Capilla M (2009) Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 14:e538-546
45. Ramos BB, Vicente FA, Hammes G, Bendo T, Binder C (2024) Enhancing corrosion and tribology performance of stainless steel with DLC coatings: Effects of doping and multilayered structures. *Surface and Coatings Technology* 477:130334
46. Rawat P, Saxena D, Sharma A, Rawat P, Saxena D, Sharma A (2024) Dr. Per-Ingvar Branemark: The Father of Modern Dental Implantology. *Cureus* 16:73950
47. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B (1997) Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical Oral Implants Research* 8:189–197
48. Rugova S, Abboud M (2024) Thermal Evaluation of Bone Drilling with a One-Drill Protocol. *Bioengineering* 11:1022

49. Sagar K, Bhagavatheeswaran S, Singh C, Gumber B (2021) Dental Implant Failure Causes, Treatment, and Diagnosis: A Literature Review. *International Journal of Medical and Oral Research* 6:14–16
50. Scarano A, Petrini M, Mastrangelo F, Noumbissi S, Lorusso F (2020) The Effects of Liquid Disinfection and Heat Sterilization Processes on Implant Drill Roughness: Energy Dispersion X-ray Microanalysis and Infrared Thermography. *JCM* 9:1019
51. Schulz A, Klär V, Grobecker-Karl T, Karl M (2023) Biomechanical Rationale for a Novel Implant Design Reducing Stress on Buccal Bone. *Applied Sciences* 13:666
52. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I (2009) Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical Oral Implants Research* 20:294–298
53. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP, Masciotra L (2014) Effect of 50 to 60°C Heating on Osseointegration of Dental Implants in Dense Bone: An In Vivo Histological Study. *Implant Dentistry* 23:516–521
54. Tuce R-A, Neagu M, Pupăzan V, Neagu A, Arjoca S (2024) Heat Generation during Dental Implant Bed Preparation Using Surgical Guides with and without Internal Irrigation Channels Evaluated on Standardized Models of the Alveolar Bone. *Applied Sciences* 14:8051
55. Tur D, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Rausch-Fan X, Strbac GD (2021) Thermal effects of various drill materials during implant site preparation—Ceramic vs. stainless steel drills: A comparative in vitro study in a standardised bovine bone model. *Clinical Oral Implants Res* 32:154–166
56. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C (2007) Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of Oral Rehabilitation* 34:267–272
57. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y (1992) Heat Distribution in Bone During Preparation of Implant Sites: Heat Analysis by Real-Time Thermography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7:191–206

58. Zolgharni M, Jones BJ, Bulpett R, Anson AW, Franks J (2008) Energy efficiency improvements in dry drilling with optimised diamond-like carbon coatings. *Diamond and Related Materials* 17:1733–1737

7 Publikation und Posterpräsentation

7.1 Publikation

Sekura K, Erbel C, Karl M, Grobecker-Karl T. (2024) Determinants of Temperature Development during Dental Implant Surgery. *Prosthesis*. 2024; 6:657-669.

7.2 Posterpräsentation

Sekura K, Erbel C, Heckmann SM, Grobecker-Karl T Materialdichte und Bohrergröße als Parameter der Temperaturentwicklung bei Implantatbettauflbereitung
Gemeinschaftskongress der zahnmedizinischen Fachgesellschaften - Deutscher Zahnärztetag -
30.10.-1.11.2025 in Berlin

8 Danksagung

Herrn Professor Dr. Matthias Karl, Ordinarius und Klinikdirektor der zahnärztlichen Prothetik der Phillips-Universität Marburg, danke ich nicht nur für die Ermöglichung und Unterstützung während meiner Doktorarbeit, sondern auch für die Weitergabe seiner Begeisterung für die Zahnmedizin.

Herrn Professor Dr. Dr. Siegfried Heckmann danke ich für seine kompetente Unterstützung bei der Manuskripterstellung.

Herrn Dr. Friedrich Graef vom Institut für angewandte Mathematik der Universität Erlangen-Nürnberg danke ich für die statistische Auswertung der Ergebnisse.

Außerdem bedanke ich mich beim gesamten Team der zahnärztlichen Prothetik der Universität des Saarlandes, welches mich mit den notwendigen Materialien versorgte und die Durchführung der Untersuchungen hilfreich unterstützte. Hervorheben möchte ich Frau Privat-Dozentin Dr. Grobecker-Karl und Frau Erbel, die maßgeblich zum Gelingen der bisherigen Veröffentlichung beigetragen haben.

Im Besonderen danken möchte ich meinen Eltern und Geschwistern, die mir meinen bisherigen Weg ermöglicht haben. Die beständige Unterstützung durch meine Familie und meine Freund*innen ist mir eine immer verlässliche Stütze gewesen – dafür empfinde ich tiefste Dankbarkeit.

9 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht