

Uniwersytet Jagielloński
Collegium Medicum
Wydział Lekarski

Krzysztof Gronkiewicz

Zmiany temperatury w okołowszczepowej tkance kostnej podczas
obróbki dostosowawczej nadkostnych części wszczepów
dentystycznych – badania in vitro

Praca doktorska

Promotor: Prof. zw. dr hab. med. Stanisław Majewski

Pracę wykonano w Katedrze Protetyki Stomatologicznej Instytutu Stomatologii
UJCM

Kierownik Katedry i Dyrektor Instytutu: Prof. zw. dr hab. med. Stanisław Majewski

Kraków, 2008 rok

SPIS TREŚCI

1. WPROWADZENIE.....	2
1.1. CHARAKTERYSTYKA WSPÓŁCZESNYCH WSZCZEPÓW DENTYSTYCZNYCH JAKO ELEMENTÓW FILAROWYCH W IMPLANTOPROTETYCZNEJ REKONSTRUKCJI UZĘBIENIA.....	2
1.2. PROBLEM PRZEWODNICTWA I METOD POMIARU ZMIAN TEMPERATURY PODCZAS ZABIEGÓW STOMATOLOGICZNYCH - A W TYM IMPLANTACJI WSZCZEPÓW DENTYSTYCZNYCH.....	8
2. CEL PRACY.....	15
3. MATERIAŁ I METODA	16
4. WYNIKI.....	37
4.1. WYNIKI POMIARÓW ZMIAN TEMPERATURY W OKOŁOWSZCZEPOWYCH STRUKTURACH KOSTNYCH (ΔT) W TRAKCIE POIMPLANTACYJNEJ OBRÓBKI KOREKCYJNEJ NADKOSTNYCH CZĘŚCI WSZCZEPÓW.....	37
4.2. WYNIKI POMIARÓW CZASU POWROTU TEMPERATURY DO WARTOŚCI WYJŚCIOWYCH W OKOŁOWSZCZEPOWYCH STRUKTURACH KOSTNYCH - PO ZAKOŃCZENIU OBRÓBKI KOREKCYJNEJ BADANYCH WSZCZEPÓW.....	52
4.3. ANALIZA STATYSTYCZNA WYNIKÓW BADAŃ.....	63
5. DYSKUSJA	69
6. WNIOSKI.....	77
7. STRESZCZENIE.....	78
8. SUMMARY.....	83
9. PIŚMIENNICTWO.....	86

1. WPROWADZENIE

1.1. Charakterystyka współczesnych wszczepów dentystycznych jako elementów filarowych w implantoprotetycznej rekonstrukcji uzębienia

Przywrócenie funkcji żucia, mowy oraz wyglądu estetycznego, po całkowitej lub częściowej utracie uzębienia,

w klasycznej protetyce stomatologicznej następuje poprzez zastosowanie protez stałych lub/i ruchomych. Współczesną alternatywą dla dotychczas stosowanych rozwiązań rekonstrukcyjnych uzębienia jest metoda zaopatrzenia implantoprotetycznego, która oparta jest na stosowaniu śródkostnych wszczepów tytanowych (implantów), jako filarów dla uzupełnień protetycznych.

Wszczepy dentystyczne, zwane także implantami zębowymi lub dentystycznymi, są to sztuczne elementy filarowe wprowadzane do tkanek szczęki i żuchwy w celu odbudowy protetycznej utraconych zębów (1). W przypadkach stosowania wszczepów mamy, zatem zawsze do czynienia z postępowaniem interdyscyplinarnym, chirurgiczno-protetycznym, a ściślej implantoprotetycznym (Majewski-1, 2).

Z punktu widzenia zarówno nauki, jak i praktyki klinicznej implantologia stomatologiczna jest powszechnie uznaną i sprawdzoną metodą chirurgiczno-protetycznego zaopatrzenia pacjentów w przypadkach każdego rodzaju braków zębowych; pod warunkiem jednak uwzględnienia określonych wskazań i przeciwwskazań wynikających z uwarunkowań obejmujących ogólny stan zdrowia pacjenta jak i miejscowe warunki anatomiczne. Analizując kryteria kwalifikacji pacjentów do stosowania śródkostnych wszczepów dentystycznych Majewski (1) stwierdza, że wskazania do implantoprotetycznej rekonstrukcji uzębienia istnieją wówczas, gdy: po pierwsze, zawodzą tradycyjne metody protezowania lub ich stosowanie jest związane ze znacznym dyskomfortem dla pacjenta, jak np. szlifowanie zdrowych zębów filarowych czy złe utrzymanie protez płytowych; i po drugie, wszczepy stwarzają zdecydowanie korzystniejsze warunki dla rekonstrukcji uzębienia i umożliwiają zastosowanie optymalnych dla danego przypadku rozwiązań protetycznych, które bez implantów filarowych nie byłyby możliwe.

Implantoprotetyka jest zatem metodą z wyboru, która

należy stosować nie zamiast, ale jako alternatywę dla metod protetyki konwencjonalnej. Stosowanie wszczepów znacznie rozszerza możliwości leczenia protetycznego, umożliwia eliminację inwazyjnych metod szlifowania zębów własnych oraz redukuje zakres stosowania protez płytowych na korzyść bardziej naturalnych uzupełnień stałych. Podkreśla się również profilaktyczny efekt stosowania tej metody, gdyż stwierdzono, że implantacja wszczepów do kości zatrzymuje zanik wyrostków zębodołowych w następstwie niedoczynności spowodowanej utratą uzębienia (2).

Zarówno implanty, jak i konstruowane na ich bazie uzupełnienia protetyczne muszą być wykonywane z najwyższej jakości materiałów biotolerancyjnych (biokompatybilnych). Materiał, z którego wykonywana jest większość współczesnych wszczepów dentystycznych to tytan. O wyborze tytanu jako materiału budulcowego filarów wszczepów dentystycznych zdecydowały następujące jego właściwości: biogodność, duża odporność na korozję w środowisku płynów ustrojowych (a w tym śliny), niska gęstość ($4,29 \text{ g/cm}^3$ – porównywalnie Co-Cu $8,99 \text{ g/cm}^3$, złoto $19,39 \text{ g/cm}^3$), wysokie parametry wytrzymałościowe, niskie przewodnictwo cieplne (15 razy mniejsze od aluminium i 3,5-5,0 razy mniejsze od stali), duża przepuszczalność dla promieni rtg oraz odporność na korozję wżerną, międzykrystaliczną i naprężeniową (3,4).

W implantologii dentystycznej stosowany jest technologicznie czysty tytan oraz jego stopy – najczęściej Ti6Al4V oraz Ti6Al7Nb (5). Przez dodanie nawet śladowych ilości pierwiastków stopowych zmienia się struktura stopu tytanu; i tak np. przez dodanie pierwiastków ciężkich uzyskuje się zwiększenie gęstości tytanu, natomiast dodanie aluminium zmniejsza jego gęstość.

W badaniach na sztucznej hodowli tkankowej nie stwierdzono zasadniczych różnic w reaktywności tkankowej między czystym tytanem a jego stopami, jednak w badaniach in

vivo potwierdzono przewagę czystego tytanu w odniesieniu do skuteczności powierzchniowego narastania kości (6). Dlatego też materiałem preferowanym w zastosowaniu klinicznym jest właśnie ta jego postać. Ponadto czysty tytan jest niemagnetyczny, co ma szczególne znaczenie, ponieważ obecność faz ferromagnetycznych w organizmie żywym jest niedopuszczalna ze względu na ich działanie zakrzepowe (7). Odporność tytanu na korozję przewyższa znacznie inne materiały wszczepowe, takie jak stal nierdzewna czy stop Cr-Co (8). Ta korzystna właściwość tytanu spowodowana jest pasywacją warstwy wierzchniej, która zachodzi natychmiast po implantacyjnym kontakcie z płynami ustrojowymi (9). Powstająca wówczas warstwa TiO_2 na powierzchni tytanu warunkuje trwałe połączenie wszczepu z kością.

Dzięki tym właściwościom tytanu, w procesie wgapiania implantu występują skomplikowane zjawiska biofizycznego połączenia tkanki kostnej z wytwarzającą się na powierzchni wszczepu warstwą tlenku tytanu. Na określenie tych zjawisk w literaturze przyjęto za Brånemarkiem, termin osteointegracja. Pojęcie to definiuje biologiczny fenomen bezpośredniego i funkcjonalnego połączenia struktur powierzchniowych obciążonego wszczepu z żywą tkanką kostną, bez pośrednictwa tkanki łącznej (1, 10, 11). Dzięki temu procesowi następuje klinicznie bezobjawowe i sztywne umocowanie wszczepów tytanowych w kości, pozwalające na ich obciążenie siłami żucia działającymi za pośrednictwem konstruowanych na ich bazie uzupełnień protetycznych (1, 6).

Procesy biologicznej integracji między powierzchnią wszczepu a nawarstwiający się komórkami i strukturami naczyniowymi tkanek okołowszczepowych zależą m. in. od takich czynników jak: regeneracyjne możliwości organizmu i stopień odporności na uraz operacyjny, a zwłaszcza uraz termiczny związany z wytwarzaniem się temperatury w wyniku preparacji łoża kostnego i obróbki dostosowawczej implantu, co jest

przedmiotem niniejszej pracy (10, 11, 12, 13).

Filarowe wszczepy dentystyczne w przeszłości miały kształt różnorodny, lecz formy współczesne to przeważnie pełne śruby tytanowe o specjalnie preparowanej powierzchni. W większości formy te mają średnicę 3,25 - 6,0 mm i długość 7,0 - 20,0 mm. Gwinty oraz zagłębienia w szorstkiej powierzchni implantu stanowią mechanizm jego kotwiczenia w strukturach kostnych. Jednakże mogą też być miejscem przenoszenia nadmiernej temperatury do okolicznych tkanek okołowszczepowych.

We współczesnej praktyce implantoprotetycznej stosowane są - w zależności od wskazań - dwie formy wszczepów: jednoczęściowe i dwuczęściowe. Określenie jednoczęściowe oznacza, że zarówno część wewnątrzkostna jak i nadkostna stanowi jedną całość. Natomiast wszczepy dwuczęściowe są zbudowane osobno z części śródkostnej, do której po umieszczeniu w strukturze wyrostka zębodołowego i zakończonym procesie gojenia zostaje przykręcona część nadkostna, jako filar dla konstrukcji protetycznej. Najbardziej rozwinięte oraz udokumentowane badaniami klinicznymi systemy, to systemy dwuczęściowe, które według klasycznego protokołu Brånemarka wprowadzone są do kości po odwarstwieniu płata śluzówkowo-okostnowego, a następnie zaszyte na okres trwania procesów osteointegracyjnych tj. 3-6 miesięcy w zależności od tego, czy implantacja miała miejsce w szczęce czy w żuchwie (10, 13, 14).

Zwolennicy stosowania implantów jednoczęściowych podkreślają ich walory konstrukcyjne, które pozwalają wyeliminować resorpcję brzeżną kości, spowodowaną jak się uważa mikroszczeliną, pomiędzy łącznikiem protetycznym a implantem, występującą w systemach dwuczęściowych (15,16,17,18). Wszczepy jednoczęściowe, implantowane są wg jednoczasowej techniki zabiegowej i mogą być obciążone metodą natychmiastową lub wczesną (11, 12, 13, 19).

Ze względu na standardowe wymiary, systemy jednoczęściowe po wprowadzeniu do kości zwykle wymagają odpowiedniego opracowania ich filarowych części nadkostnych przy użyciu narzędzi ściernych (szlifowanie). Jest to konieczne, celem uzyskania miejsca w zwarciu na koronę protetyczną, a także w związku z tym, że oś długa tego typu wszczepu może znacząco odchyłać się od osi pozostałych zębów lub innych wszczepów filarowych. Konieczność obróbki dostosowawczej nadkostnej części wszczepów wynika też z faktu, że jedną z zasad szlifowania zębów pod korony protetyczne jest integracja brzeżna z tkankami otaczającymi, co można zapewnić stwarzając warunki do uzyskania gładkiego przejścia korony w tkanki zęba. Jest to możliwe poprzez szlifowanie zęba z wytworzeniem stopnia przydźsiałowego, co odnosi się również do filarów implantowanych, wówczas, gdy są to formy jednoczęściowe. Brak odpowiedniego stopnia w części nadkostnej niektórych wszczepów, uniemożliwia zastosowanie korony o gładko przechodzącej w powierzchnię implantu części przydźsiałowej. Występujący wówczas uraz mechaniczny w miejscu przejścia implantu w koronę i odkładająca się płytka bakteryjna powodują powstanie stanów zapalnych tkanek okołowszczepowych (periimplantitis), co jest główną przyczyną zaników kostnych i destabilizacji, a w konsekwencji utraty wszczepów. Z tych względów w przypadkach stosowania form wszczepów nie posiadających schodka przydźsiałowego wymagane jest jego wypreparowanie. W warunkach jamy ustnej jest to związane z zagrożeniem urazem termicznym dla tkanek okolicznych, a w szczególności okołowszczepowej tkanki kostnej. Zagrożenie to wynika z faktu, że zabiegi związane ze szlifowaniem filarowych części nadkostnych wszczepów mogą zostać przeprowadzone dopiero po ich wprowadzeniu do kości. Usytuowanie stopnia musi być ściśle skorelowane z przebiegiem girlandy dźsiałowej, a oś implantu oraz ilość potrzebnego w zwarciu miejsca na koronę protetyczną jest możliwa do

określenia po usytuowaniu go w strukturach wyrostka zębodołowego.

1.2. Problem przewodnictwa i metod pomiaru zmian temperatury podczas zabiegów stomatologicznych - a w tym implantacji wszczepów dentystycznych

Wyzwalanie się temperatury, będące wynikiem tarcia instrumentów obrotowych podczas takich zabiegów jak: preparacja twardych tkanek zębów, drażnienie kanału kostnego jako łoża dla implantu oraz korekcyjne szlifowanie wszczepów jednoczęściowych jest jedną z istotnych przyczyn pozabiegowych powikłań w praktyce stomatologicznej. Istotnym problemem praktycznym jest nie tylko wyzwalanie ciepła, ale zwłaszcza wzrost i rozprzestrzenianie się temperatury w stopniu przekraczającym termiczną wytrzymałość struktur tkankowych żywego organizmu.

Dlatego poznanie tych mechanizmów, pozostające w ścisłym związku z opracowaniem odpowiednich metod pomiarowych było i wciąż jest celem wielu opracowań naukowych.

Przyrząd do pomiaru temperatury, tzw. przetwornik wstępny (czujnik termometryczny, termometr) stanowi początkowy element łańcucha pomiarowego (Ryc. 1).



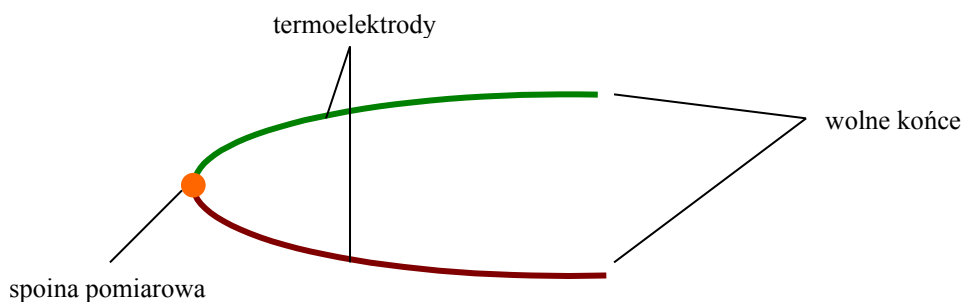
Ryc. 1. Schemat termicznego układu pomiarowego

Rolą jego jest odbiór informacji o temperaturze badanego

obiektu i wstępne jej przekształcenie na inną wielkość fizyczną, która stanowi sygnał pomiarowy przesyłany do przetwornika pomiarowego i tam przetwarzany do wymaganego sygnału wyjściowego (20, 21). Wstępne przetwarzanie sygnału stanowi podstawę do podziału przyrządów służących do pomiaru temperatury na elektryczne i nieelektryczne w zależności od rodzaju wielkości fizycznej, na którą zamieniana jest temperatura. Uwzględniając sposób przejmowania ciepła między przyrządem a badanym obiektem można podzielić je na stykowe, tzn. pozostające w trakcie pomiaru w bezpośrednim kontakcie z badanym ciałem oraz bezstykowe (pirometry), tzn. że temperatura obiektu określana jest na odległość, w oparciu o wysyłane promieniowanie termiczne. Dokładność uzyskanych wyników pomiaru temperatury zależy nie tylko od rodzaju użytego przyrządu pomiarowego, lecz również od sposobu jego użycia, tzn. metody pomiaru. Metody nieelektryczne nie są precyzyjne ponieważ zamieniają temperaturę na takie wartości jak długość, drgania akustyczne czy objętość cieczy. Natomiast metody elektryczne zamieniają temperaturę na impulsy elektryczne, które następnie są przesyłane do systemów komputerowych i precyzyjnie mierzone.

Do stykowych termometrów elektrycznych zalicza się termoelektryczne czujniki temperatury określane jako termopary. Działanie tego typu przyrządów opiera się na zjawisku opisanym przez Seebecka, które polega na wytworzeniu siły termoelektrycznej (STE) na skutek różnicy temperatur między dwoma spoinami: pomiarową (połączone końce termoelementów), na którą działa mierzona temperatura i odniesienia (wolne końce termoelementów), które znajdują się w znanej temperaturze (22). Występowanie STE wynikające z istnienia w materiałach elektronów swobodnych jest wypadkową dwóch zjawisk składowych: Peltiera - polegającego na wytworzeniu się różnicy potencjałów na powierzchni styku dwóch różnych materiałów oraz Thopsona - polegającego na

wytworzeniu się różnicy potencjałów na końcach przewodu o różnych temperaturach (23, 24). Schemat typowego czujnika termoelektrycznego (termoelementu) przedstawia rycina 2.



Ryc. 2. Termoelement

W eksperymentach medycznych najczęściej używa się następujących typów termoelementów:

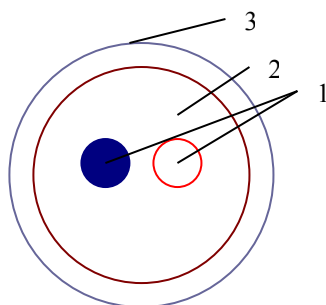
Typ T: miedź, miedź - nikiel

Typ K: nikiel - chrom, nikiel - aluminium

Termoelement T posiada elektrodę dodatnią z czystej miedzi handlowej, a elektrodę ujemną ze stopu o zawartości 45 - 60 % miedzi. Charakterystyka termometryczna jest w głównym stopniu zależna od czystości elektrody miedzianej.

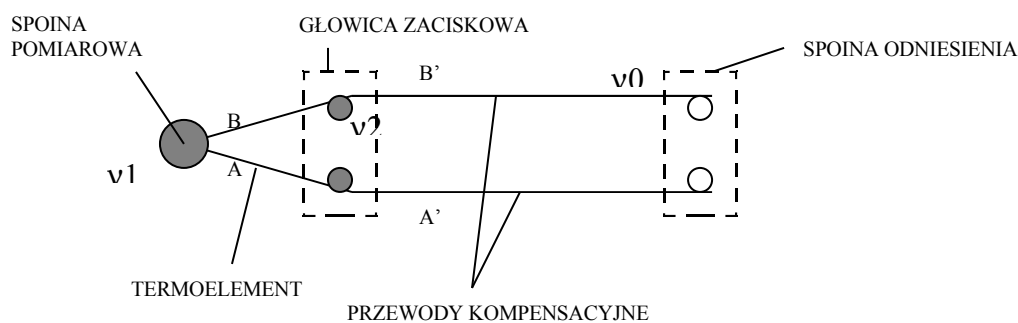
Termoelement K wykonany jest ze stopów o różnych nazwach handlowych, których skład nie jest wprawdzie ściśle znormalizowany, jednak wykazuje on prawie prostolinijną charakterystykę termometryczną.

Przewody w czujniku otoczone są osłonami ochronnymi, metalowymi lub ceramicznymi, gdyż warunkuje to prawidłową pracę czujnika i stałość charakterystyki termometrycznej niezależnie od czynników zewnętrznych (21, 23, 24, 25). Do przeprowadzania pomiarów najczęściej używa się czujniki płaszczone - głównie ze względu na małe średnice, trwałość i giętkość umożliwiającą wyginanie oraz dużą odporność na drgania i korozję jak również małą bezwładność cieplną (Ryc. 3).



Ryc. 3. Termoelement płaszczywy - przekrój w powiększeniu:
1 - termoelektrody, 2 – izolacja ceramiczna, 3 – osłona.

Izolacja termoelementów płaszczywych musi być starannie zabezpieczona przed zawilgoceniem dlatego ich końce są uszczelnione (26). Warunkiem poprawności pomiarów termopar jest stałość temperatury wolnych końców termoelementu doprowadzonych do zacisków umieszczonych w głowicy czujnika. Dlatego też termoelement przedłuża się przewodami kompensacyjnymi do miejsca, gdzie można utrzymać stałą temperaturę (21,23,26) (Ryc. 4). Termometryczne dane dla określonego typu termoelementów podawane są w postaci tabel lub wykresów przy temperaturze odniesienia 0° lub +20°C (21).



Ryc.4. Schemat termoelementu z przewodami kompensacyjnymi

Do badań własnych został wybrany specjalny typ termopary, w którym uwzględniono powyższe wymagania ogólne oraz szczegółowe parametry związane z warunkami przeprowadzanych

eksperymentów (patrz rozdział 3).

Przenoszenie ciepła wzdłuż metalowego przedmiotu określane jest w termodynamice jako przewodnictwo (27). Współczynnik przewodnictwa (k) jest definiowany jako wielkość, w której ciepło przenoszone jest przez materiał dając w wyniku zmianę temperatury ΔT na drugim - w stosunku do miejsca przyłożenia - końcu przedmiotu

$$k = QA/\Delta T,$$

gdzie Q to ilość przenoszonego ciepła (Wat), A powierzchnia (m^2) i ΔT zmiana temperatury (K). Z punktu widzenia matematycznego bardziej użytecznym pomiarem potencjału materiału do transportowania ciepła jako chwilowego fenomenu jest rozpraszalność termiczna α

$$\alpha = k/(\rho c_p)$$

gdzie k to przewodnictwo cieplne (w $m^{-1}K^{-1}$), ρ to gęstość materiału ($kg\ m^{-3}$) a c_p to ciepło właściwe ($kJ\ kg^{-1}\ K^{-1}$) (28). Właściwości cieplne dla poszczególnych materiałów przedstawione są w tabeli 1.

Tabela 1. Właściwości cieplne tytanu, kości, szkliva i zębiny

Materiał	Przewodnictwo cieplne k ($W\ m^{-1}\ K^{-1}$)	Ciepło właściwe c_p ($kJ\ kg^{-1}\ K^{-1}$)	Gęstość ρ ($kg\ m^{-3}$)	rozpraszalność termiczna α ($m^2\ s^{-1}$)
tytan	22.4	0.523	4540	9.434×10^{-3}
kość gąbczasta	0.3	1.44	1920	0.109×10^{-3}
szklivo	0.92	0.75	2900	0.423×10^{-3}
zębina	0.63	1.17	2100	0.256×10^{-3}

Opisane zjawiska mogą się odnosić do przewodnictwa termicznego w czasie korekcyjnego szlifowania nadkostnych części tytanowych wszczepów jednoczęściowych. Stosowane w stomatologii instrumenty napędzane powietrzem (turbiny), mogą przyczyniać się do uszkodzeń tkanek w wyniku nadmiernego wzrostu temperatury. W trakcie szlifowania korekcyjnego po

implantacji na granicy wiertło/wszczep dochodzi do zdeponowania znacznej ilości energii w wyniku tarcia, jakie zachodzi między powierzchnią szlifowaną a instrumentami tnącymi. Wynikiem tego jest wzrost temperatury, która może przenosić się na kość wyrostka zębodołowego wywołując jej termiczne uszkodzenie. Wiercenie kości, w celu wytworzenia łoża dla implantu może powodować nie tylko mechaniczne jej uszkodzenie, ale również wzrost temperatury w kości bezpośrednio przyległej do narzędzi preparujących (29).

Wielu autorów zgodnie stwierdza, że wzrost temperatury podczas tych zabiegów ponad granicę odporności fizjologicznej może prowadzić do nieodwracalnego uszkodzenia kości (30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38).

Początkowo uważano, że temperaturą krytyczną powyżej której dochodzi do nieodwracalnych uszkodzeń w kości jest 56°C, gdyż dopiero w tej temperaturze dochodzi do denaturacji fosfatazy alkalicznej (35, 37, 38). Jednakże wnikliwsze badania wykazały, że uszkodzenia kości w postaci: martwicy osteocytów, uszkodzenia naczyń krwionośnych oraz formowania blizny bez cech regeneracji mogą wystąpić już w niższej temperaturze (30, 31, 34). Jako argument uzasadniający pogląd, że wzrost temperatury powyżej $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ (ponad normalną temperaturę ciała ludzkiego) może być szkodliwy, przytacza się fakt, że fosfataza alkaliczna - enzym wykrywany w membranie osteoblastów i często wykorzystywany, jako użyteczny marker osteoblastycznej aktywności komórek kościotwórczych - mimo, że może utrzymywać swoją biologiczną aktywność w szerokim zakresie temperatur, to białko zostaje denaturowane już w temperaturze powyżej 50°C i nieodwracalnie uszkodzone.

Eriksson i Albrektsson (39) - na podstawie eksperymentów na zwierzętach wykazali, że temperatura pomiędzy 47°C a 50°C powoduje znaczną redukcję procesów formowania nowej tkanki

kostnej, podczas gdy w temperaturze 44°C nie obserwowano zmian szkodliwych dla procesów osteointegracyjnych. Wszystkie badane przez nich przypadki implantów, poddane temperaturze 50°C przez jedną minutę można było po implantacji łatwo usunąć pęsetą - co oznaczało, że nie nastąpiła ich kostna integracja. Natomiast podczas ekspozycji przez jedną minutę w temp. 47°C następowała utrata tylko niektórych implantów. Dolną granicą ekspozycji, przy której zachowywano wszystkie implanty, była temperatura 44°C.

Podsumowaniem wyników tych eksperymentów oraz badań innych autorów jest stwierdzenie, że graniczną temperaturą, przy której nie tylko nie dochodzi do zmian patologicznych, ale również nie są zakłócone zjawiska osteointegracyjne to temperatura 47°C (wzrost o $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ w stosunku do temperatury ciała ludzkiego).

Dotąd jednak nie przeprowadzono badań, na podstawie których można byłoby określić relacje, jakie zachodzą między tak zdefiniowaną granicą krytyczną, a zmianami temperatury w okołowszczepowej tkance kostnej powstającą w wyniku wewnątrzustnej obróbki wszczepów tytanowych.

2. CEL PRACY

W dostępnej literaturze brak jest udokumentowanych danych, co do zmian temperatury w kostnej tkance okołowszczepowej, występujących podczas obróbki dostosowawczej części nadkostnej jednoczęściowych wszczepów osadzonych w kości. W związku z tym uznano za celowe przeprowadzenie badań o tym kierunku zarówno z poznawczego, jak też praktycznego punktu widzenia.

Głównym założeniem pracy jest ocena wpływu dostosowawczej preparacji (szlifowania) wszczepów jednoczęściowych implantowanych w kości odzwierzęcej, na wzrost temperatury okołowszczepowych struktur kostnych. W szczególności zaś celem badań jest odpowiedź na następujące pytania:

1. Czy i w jakim stopniu wzrasta temperatura okołowszczepowych struktur kostnych w wyniku poimplatacyjnego szlifowania tytanowych wszczepów jednoczęściowych?
2. Jaki wpływ na ograniczenie wzrostu temperatury i jej rozprzestrzenianie ma zastosowana technika zabiegowa oraz w jakim czasie po zaprzestaniu szlifowania następuje powrót do temperatury wyjściowej?

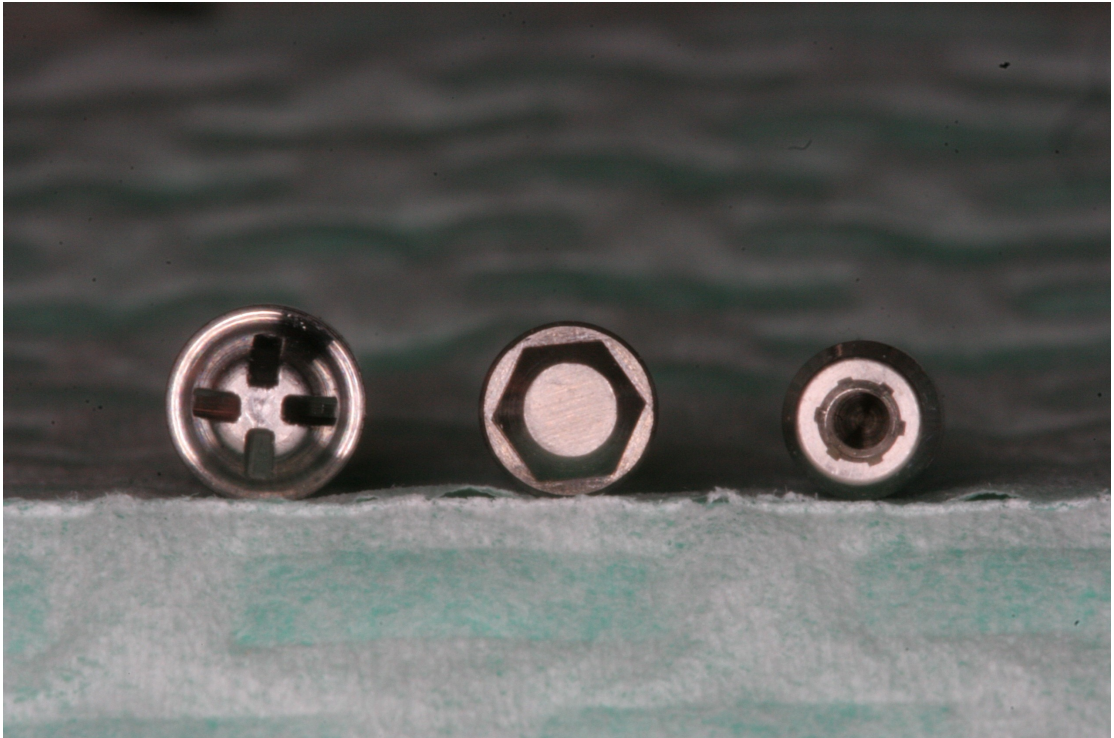
3. MATERIAŁ I METODA

Do badań użyto 24 tytanowych wszczepów jednoczęściowych o różnym ukształtowaniu odcinka nadkostnego po 8 sztuk z następujących systemów implantologicznych (Ryc. 5 i 6):

1. OSTEOPLANT (producent Fundacja Akademii Medycznej, Poznań, Polska) - o średnicy 3,5 mm i długości 12 mm,
2. NOBEL DIRECT (producent Nobel Biocare, Szwecja) - o średnicy 3,5 mm i długości 13 mm,
3. Q - IMPLANT (producent Trinon Titanium, Niemcy) - o średnicy 3,5 mm i długości 12 mm.



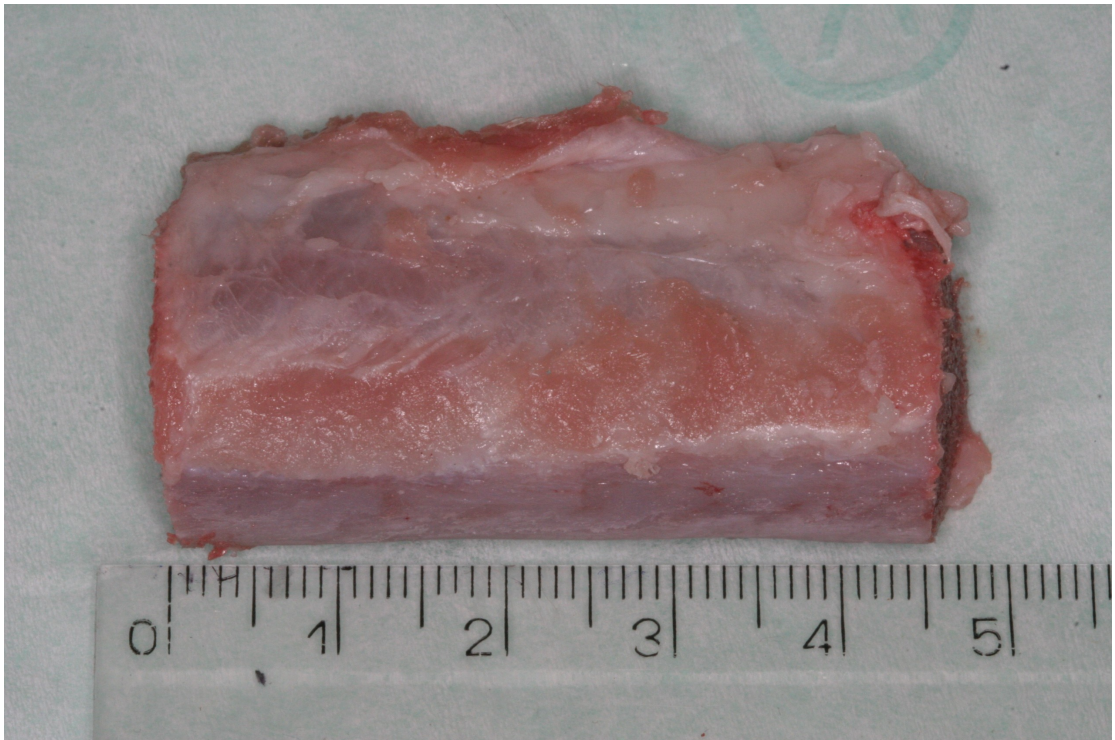
Ryc. 5. Typy wszczepów jednoczęściowych zastosowane w badaniach – od lewej Nobel Direct, Osteoplant, Q-Implant



Ryc. 6. Fotografia powierzchni nośnych nadkostnych części wszczepów jednoczęściowych zastosowanych w badaniach – od lewej Q-Implant, Osteoplast, Nobel Direct

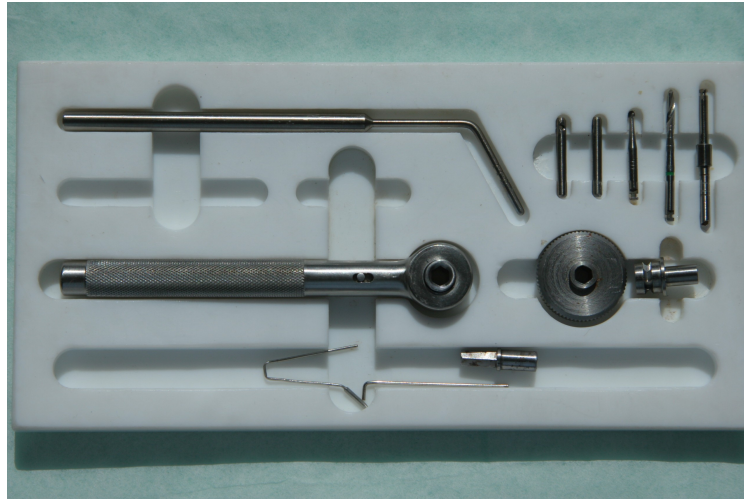
Materiałem kostnym do implantacji w/w wszczepów były świeże żebra wieprzowe, tj. pozyskane 3-4 godziny po uboju. W wyborze rodzaju kości kierowano się faktem, że żebra w swojej budowie posiadają strukturę warstwy zbitej i gąbczastej zbliżone do ludzkiej kości żuchwy. Kości pocięto na równej wielkości bloki o wymiarach 45 x 20 mm (Ryc. 7), każdy porównywalny w strukturze i grubości blaszki zbitej, co kontrolowano radiologicznie.

Implantację wszczepów do tkanki kostnej przeprowadzano ściśle wg techniki zabiegowej i procedur obowiązujących w postępowaniu klinicznym podczas implantacji jednoczęściowych wszczepów tytanowych, używając również instrumentarium odpowiedniego do każdego typu wszczepów (Ryc. 8, 9, 10).



Ryc. 7. Blok kostny wycięty z żebra wieprzowego o wymiarach umożliwiających ustandaryzowanie modelu badawczego

Na grzbiecie bloku kostnego nacinano tkanki miękkie i odsłaniano płat pełnej grubości. Po odpreparowaniu płata śluzówkowo-okostnowego nawiercano istotę zbitą kości (blaszkę kortykalną) wiertłem różyczkowym, w odległości 2,0 cm od brzegu bloku kostnego, a następnie wiertłem pilotującym nawiercano kość na głębokość odpowiadającą długości wprowadzanego wszczepu (Ryc. 11, 12, 13).



Ryc. 8. Instrumentarium dla wszczepów Osteoplast



Ryc. 9. Instrumentarium dla wszczepów Nobel Direct



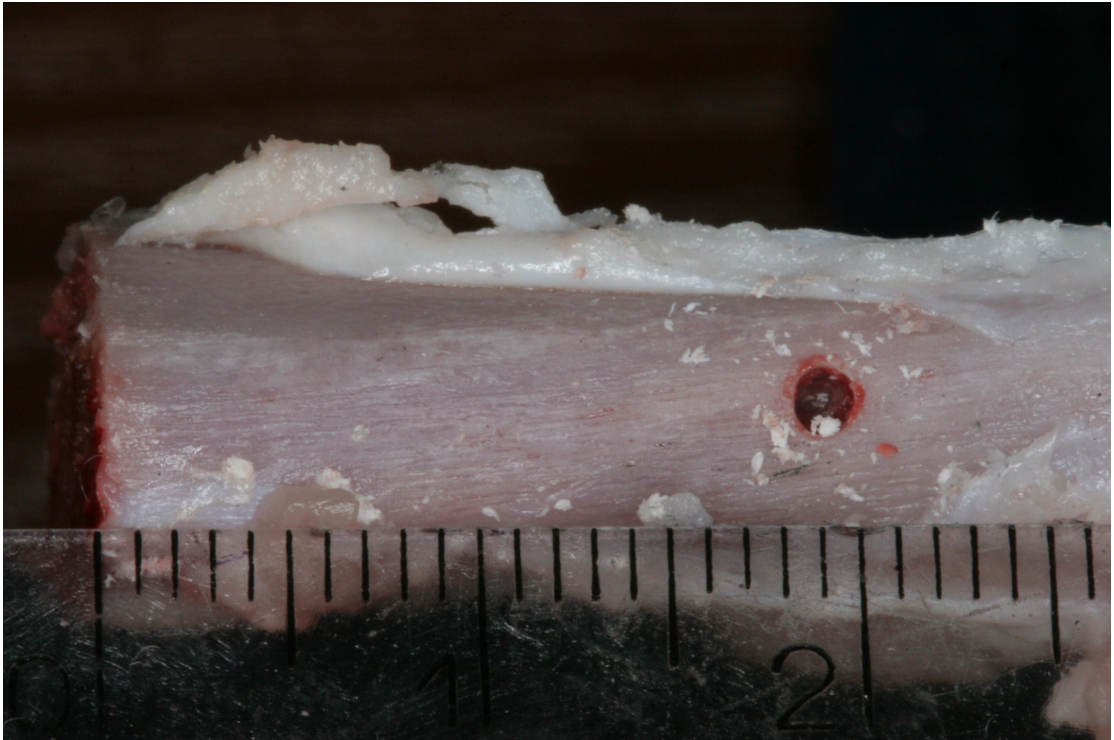
Ryc. 10. Instrumentarium dla wszczepów Q-implant



Ryc. 11. Fotografia bloku kostnego po odpreparowaniu płata śluzówkowo – okostnowego

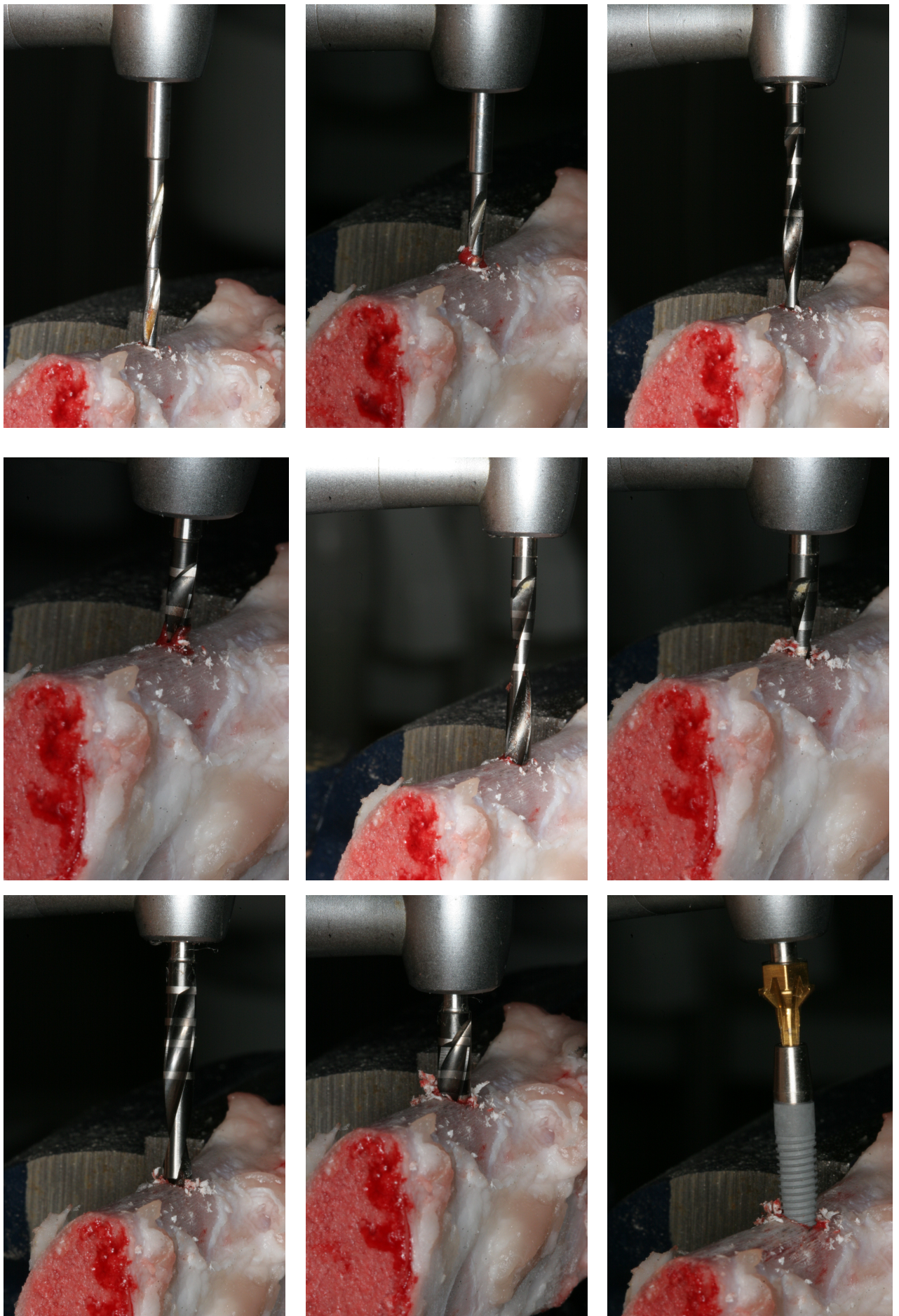


Ryc. 12. Nawiercanie otworu pilotującego w istocie zwartej (blaszce korykalnej) bloku kostnego



Ryc. 13. Usytuowanie otworu pilotującego dla preparacji łoża kostnego (w odległości 2 cm od brzegu kości)

Kolejnymi wiertłami - w zależności od zastosowanego typu implantu - poszerzano łożo kostne używając sekwencyjnie wiertel do momentu uzyskania średnicy otworu odpowiadającej średnicy przewidzianej dla danego wszczepu (Ryc. 14). Stosowano fizjodispenser produkcji W & H Prędkość obrotową wiertel ustawiając na poziomie 900 rpm. Podczas nawiercania kości stosowano zewnętrzne chłodzenie solą fizjologiczną, doprowadzoną z fizjodispensera, aby nie powodować zmian w kości związanych z przegrzaniem. Każdorazowo procedura prowadzona była przez jednego operatora.



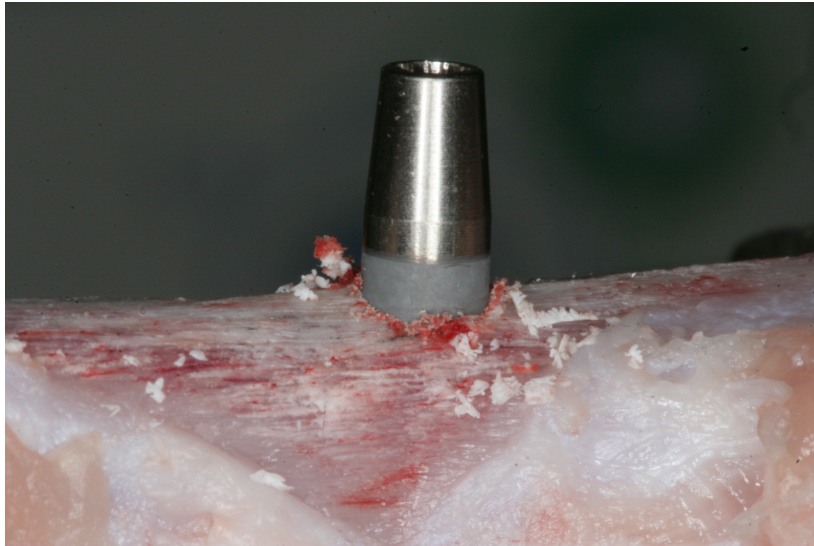
Ryc.14. Sekwencja nawiercania łoża kostnego oraz implantacji wszczepu jednoczęściowego (typ Nobel Direct)

Po wyperparowaniu łoża wprowadzano w nie wszczepy: Nobel Direct za pomocą końcówki rotacyjnej (W & H, Niemcy) z siłą 30 Ncm ustawioną na elektronicznym sterowniku fizjodispensera, bez chłodzenia solą fizjologiczną; Osteoplast oraz Q-Implant z zastosowaniem kluczy ręcznych z zestawu instrumentarium (Ryc. 15, 16, 17).

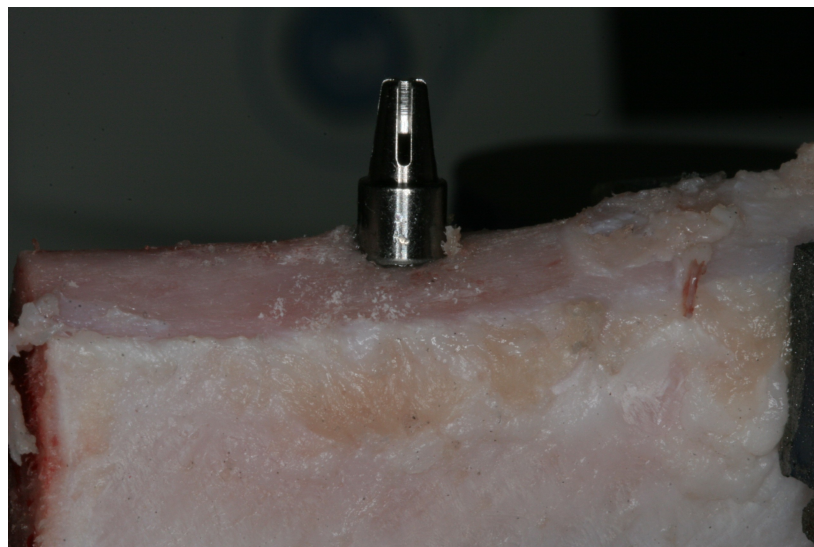
Próbki po wprowadzeniu wszczepów oznaczano: dla implantów Nobel Direct (IN), Q-Implant (IQ), Osteoplast (INO).

Kierując się danymi z piśmiennictwa, w odniesieniu do badań nad przewodnictwem ciepła podczas szlifowania zębów i preparacji łoża kostnego dla wszczepów, w badaniach własnych do pomiaru temperatury w kostnych strukturach tkankowych w trakcie szlifowania wszczepów, zastosowano termoelektryczne czujniki temperatury (termopary). Metodę tą uznano za najwłaściwszą ze względu na specyfikę pomiarów w czasie preparacji, tj. konieczności użycia chłodzenia wodno-powietrznego (patrz rozdział 1.2.).

W badaniach zastosowano termoparę o prostoliniowej charakterystyce termometrycznej typ TP-201K-1b-100-2,0 wykonaną na specjalne zamówienie w firmie Czaki (Polska) (Ryc. 18). Jest to pojedynczy czujnik termopary płaszczonej nikiel-chrom/nikiel-aluminium (NiCr-NiAl) o średnicy 0,5 mm ze spoiną pomiarową galwanicznie odizolowaną od płaszcza, o długości termopary $L=100,0$ mm z przewodem kompensacyjnym długości 2000,0 mm.



Ryc. 15. Wszczep Nobel Direct, fot. bezpośrednio po implantacji



Ryc. 16. Wszczep Q-Implant, fot. bezpośrednio po implantacji

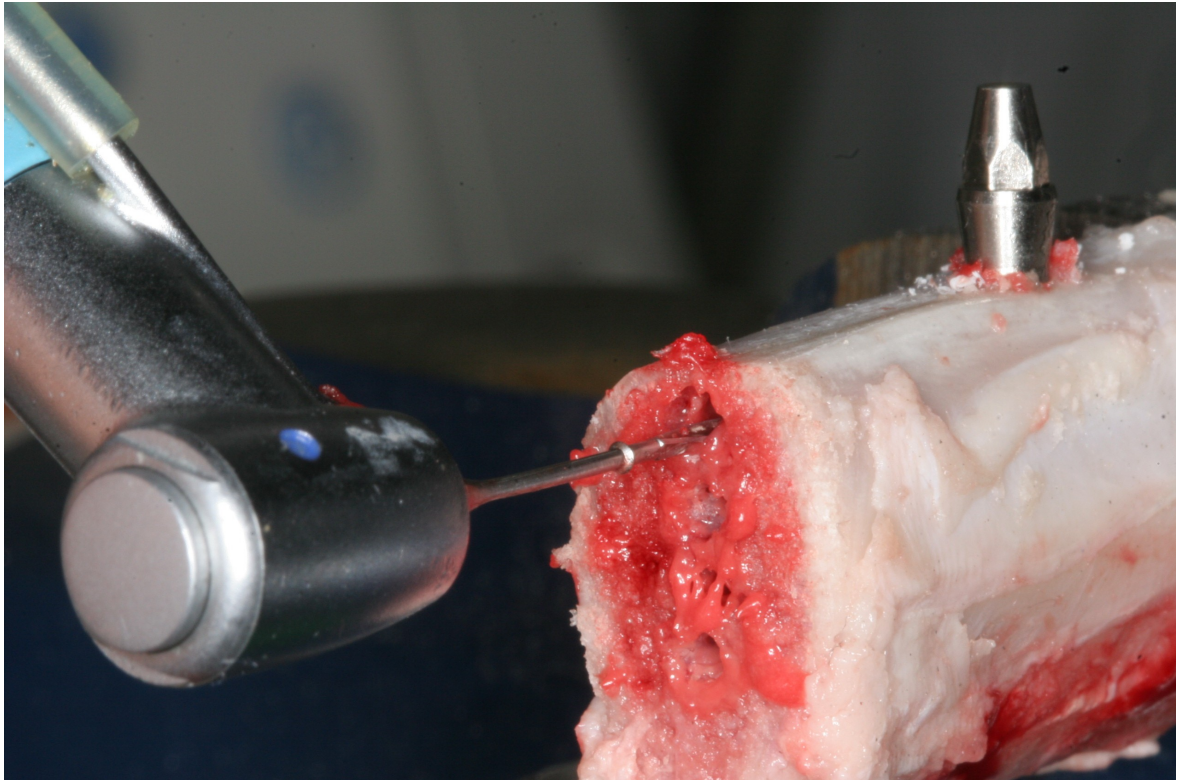


Ryc. 17. Wszczep Osteoimplant, fot. bezpośrednio po implantacji

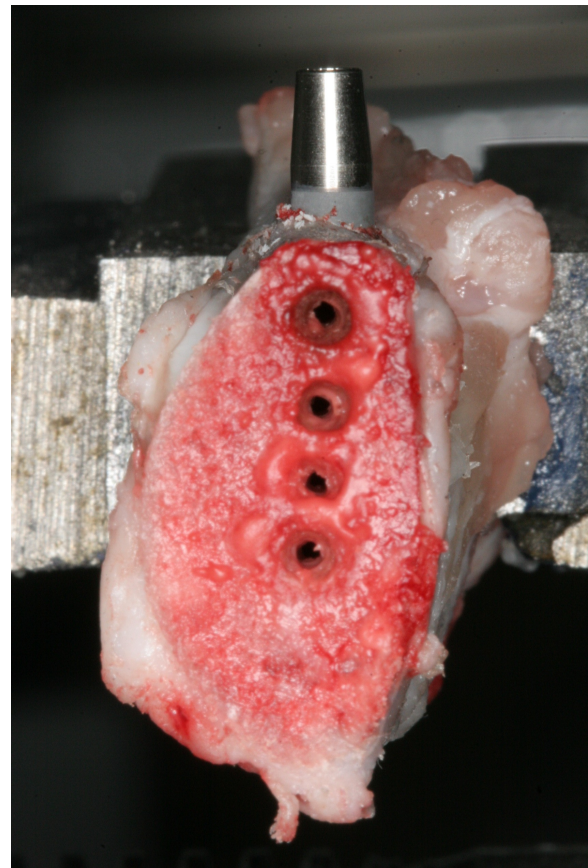
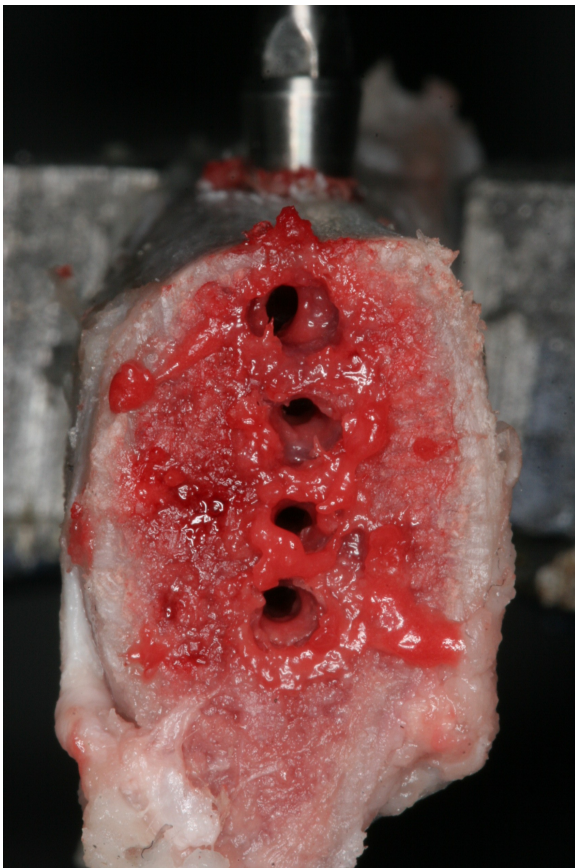


Ryc. 18. Czujniki termopary wykonanej na użytek przeprowadzanych eksperymentów

Po implantacji wszczepu w każdym bloku kostnym nawiercano 4 kanały - za pomocą wiertła Peeso #3 - po jednym kanale dla każdego czujnika termopary (Ryc. 19, 20). Czujniki pomiarowe oznaczano T_1 , T_2 , T_3 , T_4 . Odległość termopary od powierzchni wszczepu oraz od brzegu blaszki kortykalnej kontrolowano radiologicznie i mierzono stosując program Wix Vin (Gendex) do oceny zdjęć rtg. Pomiary przeprowadzano po odpowiedniej kalibracji używając do tego miernika o długości 10,0 mm (Ryc. 21, 22).

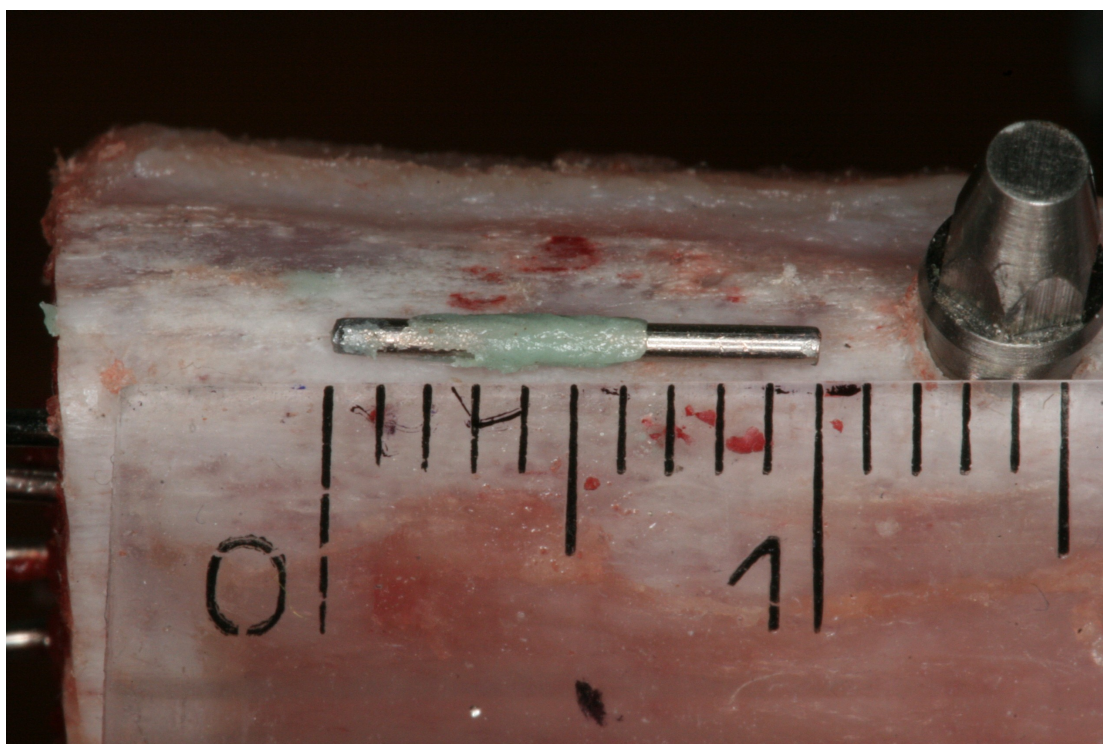


Ryc. 19. Nawiercanie kanałów dla czujników termopary (wierłem Peeso)

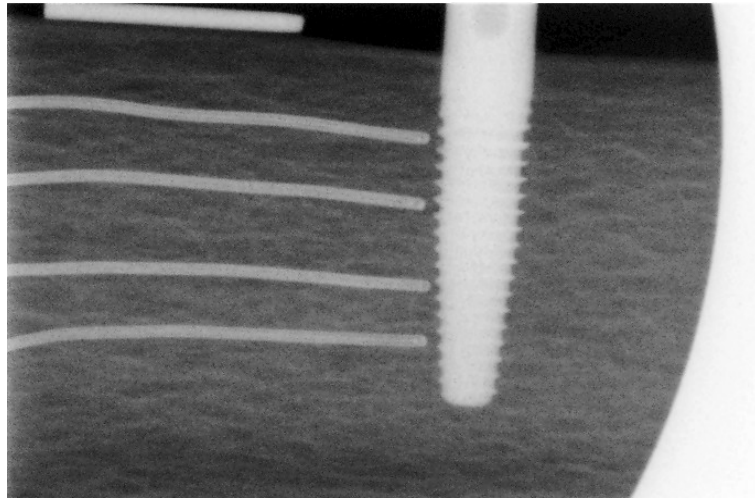


Ryc. 20. Usytuowanie kanałów kostnych dla czujników termopary w blokach kostnych :
z lewej dla wszczepu Osteoplant, z prawej dla wszczepu Nobel Direct

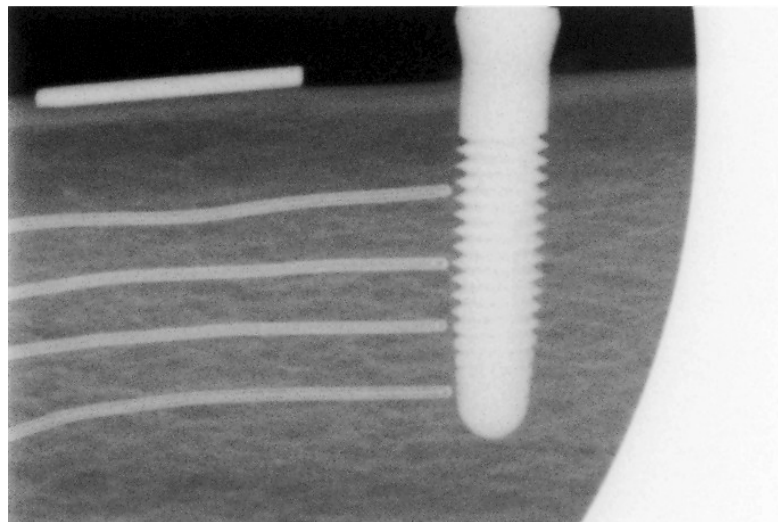
Końce czujników termopary lokalizowano w możliwie najmniejszej odległości od powierzchni implantów - jednak tak, aby nie doszło do ich kontaktu z tą powierzchnią. Położenie to kontrolowano radiologicznie, uzyskując następujące wartości średnie: $T_1=0,225$ mm w przedziale (0,1 - 0,4) $T_2=0,2$ mm (0,1 - 0,5); $T_3=0,255$ mm (0,1 - 0,6); $T_4=0,24$ mm (0,1 - 0,5). Średnia odległość termopar od powierzchni blaszki kortykalnej wynosiła: $T_1=2,6$ mm w przedziale (1,8 - 3,5) $T_2=5,4$ mm (4 - 6,4); $T_3=8,4$ mm (7,2 - 9,7); $T_4=10,9$ mm (10,3 - 11,9). Odległości średnie oraz ich zakres dla poszczególnych grup implantów przedstawiony jest w tabelach 2 i 3.



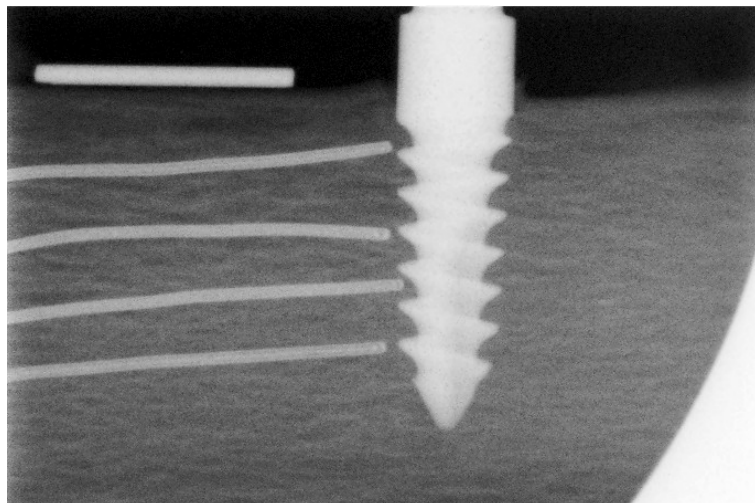
Ryc. 21. Usytuowanie instrumentu do kalibracji na bloku kostnym



A



B



C

Ryc. 22. Radiologiczna kontrola rozmieszczenia czujników termopary w stosunku do złitej blaszki zewnętrznej kości i implantowanych wszczepów: A – Nobel Direct, B – Osteopant, C - Q-Implant

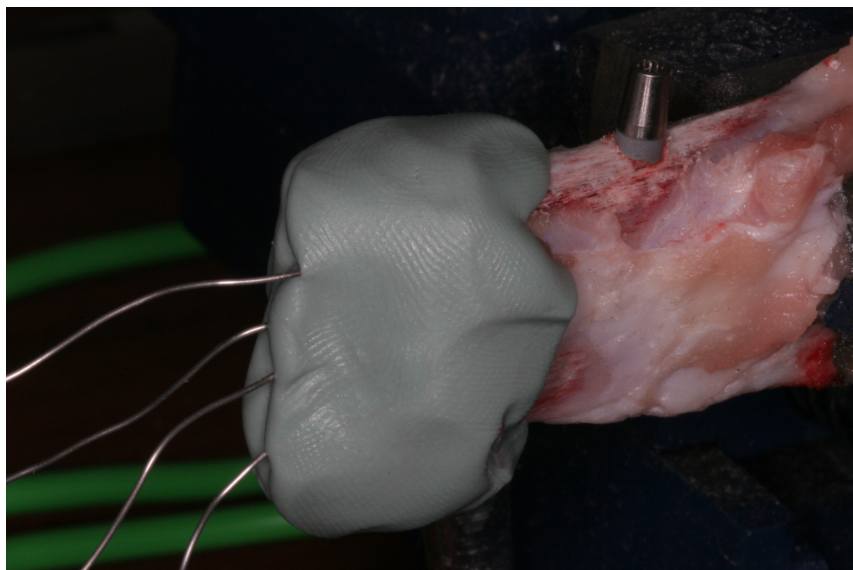
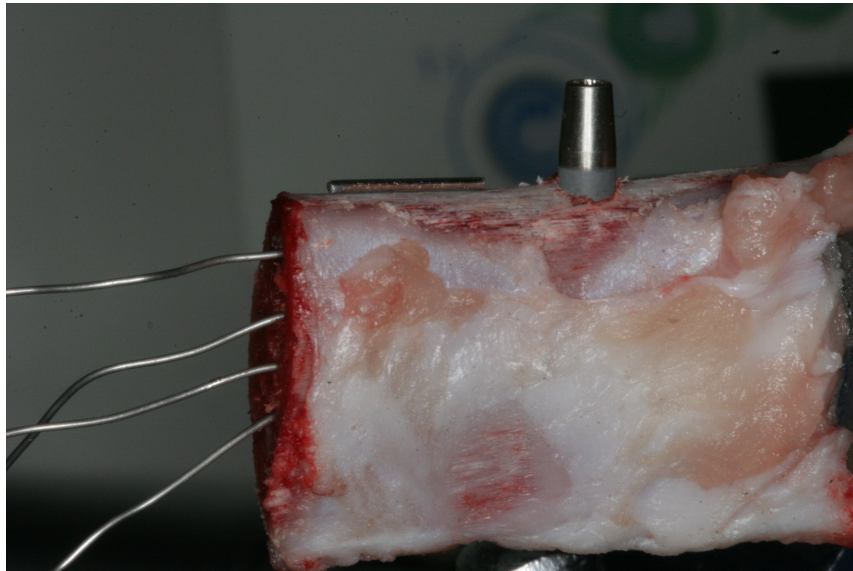
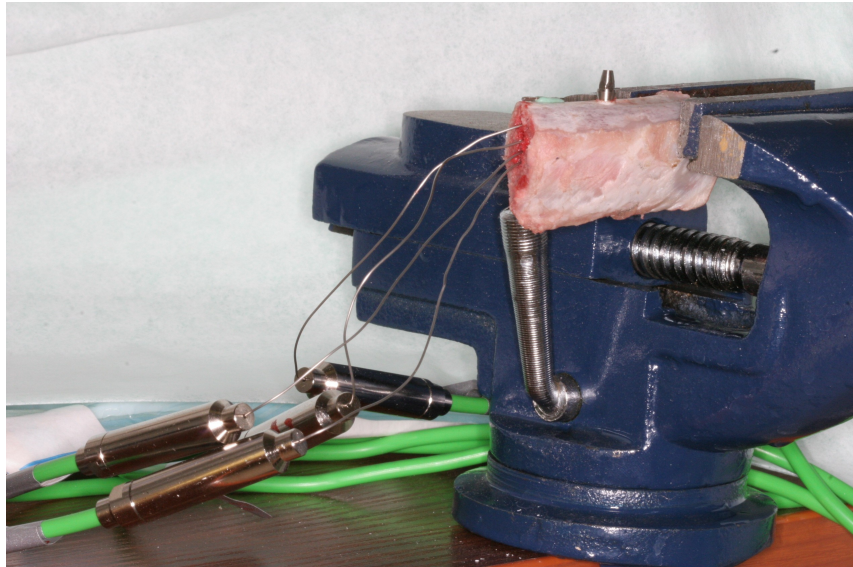
Tabela 2. Średnie odległości końców czujników termopar od powierzchni wszczepów

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄
IN	0.21 (0.1 - 0.3)	0.17 (0.1 - 0.3)	0.22 (0.1 - 0.4)	0.22 (0.1 - 0.3)
INO	0.22 (0.1 - 0.3)	0.22 (0.1 - 0.5)	0.27 (0.2 - 0.6)	0.23 (0.1 - 0.4)
IQ	0.21 (0.1 - 0.4)	0.2 (0.1 - 0.3)	0.26 (0.1 - 0.3)	0.26 (0.1 - 0.4)

Tabela 3. Średnie odległości końców czujników termopar od blaszki korykalnej

	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄
IN	2.44 (1.8 - 3.5)	5.34 (4.1 - 6.4)	8.3 (7.6 - 9.7)	10.8 (10.2 - 11.9)
INO	2.62 (1.8 - 3.5)	5.45 (4 - 6.1)	8.5 (7.2 - 9.2)	11.08 (10.3 - 11.9)
IQ	2.78 (2.1 - 3.5)	5.42 (4.5 - 6.4)	8.62 (7.6 - 9.6)	10.74 (10.4 - 11.8)

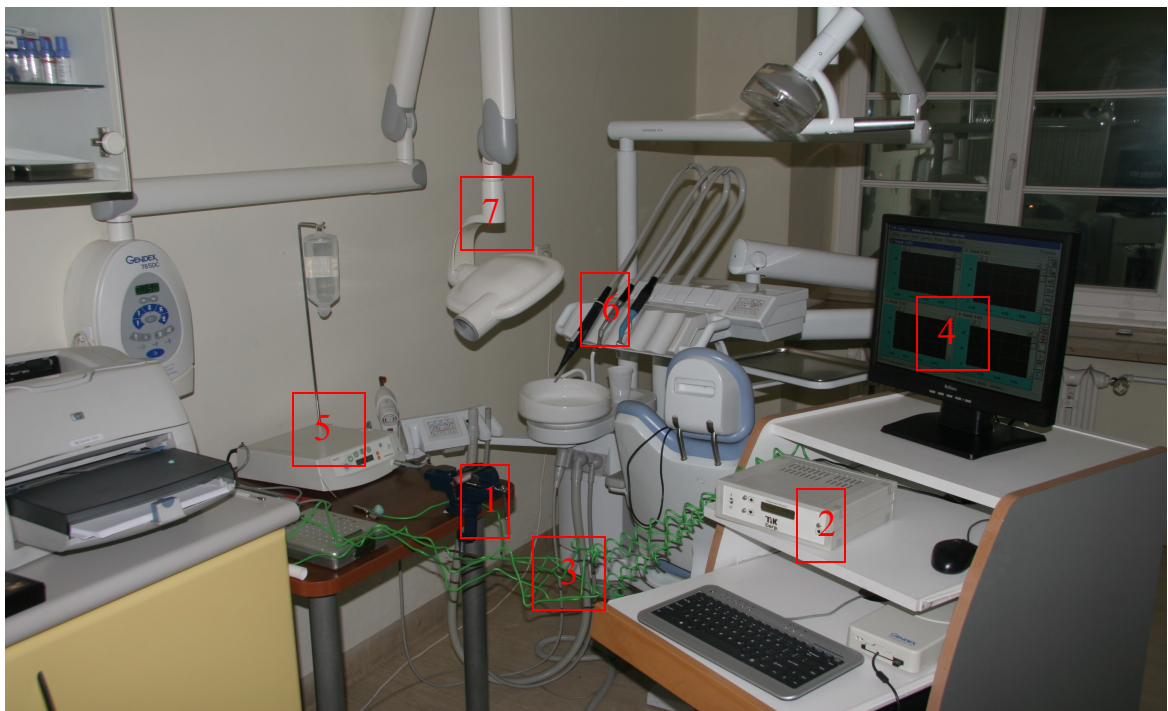
Termopary w miejscu wejścia do kości odizolowano od środowiska zewnętrznego masą silikonową (Zeta Plus, Zermapol, Polska) (Ryc. 23). Czujniki termopary połączono z urządzeniem do cyfrowego zapisu temperatury TiKCorp (TuxLab, Polska). Jest to urządzenie czterokanałowe, co oznacza, że możliwy jest jednoczasowy pomiar temperatury za pomocą czterech czujników umieszczonych w czterech różnych miejscach bloku kostnego (Ryc. 24, 25).



Ryc. 23. Model eksperymentalny: czujniki termopary wprowadzone do kanałów kostnych i odizolowane od środowiska zewnętrznego masą silikonową



Ryc. 24. Urządzenie do cyfrowej rejestracji temperatury przekazanej z kości poprzez czujniki termopary



Ryc. 25. Fotografia kompletnego stanowiska badawczego przygotowanego celem przeprowadzenia eksperymentu.: 1-model eksperymentalny(blok kostny z implantem i czujnikami termopary), 2-urządzenie do cyfrowej rejestracji temperatury, 3-przewody kompensacyjne czujników termopary, 4-monitor komputera, 5-fizjodispenser implantologiczny, 6-instrumenty do obróbki dostosowawczej nadkostnych części wszczepów po implantacji, 7-aparat rtg

Powyższe pomiary wykonywano w trakcie korekcyjnego szlifowania nadkostnych (filarowych) części poszczególnych typów wszczepów. Do szlifowania używano standardowej końcówki turbinowej (KaVo, Niemcy) o szybkości wolnych obrotów około 250.000 obrotów/minutę, z możliwością chłodzenia wodno-powietrznego, o regulowanym przepływie wody, ustawionym dla eksperymentu na maksymalnym poziomie tj. 60 ml/min, oraz wiertła z nasypem diamentowym 125 μm (Olident).

Dodatkowo, dla celów porównawczych, tj. dla oceny jak zmienia się temperatura jeśli zastosuje się wiertła węglkowe, kilka pomiarów wykonano z zastosowaniem tych instrumentów z równoczesnym chłodzeniem wodno-powietrznym. Węglik posiadają ostre ostrza i tną powierzchnię metalu na zasadzie ścinania, natomiast wiertła z nasypem diamentowym na zasadzie ścierania poprzez setki ostrych cząstek ściernych na ich powierzchni. Z powodu niskiej charakterystyki momentu obrotowego wiertarek napędzanych sprężonym powietrzem prędkość końcówki turbinowej podczas szlifowania tytanu zmienia się z 262 000 rpm podczas wolnej pracy na 190000 rpm dla wiertła diamentowych, natomiast dla węglków spada do 200 000 rpm (40, 41). Stwierdzono również, że efektywność cięcia przy użyciu wiertła z węglków spiekanych jest równa lub tylko nieznacznie przewyższająca wiertła diamentowe (41).

Odnosząc się do warunków klinicznych, tj. konieczności szlifowania filarów części nadkostnych wszczepów jednoczęściowych w dwu ich rejonach, tzn.: na powierzchni szczytu nadkostnej części wszczepu w celu dostosowania do indywidualnych warunków okluzji oraz na obwodowych powierzchniach bocznych w celu ukształtowania stopnia przydziasłowego - obróbkę tą (szlifowanie) przeprowadzano w następujących wariantach:

A - Dla wiertła diamentowych (Ryc. 26, 27):

G60BD /* - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wyłącznie powietrzem w systemie ciągłym przez 60 sekund,
 G60CD - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie ciągłym przez 60 sekund,
 G22CD - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund,
 G22BD - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wyłącznie powietrzem w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund,
 B60BD - szlifowanie powierzchni bocznych w odległości 2mm od kości z chłodzeniem wyłącznie powietrzem w systemie ciągłym przez 60 sekund,
 B60CD - szlifowanie powierzchni bocznych w odległości 2mm od kości z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie ciągłym przez 60 sekund,
 B22CD /** - szlifowanie powierzchni bocznych w odległości 2mm od kości z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund,
 B22BD - szlifowanie powierzchni bocznych w odległości 2mm od kości z chłodzeniem wyłącznie powietrzem w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund.

Wg powyższych wariantów szlifowano każdy z w/w wymienionych wszczepów wykonując po 8 eksperymentów dla jednego typu wszczepu.

B - dla wiertel z węglików (Ryc. 28):

*/ G60BD - góra, system ciągły 60 sekund, bez chłodzenia wodnego, diament

**/ B22CD - bok, system przerywany (2 sek pracy na 2 sek przerwy), z chłodzeniem wodnym, diament 2mm

od kości z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund,

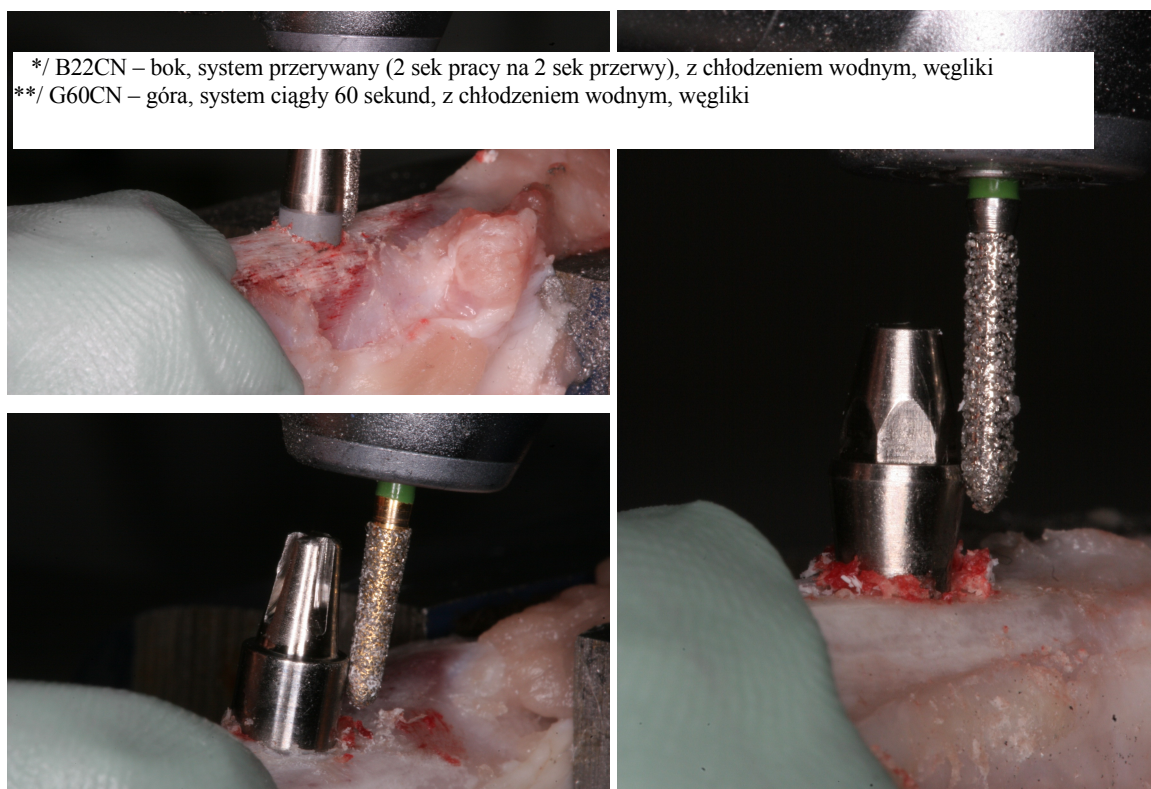
B60CN - szlifowanie powierzchni bocznych w odległości 2mm od kości z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie ciągłym przez 60 sekund,

G22CN - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wodno-powietrznym w systemie przerywanym 2:2 przez 60 sekund,

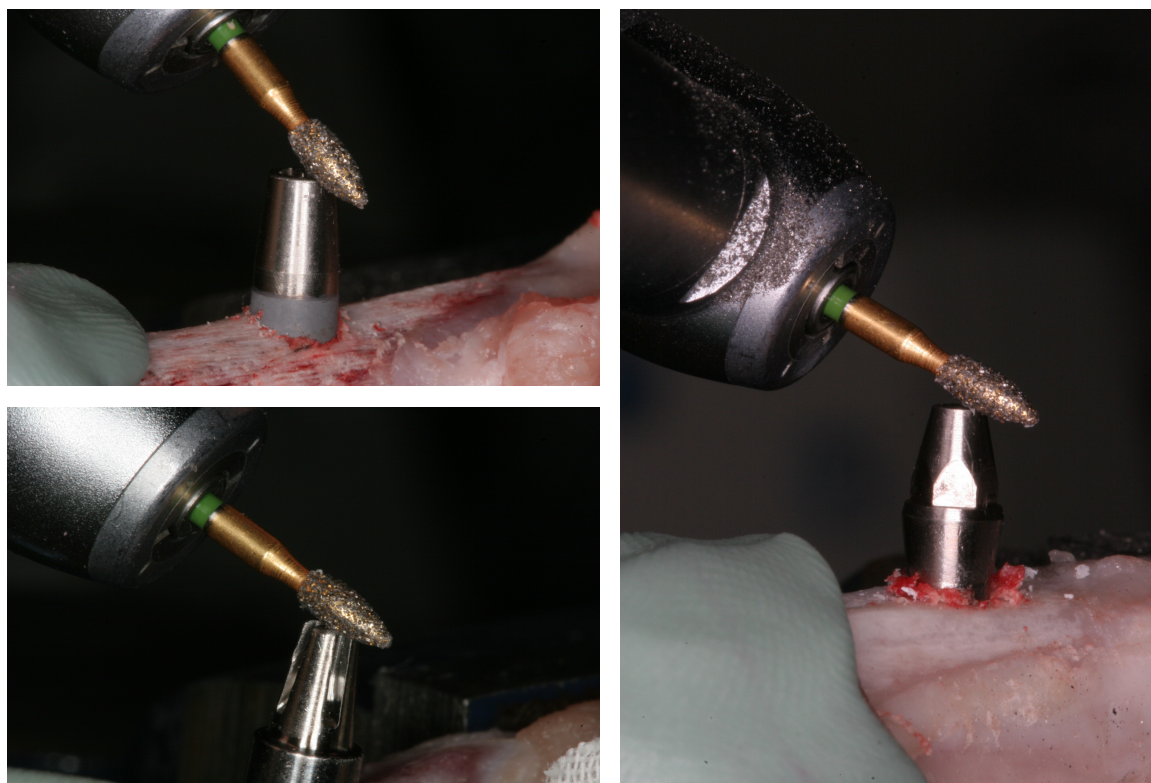
G60CN /** - szlifowanie na szczycie z chłodzeniem wodno-

powietrzny w systemie ciągłym przez 60 sekund.

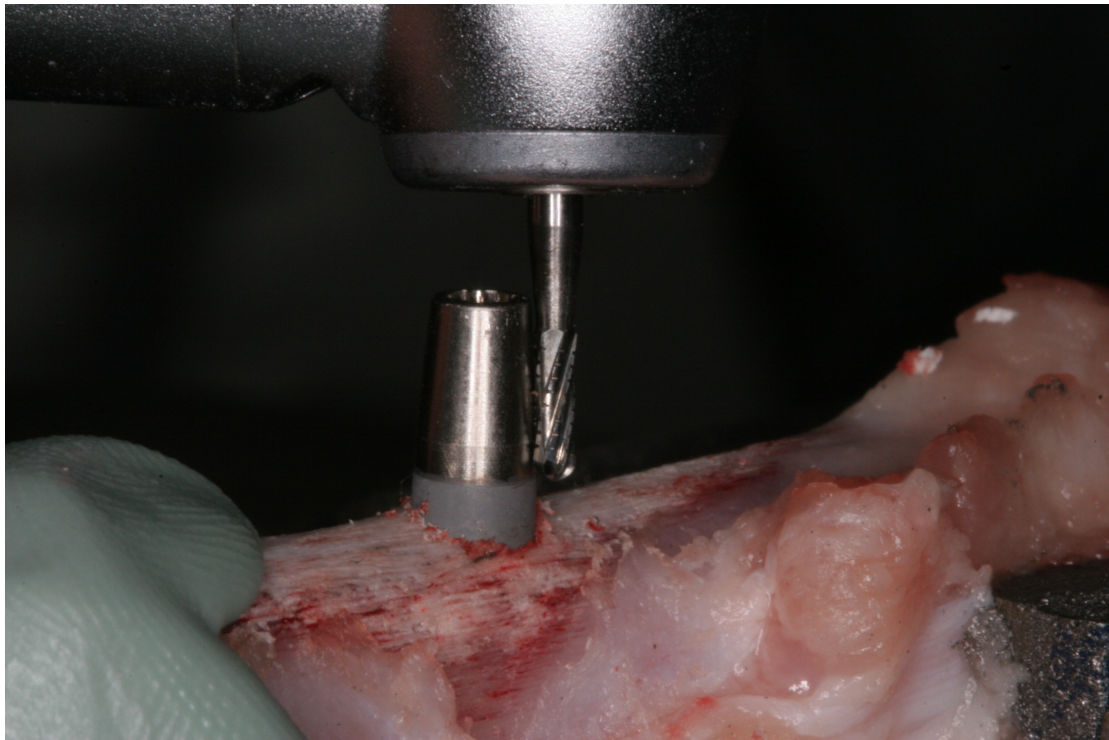
Informacje o zmianie temperatury rejestrowane były za pomocą specjalnego programu komputerowego w systemie DOS, umożliwiającego pomiar cykliczny co 1 sekundę z dokładnością do $0,1^{\circ}\text{C}$, a następnie przesyłane do komputera gdzie zapisywano je celem późniejszej analizy. Łącznie wykonano ponad 800 pomiarów temperatury w kostnych strukturach okołowszczepowych dla badanych typów wszczepów jednoczęściowych w wyżej wymienionych wariantach zabiegowych.



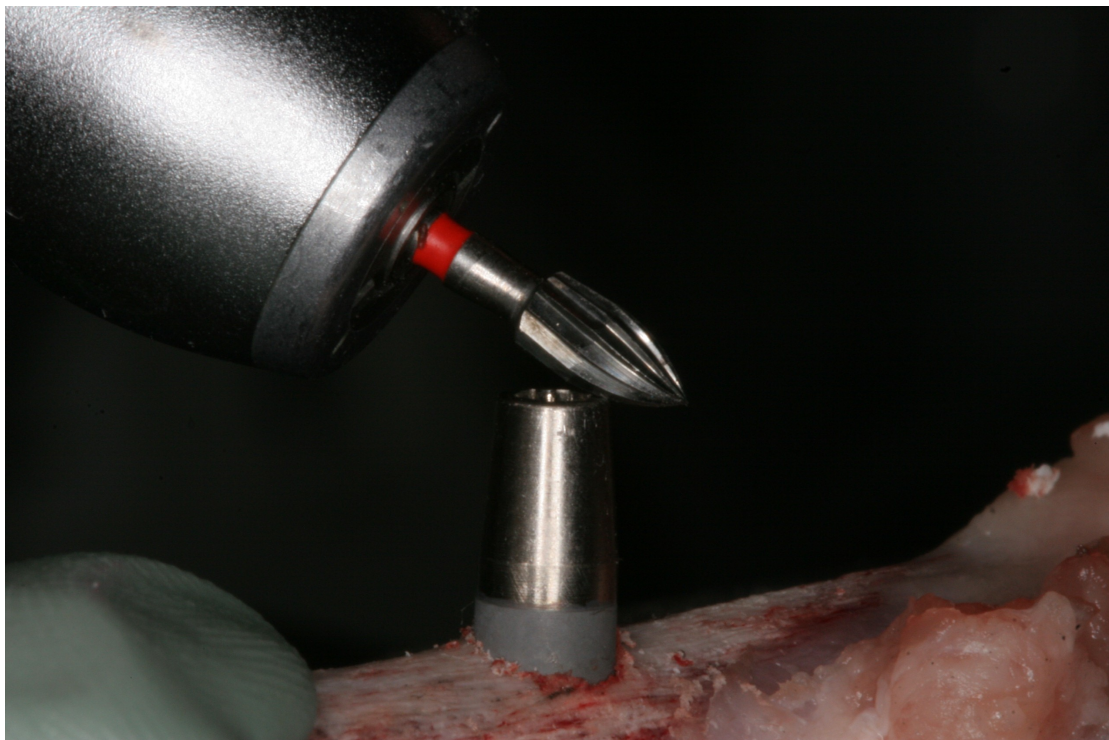
Ryc. 26. Szlifowanie powierzchni bocznych wiertłami z nasypem diamentowym badanych typów implantów w celu wytworzenia stopnia przydźiąsłowego dla korony protetycznej



Ryc. 27. Szlifowanie powierzchni górnej wiertłami z nasypem diamentowym badanych typów implantów w celu dostosowania ich nadkostnych części do powierzchni okluzyjnej



A



B

Ryc. 28. Szlifowanie korekcyjne wiertłem węglkowym: A-powierzni bocznych w celu wytworzenia stopnia, B-powierzni górnej w celu dostosowania okluzyjnego

4. WYNIKI

4.1. Wyniki pomiarów zmian temperatury w okołowszczepowych strukturach kostnych (ΔT) w trakcie poimplantacyjnej obróbki korekcyjnej nadkostnych części wszczepów

Jak wynika z danych zawartych w tabeli 4 i przedstawionych na wykresie 29, największy wzrost temperatury (ΔT) powstającej w wyniku szlifowania korekcyjnego występował na poziomie górnego czujnika termopary (T_1), (umieszczonego najbliżej warstwy kości zbitej) tj. najbliżej miejsca gdzie generowane było ciepło w trakcie szlifowania korekcyjnego. Wzrost temperatury odnotowywano zarówno z użyciem instrumentów o nasypie diamentowym jak i wiertel węglkowych (tabela 5 i wykres 30). Najniższe wzrosty wartości temperatur odnotowywane były na poziomie ostatniej, czwartej termopary umieszczonej najniżej w kości (T_4). Stwierdzono, że zmniejszający się zakres wzrostu temperatury kości w miarę oddalania się kolejnych czujników termopary - lokalizowanych wgłąb kości gąbczastej - był prawidłowością powtarzającą się w każdym eksperymencie, niezależnie od stosowanej techniki zabiegowej. W tabeli 4 oraz 5 zestawiono wartości zmian temperatury, od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej uzyskiwanej na poziomie każdej termopary w zależności od różnych wariantów szlifowania (wg opisu zawartego w rozdziale 3).

Szczegółowe dane, co do wartości zmian temperatur średnich (ΔT) oraz zakresu różnic temperatur mierzonych na poziomie poszczególnych czujników termopar przedstawiono w tabelach 6-17, wyszczególniając wartość łączną oraz wartości dla poszczególnych grup wszczepów. Natomiast na wykresach 31-42 przedstawiono graficzny zapis średnich zmian temperatur

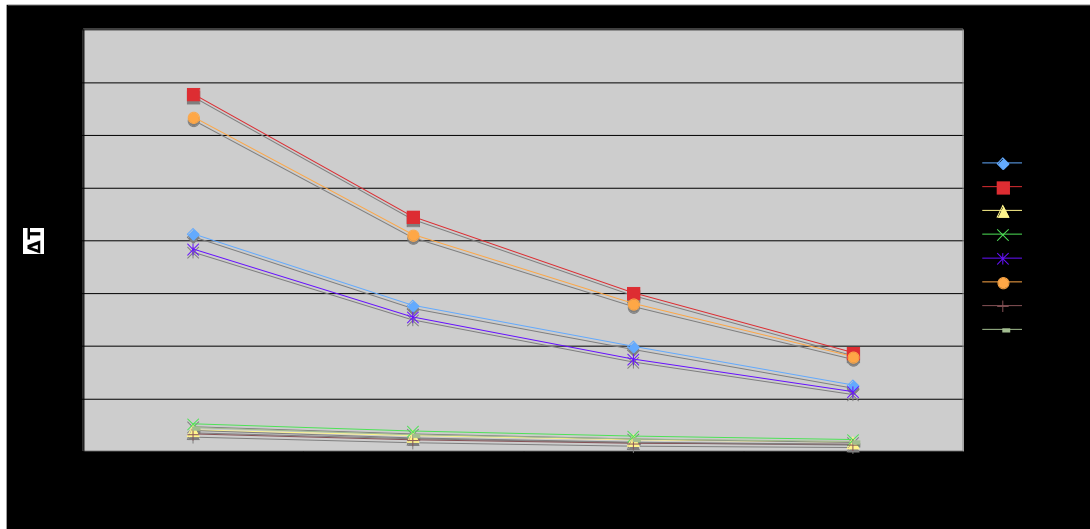
(ΔT) oraz zakres tych zmian dla poszczególnych czujników termopar. Każda tabela oraz wykres odnosi się do jednej z zastosowanych technik szlifowania. Wykresy w kolorze niebieskim oznaczają szlifowanie wg wariantu z chłodzeniem wodno-powietrznym, a kolorem czerwonym z chłodzeniem wyłącznie powietrzem.

Tabela 4. Uśrednione wartości maksymalnych zmian temperatury od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) na poziomie każdego czujnika termopary. Łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel diamentowych.

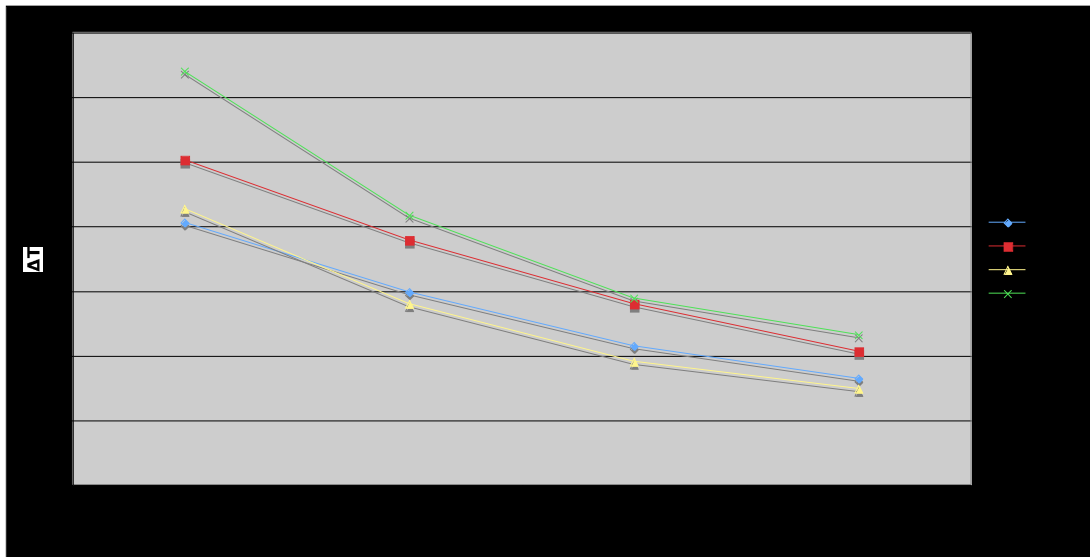
	T1	T2	T3	T4
B22BD	41.08	27.45	19.74	12.34
B60BD	67.67	44.38	29.86	18.53
B22CD	3.88	2.74	1.99	1.52
B60CD	5.01	3.62	2.71	2.05
G22BD	38.19	25.29	17.28	11.09
G60BD	63.29	40.91	27.87	17.84
G22CD	3.02	1.99	1.33	1.07
G60CD	4.31	2.91	2.1	1.69

Tabela 5. Uśrednione wartości maksymalnych zmian temperatury od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) na poziomie każdego czujnika termopary. Łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel węglkowych.

	T1	T2	T3	T4
B22CN	4.05	2.972	2.14	1.64
B60CN	5.02	3.78	2.79	2.06
G22CN	4.26	2.79	1.9	1.48
G60CN	6.39	4.16	2.88	2.31



Ryc. 29. Wykres średnich zmian temperatury od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) na poziomie każdego czujnika termopary. Łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel z nasypem diamentowym.



Ryc. 30. Wykres średnich zmian temperatury od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) na poziomie każdego czujnika termopary. Łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel węglkowych.

Tabela 6. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B22BD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu B22BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	41.08 (79.34 - 23.68)	27.45 (52.02 - 14.94)	19.74 (35.92 - 11.3)	12.34 (19.3 - 7.94)
IN	51.47 (79.34 - 35.44)	34.94 (47.12 - 24.7)	25.37 (35.92 - 14.88)	16.1 (19.3 - 9.86)
INO	31.95 (47.72 - 23.68)	24.12 (52.02 - 14.94)	18 (32 - 11.3)	11.6 (14.56 - 8.94)
IQ	44.02 (52.58 - 36.04)	24.76 (31.6 - 21.84)	16.2 (18.1 - 12.96)	9.13 (11.58 - 7.94)

Tabela 7. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B22CD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu B22CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	3.88 (5.56 - 2.14)	2.74 (4.38 - 1.5)	1.99 (3.14 - 1.16)	1.52 (2.56 - 0.98)
IN	4.36 (5.52 - 3.3)	3.23 (4.38 - 2.68)	2.44 (3.14 - 1.92)	1.84 (2.56 - 1.26)
INO	3.19 (4.58 - 2.14)	2.19 (3.18 - 1.5)	1.57 (2.32 - 1.16)	1.22 (1.74 - 0.98)
IQ	4.32 (5.56 - 3.54)	2.95 (3.98 - 2.02)	2.04 (2.78 - 1.36)	1.57 (2.16 - 1.02)

Tabela 8. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B60BD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu B60BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	67.67 (85 - 44.84)	44.4 (84.5 - 32.96)	29.86 (50 - 15.48)	18.53 (28.96 - 6.18)
IN	61.32 (74.5 - 44.84)	45.56 (55.36 - 36.3)	33.21 (48.8 - 23.22)	20.31 (28.96 - 13.76)
INO	72.16 (85 - 57.38)	47.91 (84.5 - 32.96)	31.98 (50 - 24.86)	22.66 (26.62 - 17.32)
IQ	68.38 (80.08 - 58.52)	38.76 (43.64 - 33.36)	23.31 (29.78 - 15.48)	11.45 (15.42 - 6.18)

Tabela 9. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B60CD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu B60CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	5.019 (7.08 - 3.06)	3.62 (5.1 - 2.04)	2.71 (3.62 - 1.42)	2.05 (2.86 - 1.02)
IN	5.4 (7.08 - 3.96)	3.96 (4.7 - 3.1)	3.07 (3.44 - 2.44)	2.24 (2.62 - 1.86)
INO	4.54 (6.62 - 3.06)	3.27 (4.4 - 2.04)	2.48 (3.44 - 1.62)	1.95 (2.46 - 1.48)
IQ	5.19 (6.16 - 3.58)	3.62 (5.1 - 2.86)	2.55 (3.62 - 1.42)	1.92 (2.86 - 1.02)

Tabela 10. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G22BD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu G22BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	38.19 (61.98 - 22.9)	25.29 (46.1 - 13.68)	17.28 (27.26 - 10.22)	11.09 (17.92 - 4.68)
IN	39.87 (61.98 - 22.9)	27.42 (46.1 - 13.68)	18.19 (27.26 - 10.22)	12.37 (17.92 - 6.24)
INO	37.67 (42.72 - 27.98)	26.18 (40.06 - 17.84)	19.45 (25.86 - 13.02)	13.19 (16.38 - 9.8)
IQ	40.19 (50.12 - 28.68)	22.59 (30.66 - 18.32)	13.26 (15.24 - 11.56)	6.98 (8.78 - 4.68)

Tabela 11. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G22CD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu G22CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	3.02 (4.78 - 1.68)	1.99 (3.04 - 0.64)	1.33 (2.08 - 0.5)	1.07 (1.72 - 0.26)
IN	3.08 (4.78 - 1.68)	1.97 (3.26 - 1.06)	1.37 (2.08 - 0.56)	0.98 (1.72 - 0.26)
INO	2.87 (4.54 - 1.68)	1.85 (2.72 - 0.64)	1.23 (1.72 - 0.5)	1.12 (1.68 - 0.5)
IQ	3.32 (4.06 - 2.72)	2.26 (3.4 - 1.22)	1.44 (2.02 - 0.98)	1.14 (1.52 - 0.72)

Tabela 12. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G60BD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu G60BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	63.29 (81.58 - 37.96)	40.91 (82.84 - 22.02)	27.87 (40.68 - 12.9)	17.84 (28.06 - 6.62)
IN	58.18 (81.18 - 37.96)	39.42 (52.62 - 23.8)	28.12 (37.58 - 18.48)	17.82 (24.22 - 13.68)
INO	69.21 (81.58 - 50.8)	47.49 (82.84 - 31.62)	32.31 (40.68 - 24.26)	22.19 (28.06 - 16.1)
IQ	64.11 (76.14 - 45.76)	30.37 (39 - 22.02)	18.57 (23.02 - 12.9)	9.17 (11.56 - 6.62)

Tabela 13. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G60CD oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu G60CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	4.31 (6.66 - 1.9)	2.91 (4.26 - 1.4)	2.11 (3.18 - 0.66)	1.69 (2.82 - 0.4)
IN	4.56 (6 - 1.9)	3.06 (3.96 - 1.58)	2.19 (3.18 - 1.14)	1.64 (1.16 - 0.94)
INO	4.66 (6.66 - 2.36)	3.22 (4.26 - 1.4)	2.36 (3.08 - 1)	1.98 (2.82 - 1.02)
IQ	3.55 (4.68 - 2.24)	2.33 (3.64 - 1.44)	1.67 (2.68 - 0.66)	1.38 (2.28 - 0.4)

Tabela 14. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B60CN oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

Technika szlifowania wg wariantu B60CN				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	5.03 (6.46 - 3.44)	3.78 (5.32 - 2.64)	2.79 (3.84 - 2.04)	2.06 (3.08 - 1.5)
IN	4.83 (6.46 - 3.44)	3.68 (5.32 - 2.64)	2.7 (3.84 - 2.04)	1.95 (3.08 - 1.5)
INO	5.8	4.16	3.18	2.48

Tabela 15. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G60CN oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

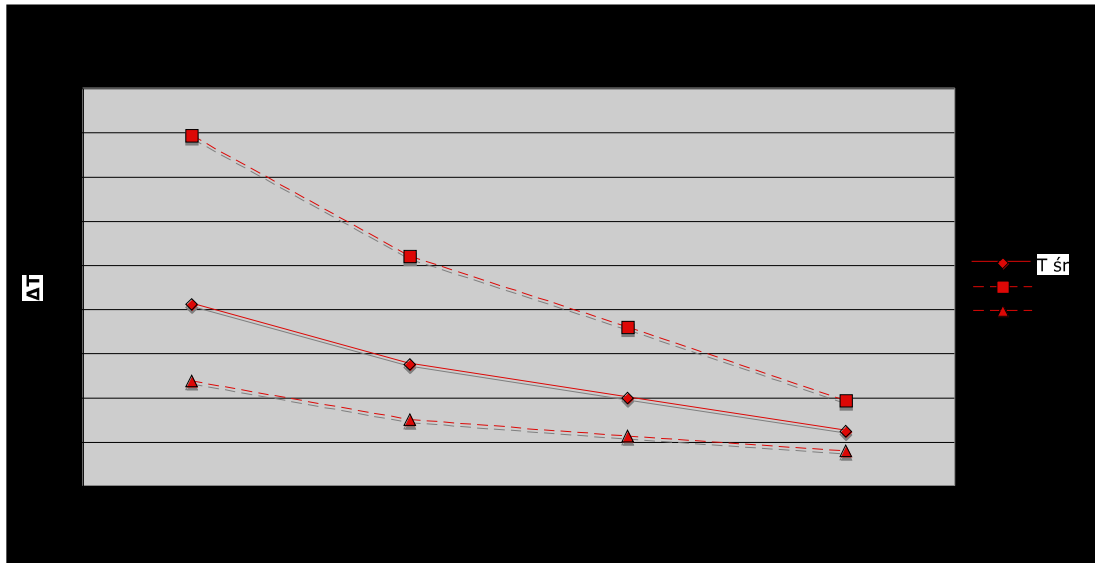
Technika szlifowania wg wariantu G60CN				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	6.39 (7.3 - 5.22)	4.16 (5 - 3.22)	2.89 (3.48 - 2.1)	2.31 (2.64 - 1.78)
IN	5.22	3.22	2.1	1.78
INO	6.98 (7.3 - 6.39)	4.63 (5 - 4.16)	3.28 (3.48 - 2.88)	2.58 (2.64 - 2.31)

Tabela 16. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu G22CN oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

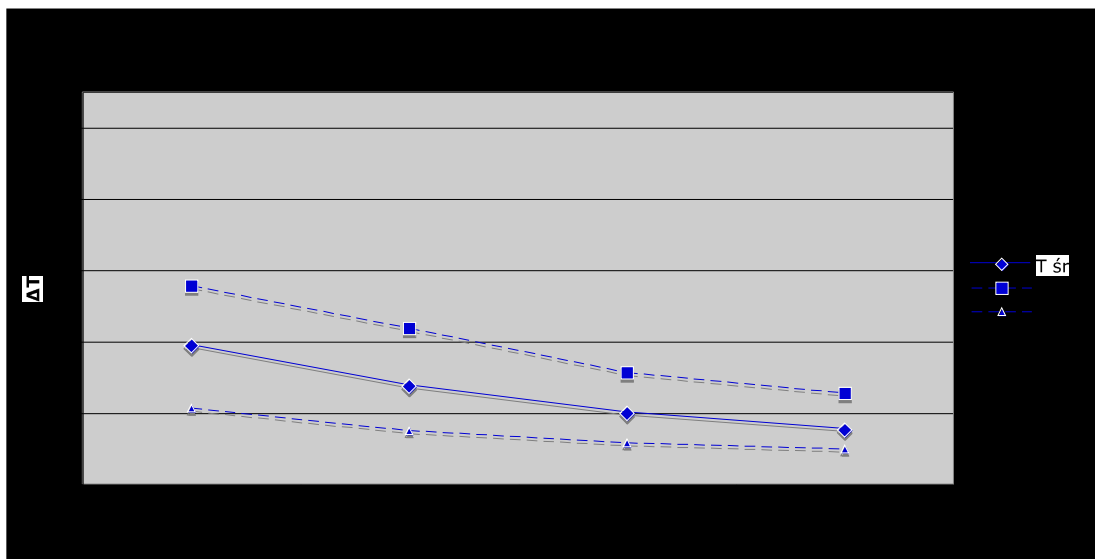
Technika szlifowania wg wariantu G22CN				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	4.26 (6.46 - 2.04)	2.79 (3.7 - 1.62)	1.9 (2.56 - 1.24)	1.48 (1.84 - 0.92)
IN	3.44 (4.84 - 2.04)	2.34 (3.06 - 1.62)	1.57 (1.9 - 1.24)	1.3 (1.68 - 0.92)
INO	6,46	3.7	2.56	1.84

Tabela 17. Wartości średnie maksymalnych zmian temperatury (ΔT) podczas szlifowania wg wariantu B22CN oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary - łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla poszczególnych systemów implantacyjnych IN, INO, IQ

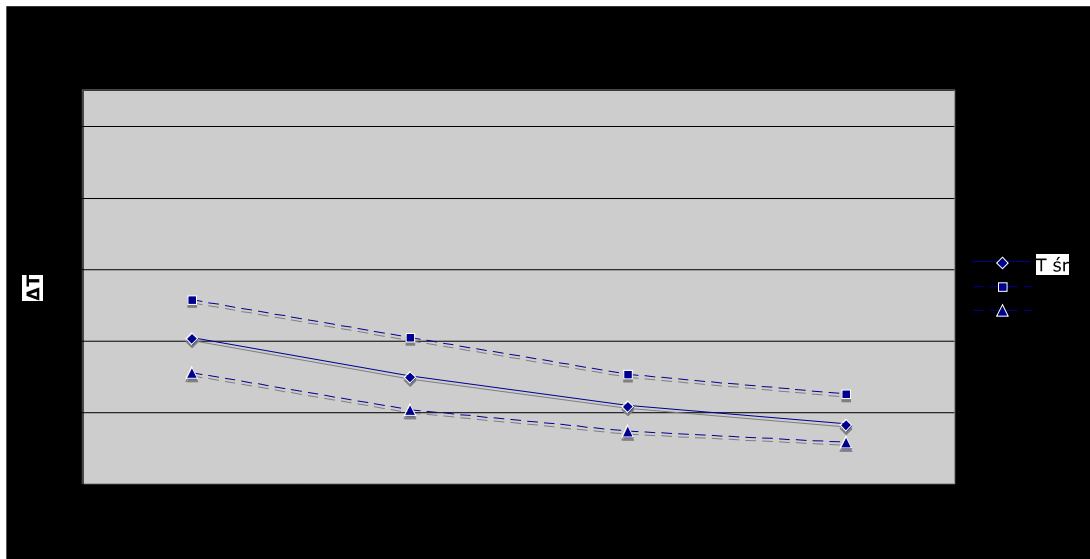
Technika szlifowania wg wariantu B22CN				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	4.06 (5.14 - 3.1)	2.97 (4.08 - 2.06)	2.14 (3.06 - 1.48)	1.64 (2.5 - 1.16)
IN	4.16 (5.14 - 3.1)	3.14 (4.08 - 2.06)	2.27 (3.06 - 1.48)	1.66 (2.5 - 1.16)
INO	3.9 (4.7 - 3.1)	2.72 (3.38 - 2.06)	1.95 (2.42 - 1.48)	1.61 (1.98 - 1.24)



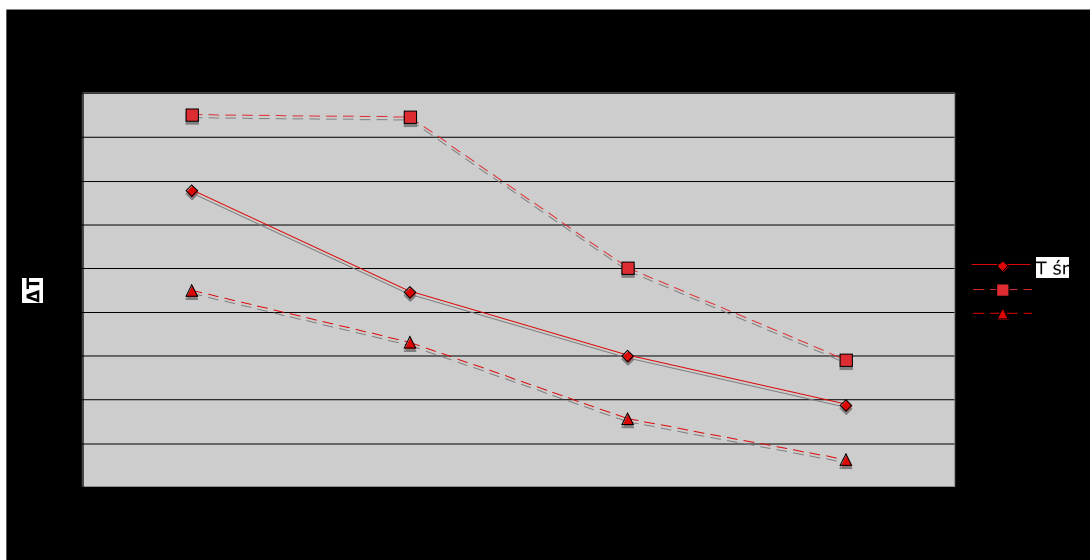
Ryc. 31. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B22BD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



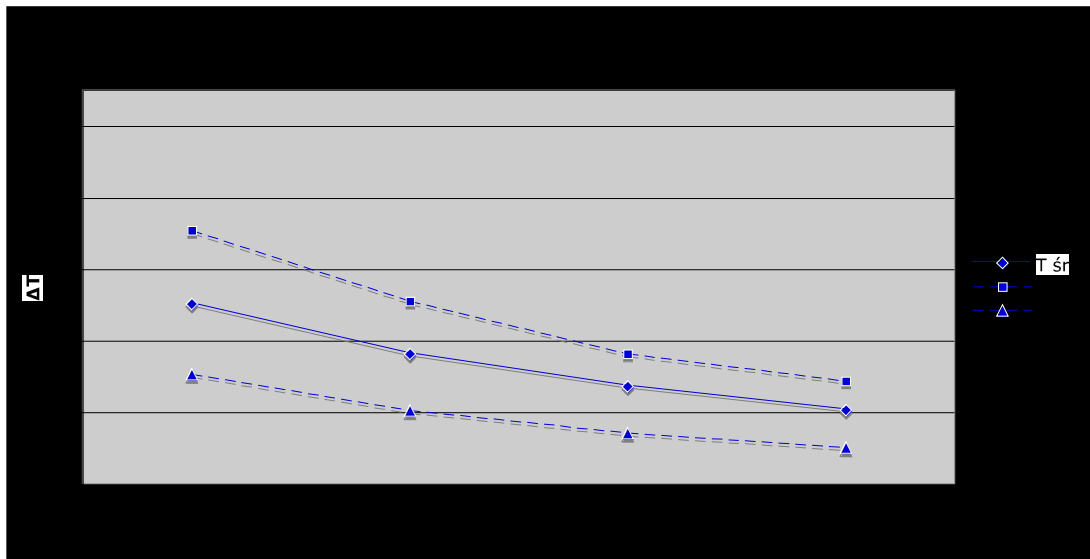
Ryc. 32. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B22CD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



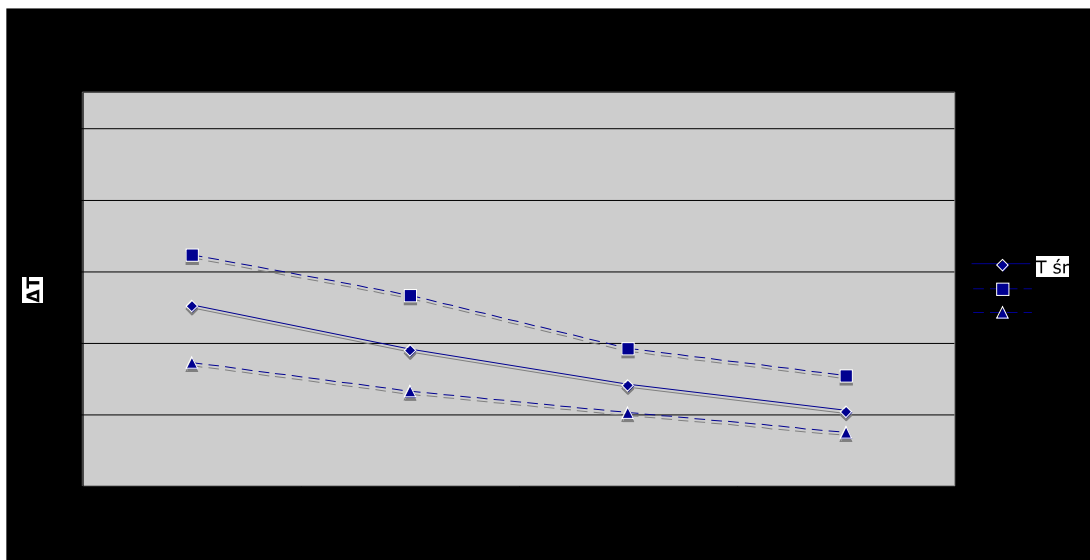
Ryc. 33. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B22CN - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



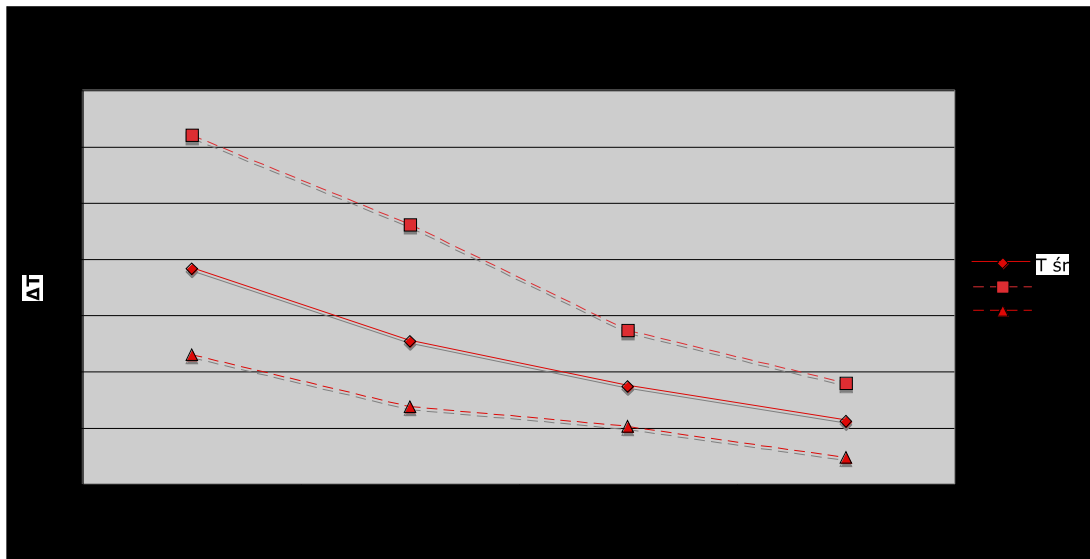
Ryc. 34. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B60BD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



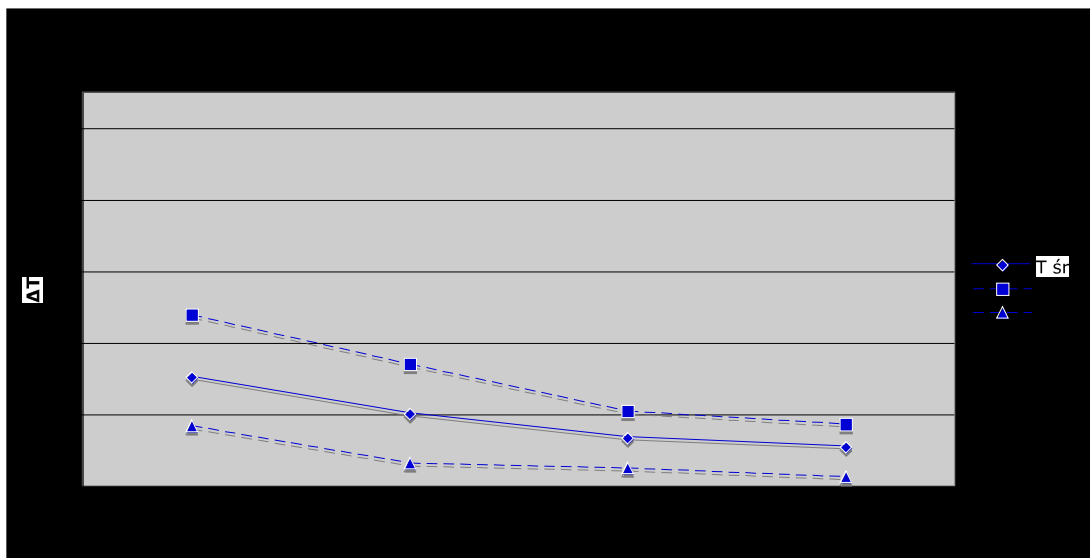
Ryc. 35. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B60CD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



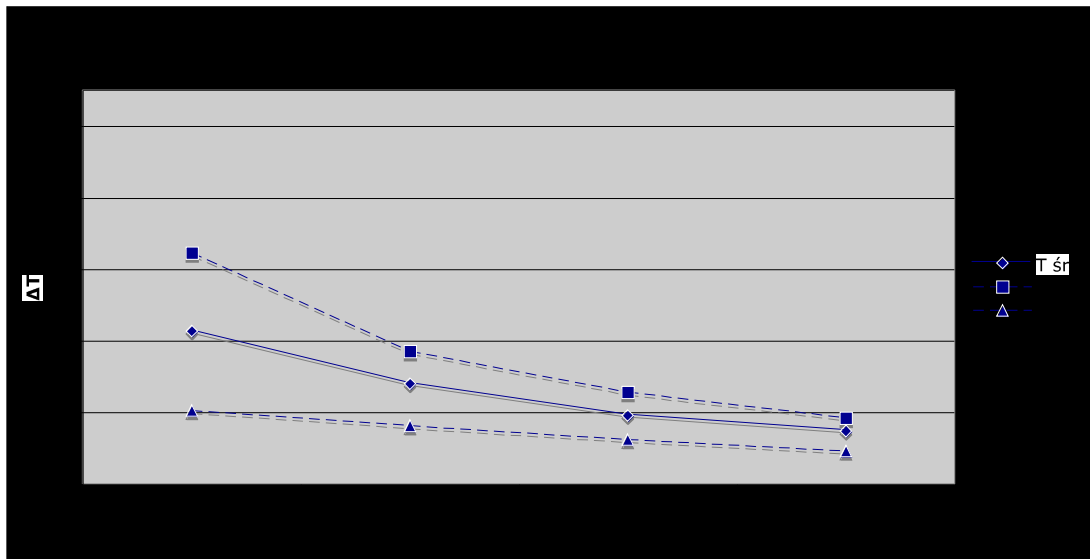
Ryc. 36. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu B60CN - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



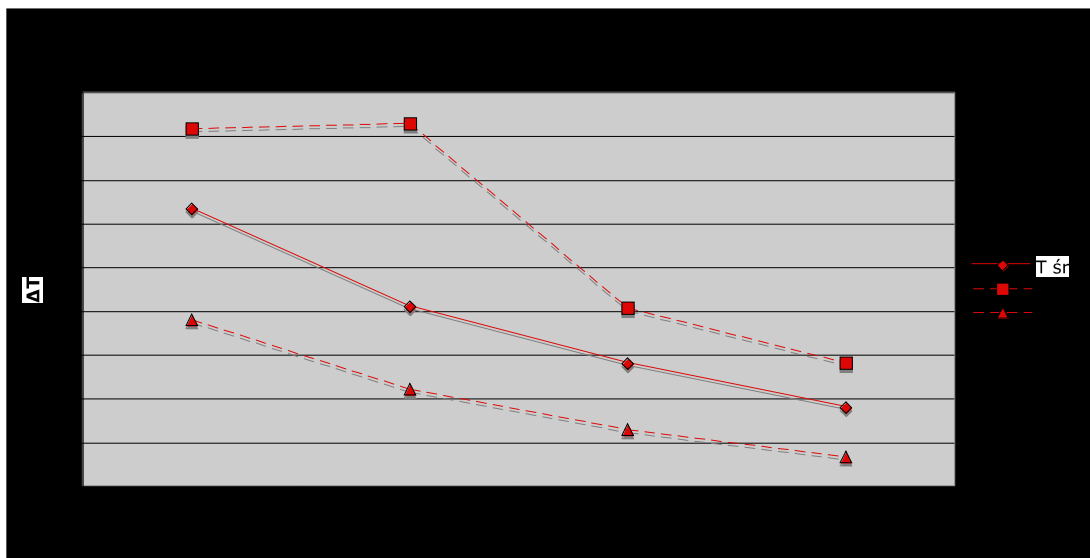
Ryc. 37. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G22BD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



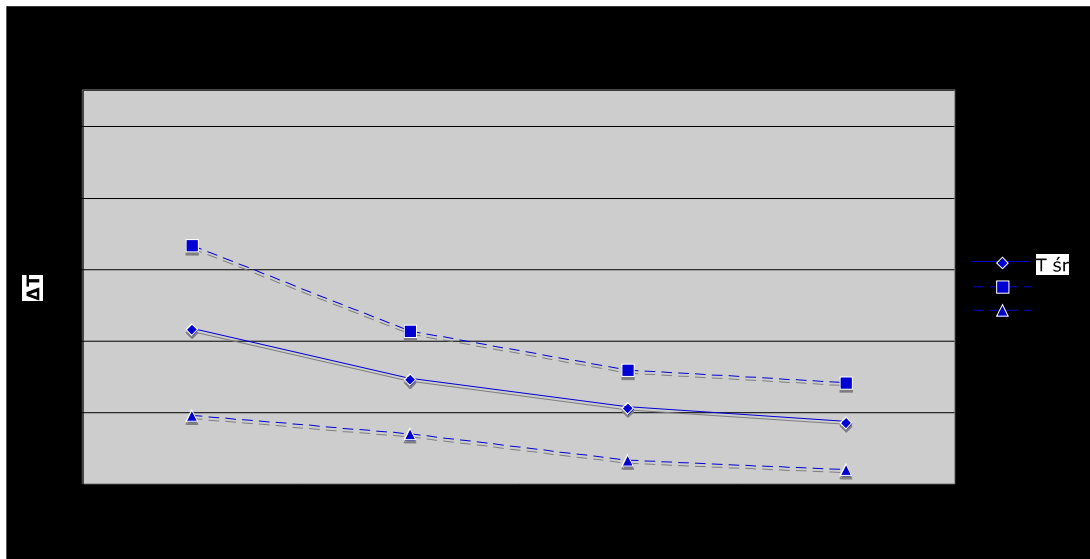
Ryc. 38. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G22CD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



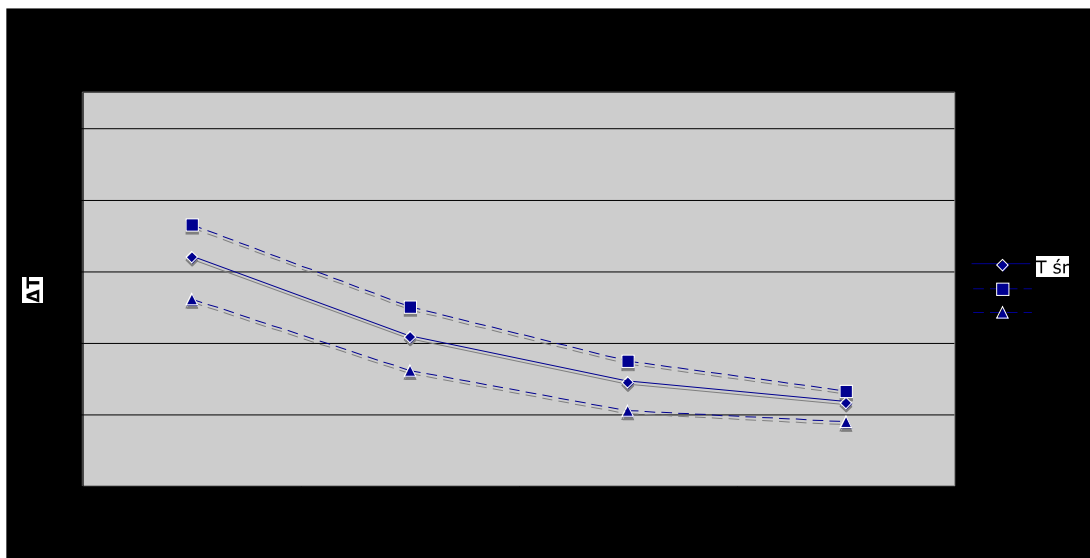
Ryc. 39. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G22CN - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



Ryc. 40. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G60BD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



Ryc. 41. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G60CD - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary



Ryc. 42. Wykres średnich zmian wartości temperatury podczas szlifowania wg wariantu G60CN - od temperatury wyjściowej do temperatury końcowej (ΔT) - oraz zakres tych zmian na poziomie każdego czujnika termopary

4.2. Wyniki pomiarów czasu powrotu temperatury do wartości wyjściowych w okołowszczepowych strukturach kostnych - po zakończeniu obróbki korekcyjnej badanych wszczepów

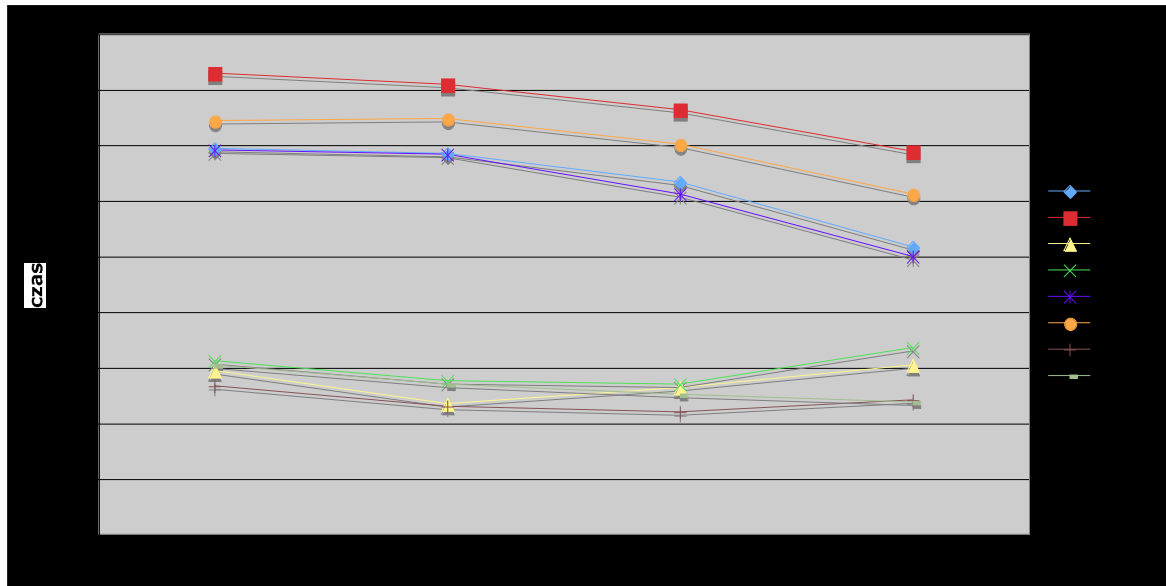
Wyniki pomiarów czasu powrotu (relaksacji) temperatury z maksymalnie podwyższonej w wyniku preparacji wszczepu do temperatury wyjściowej (mierzonej przed szlifowaniem) liczbowo zebrano w tabeli 18 i 19 oraz zilustrowano wykresami 43 - 46. Wykresy 43 i 45 pokazują średni czas relaksacji temperatury na poziomie każdego czujnika termopary. Natomiast wykresy 44 i 46 przedstawiają maksymalny czas powrotu do temperatury wyjściowej.

Z pomiarów tych wynika, że czas powrotu do temperatury wyjściowej był 2-3 krotnie krótszy w przypadku stosowania technik zabiegowych z chłodzeniem wodno-powietrznym od czasu jaki odnotowywano przy chłodzeniu wyłącznie powietrzem. Ponadto w przypadku szlifowania z chłodzeniem wodno-powietrznym nie stwierdzono, aby czas powrotu do temperatury wyjściowej był uzależniony od lokalizacji czujnika termopary jak miało to miejsce w przypadku chłodzenia wyłącznie powietrzem.

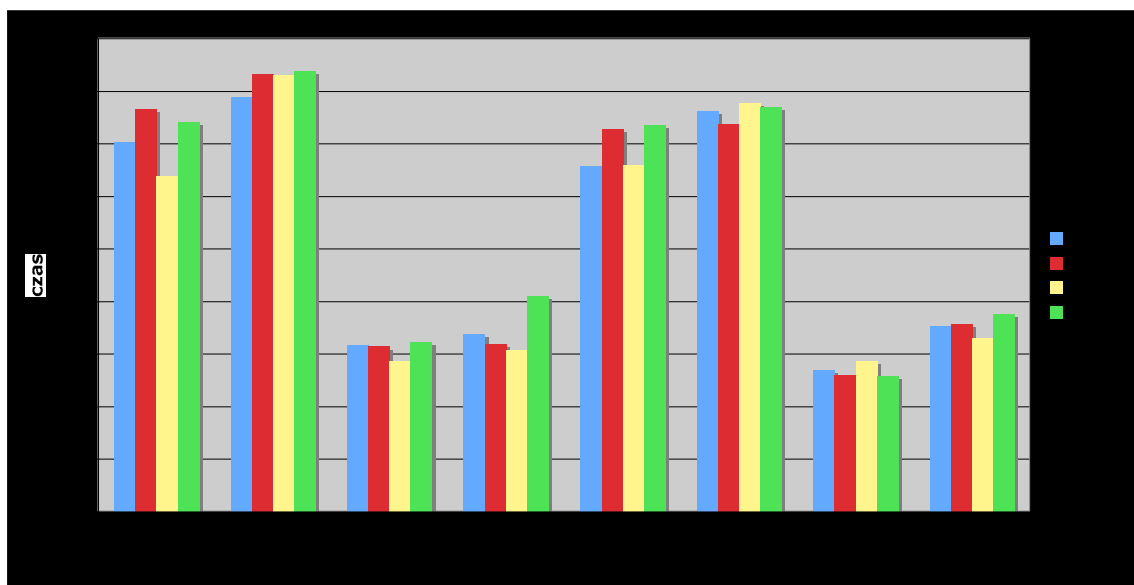
Szczegółowe wartości pomiarów czasu relaksacji temperatury (powrotu do stanu wyjściowego) zamieszczono w tabelach 20 - 28, a graficzną ilustrację tych danych stanowią wykresy 47 - 54.

Tabela 18. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel z nasypem diamentowym

	Czas1	Czas2	Czas3	Czas4	Czas
B22BD	346.12	341.666	316	257.93	332.17
B60BD	413.87	403.8	381.17	343.75	394.33
B22CD	146.7	116.7	131.4	151.7	158.85
B60CD	155.5	137.4	134.3	167.3	168.9
G22BD	344.8	340.9	305.2	249.1	329.17
G60BD	371	373.05	349.94	305.26	380.9
G22CD	132.9	114.5	109.6	120	135
G60CD	151.6	134.3	125.3	118.4	175.95



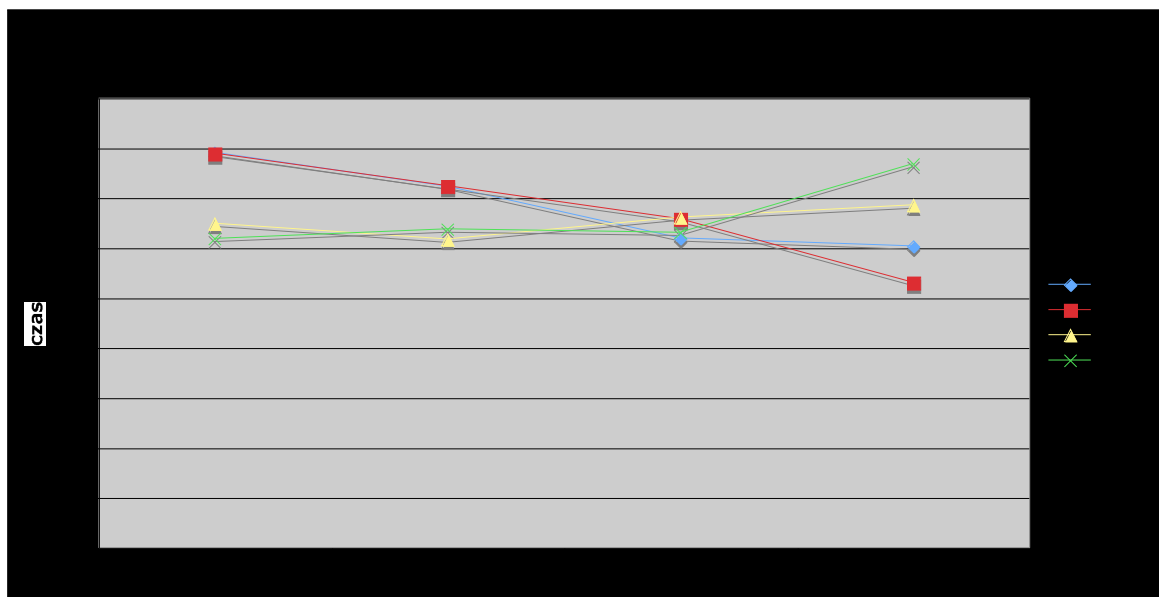
Ryc. 43. Wykres średnich wartości czasu relaksacji temperatury na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel z nasypem diamentowym



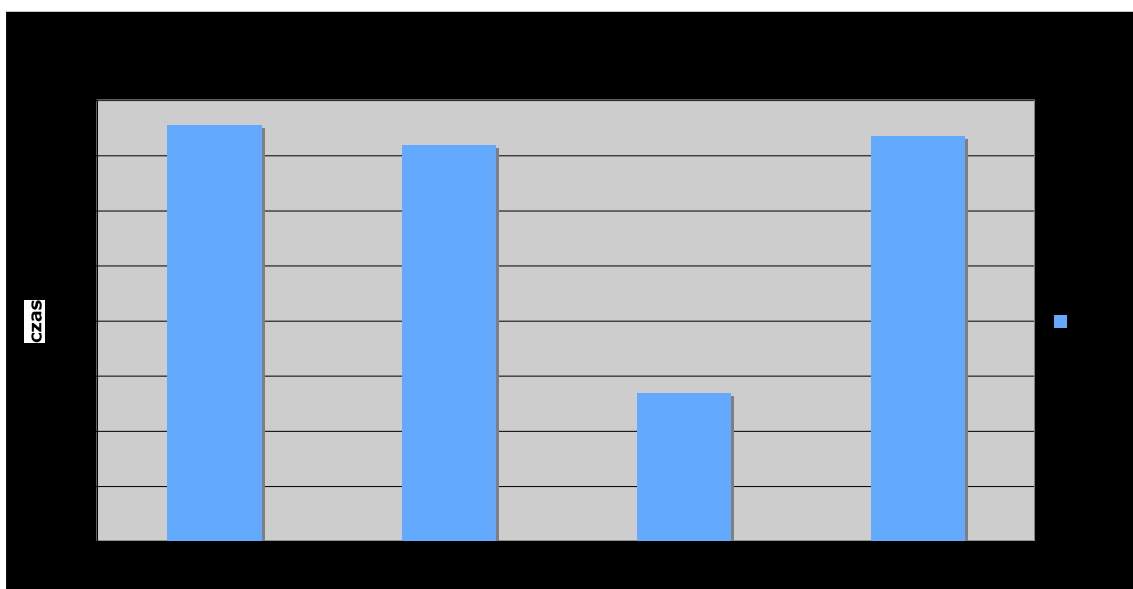
Ryc. 44. Wykres maksymalnych wartości czasu relaksacji temperatury łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel z nasypem diamentowym

Tabela 19. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel węglkowych

	Czas1	Czas2	Czas3	Czas4	Czas
B60CN	158	144.5	123.8	120.5	162.8
G60CN	157.6	144.7	131.4	106	161
G22CN	129.7	123.2	132	137	138.5
G60CN	123.6	127.4	126	153.5	161.8



Ryc. 45. Wykres średnich wartości czasu relaksacji temperatury na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel węglkowych



Ryc. 46. Wykres maksymalnych wartości czasu relaksacji temperatury łącznie dla wszystkich grup implantów oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg przyjętych wariantów zabiegowych z zastosowaniem wiertel węglkowych

Tabela 20. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B22BD

Czas relaksacji dla wariantu B22BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	346.12	341.66	316	257.93
IN	383	376.4	355.6	325.8
INO	308.57	295.16	281.16	264.28
INQ	365.75	368	318.75	162

Tabela 21. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B22CD

Czas relaksacji dla wariantu B22CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	146.66	116.66	131.38	151.75
IN	144.16	107.5	135.33	157
INO	132.57	103.57	124.5	157
INQ	154.8	134.6	130	149

Tabela 22. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B60BD

Czas relaksacji dla wariantu B60BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	413.87	403.8	381.17	343.75
IN	411.83	390.4	394.33	359.5
INO	413	414	376.33	351
INQ	418.25	407	371.2	309.25

Tabela 23. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej

do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B60CD

Czas relaksacji dla wariantu B60CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	155.5	137.36	134.29	167.33
IN	157.71	137.71	114.85	128
INO	144.33	132	116.66	128.66
INQ	165.8	144.4	194.75	245

Tabela 24. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G22BD

Czas relaksacji dla wariantu G22BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	344.8	340.86	305.2	249.13
IN	364	361.33	332.33	299.33
INO	323.28	319.85	302.57	276
INQ	363.4	358	292.6	181.4

Tabela 25. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G22CD

Czas relaksacji dla wariantu G22CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	132.89	114.53	109.6	120
IN	129.16	113.6	107.33	113
INO	143.75	110.33	113	127
INQ	120	122	118	123

Tabela 26. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej

do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G60BD

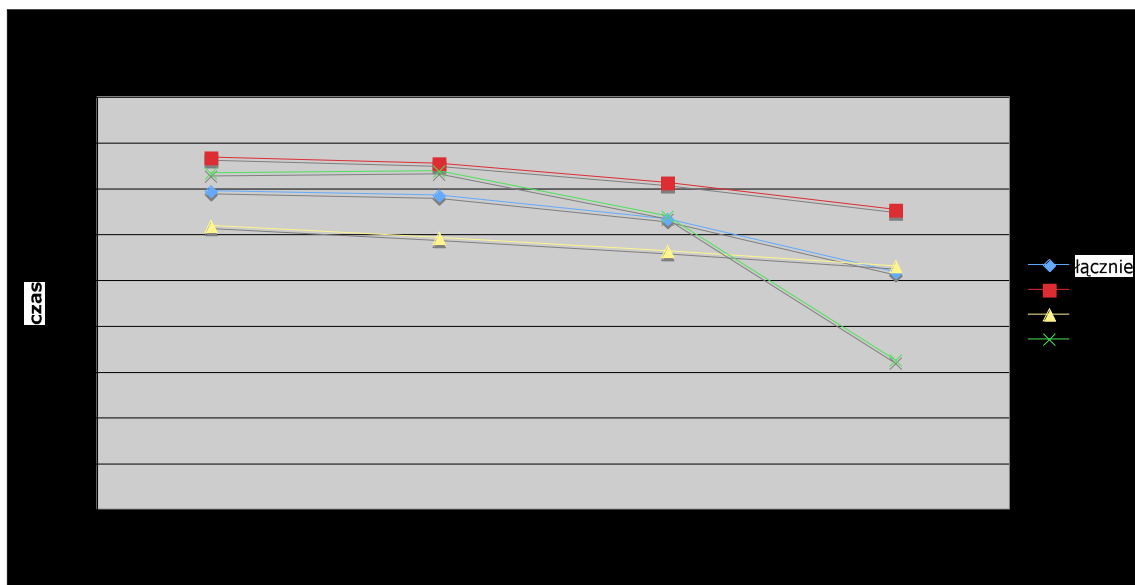
Czas relaksacji dla wariantu G60BD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	371	373.05	349.94	305.26
IN	359	359.71	330.57	311.71
INO	376.6	385	371.87	343.37
INQ	382	375.5	340	217.75

Tabela 27. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G60CD

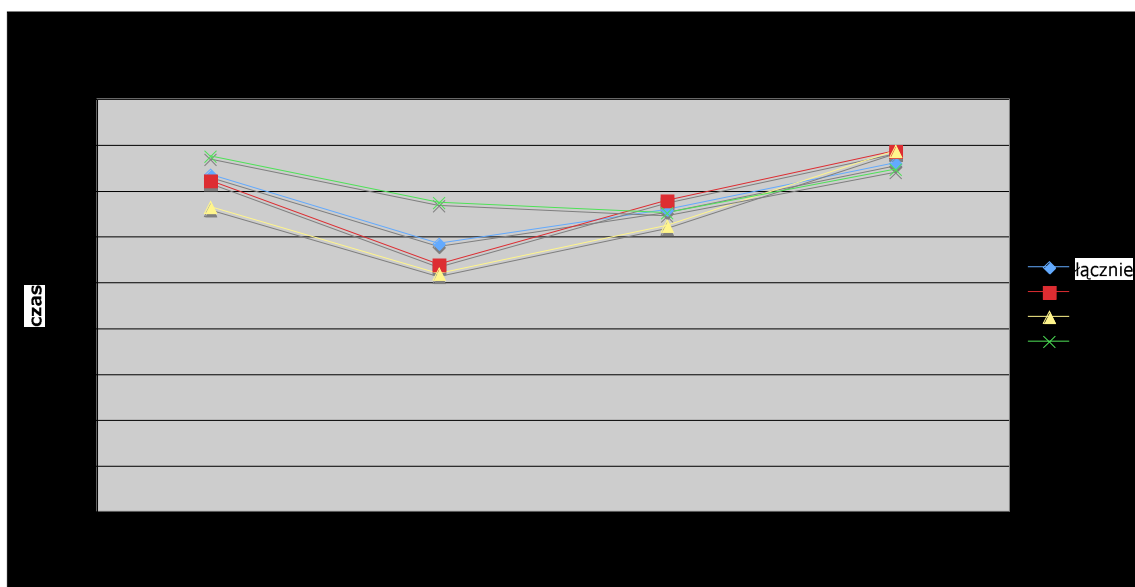
Czas relaksacji dla wariantu G60CD				
	T1	T2	T3	T4
łącznie	151.57	134.27	125.33	133
IN	156.28	134.16	119.33	125
INO	154.57	134.5	120.6	169
INQ	140.8	134	119	159

Tabela 28. Uśrednione wartości czasu relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary łącznie dla wszystkich grup implantów szlifowanych wg wariantów B60CN, G60CN, G22CN, G60CN

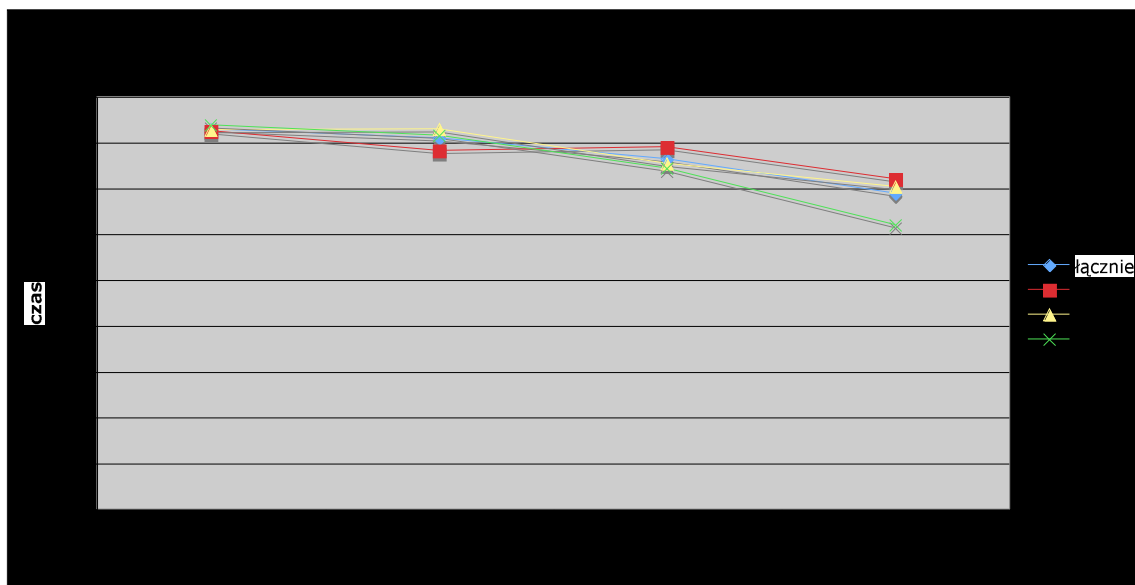
Czas relaksacji dla wariantu CN				
	T1	T2	T3	T4
B60CN	158	144.5	123.8	120.5
G60CN	157.6	144.7	131.4	106
G22CN	129.7	123.2	132	137
B22CN	123.6	127.4	126	153.5



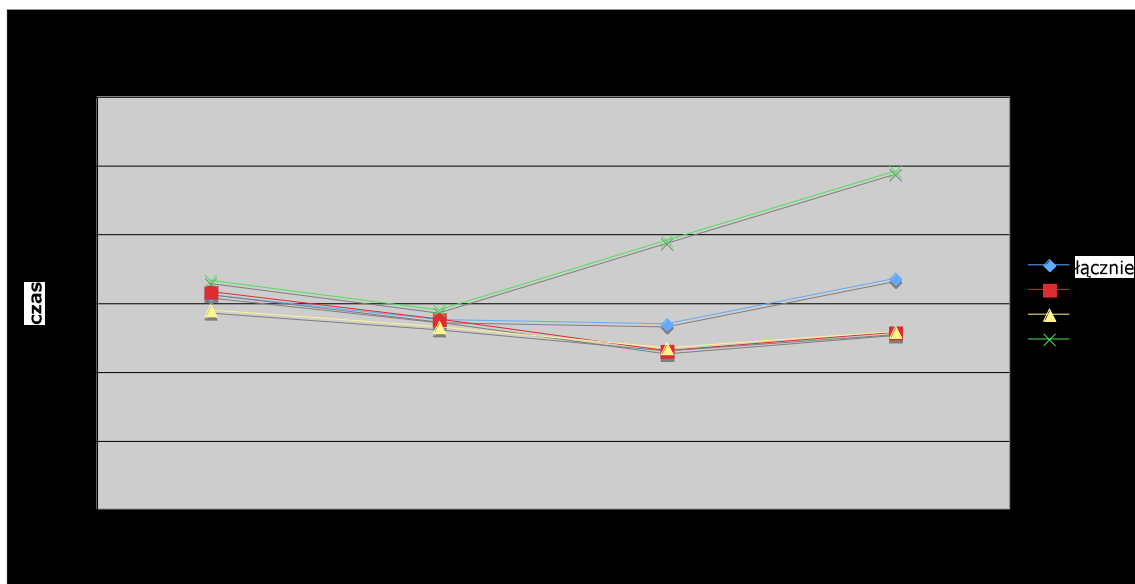
Ryc. 47. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B22BD



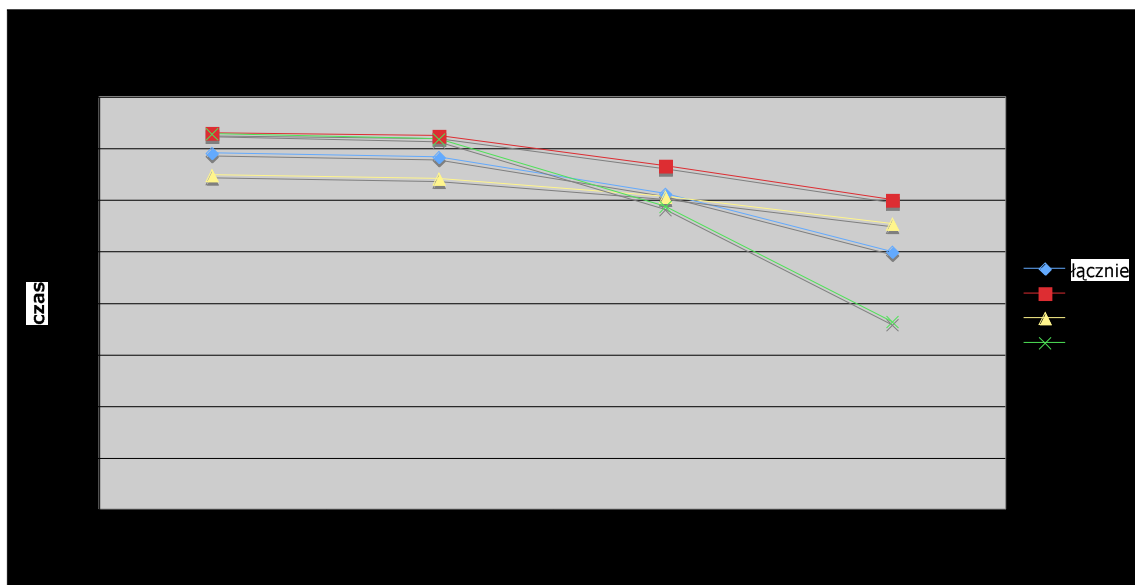
Ryc. 48. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B22CD.



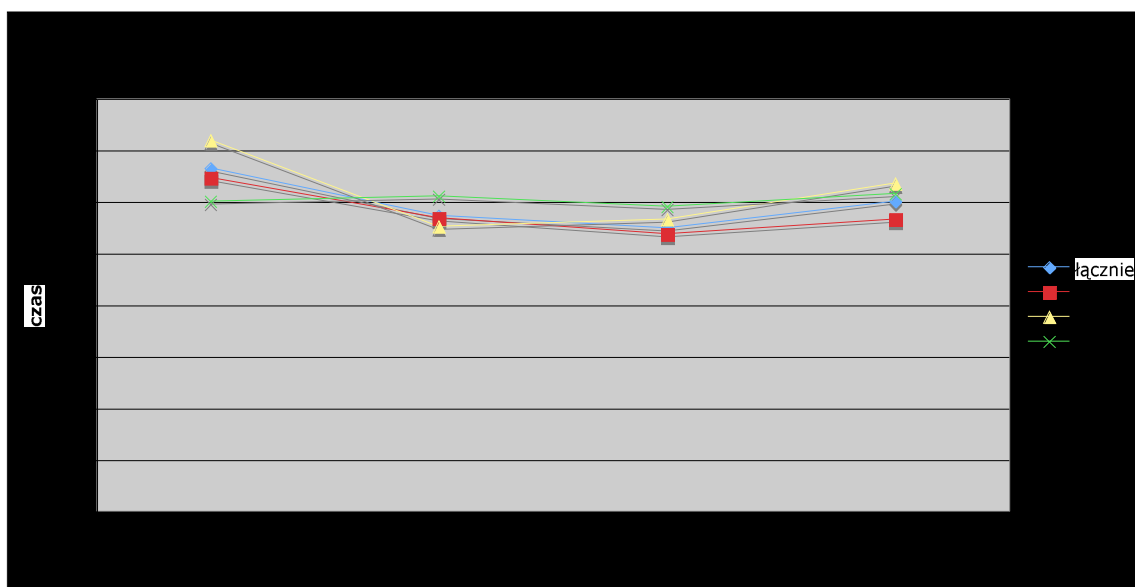
Ryc. 49. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B60BD



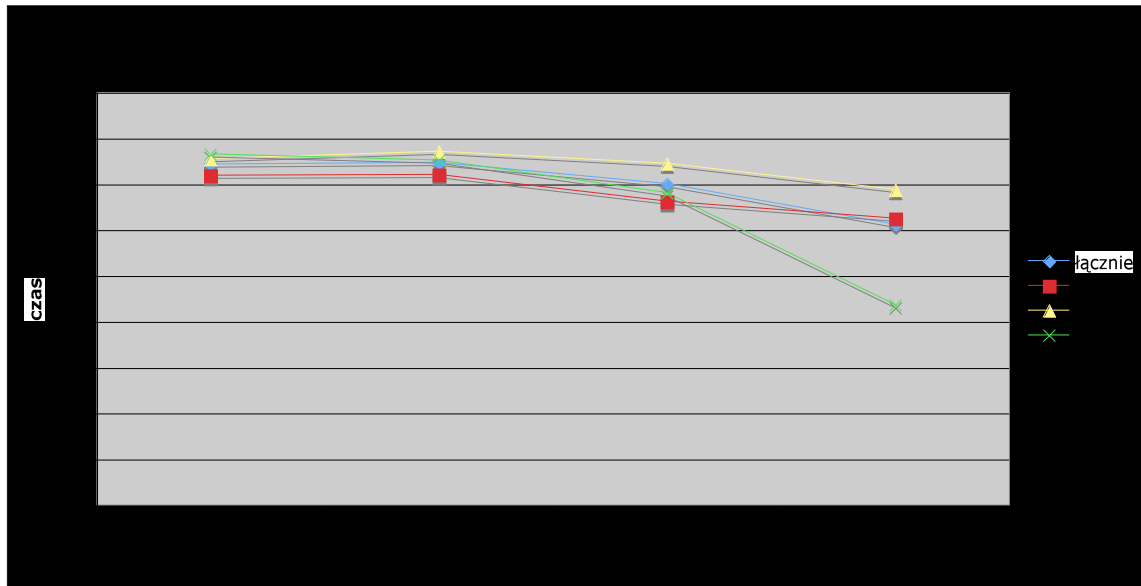
Ryc. 50. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej - na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu B60CD



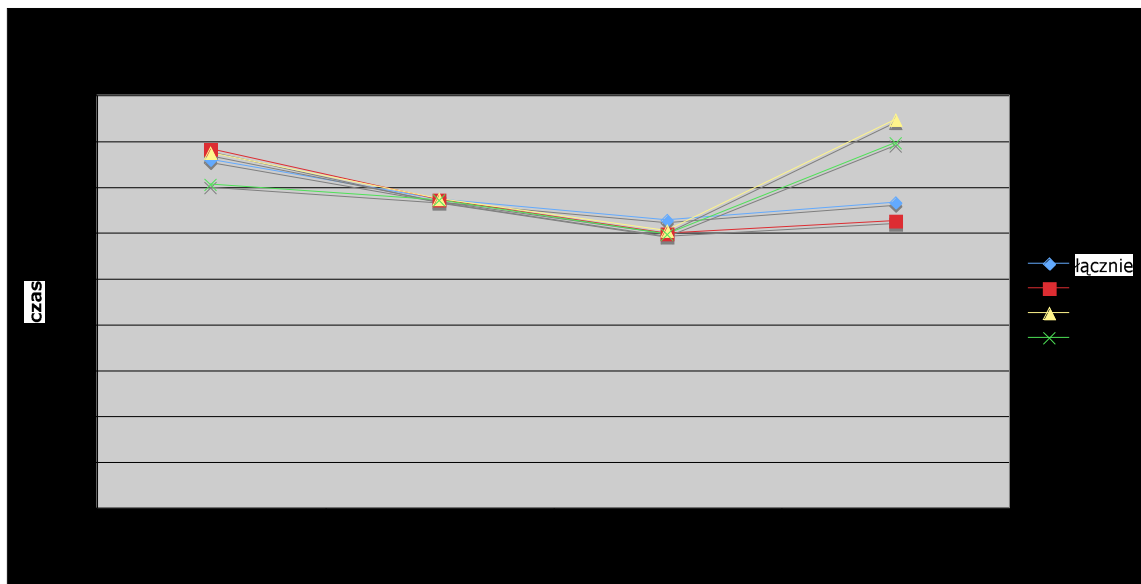
Ryc. 51. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej -na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G22BD



Ryc. 52. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej -na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G22CD



Ryc. 53. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej -na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G60BD



Ryc. 54. Wkres relaksacji temperatury - z temperatury maksymalnej do wyjściowej -na poziomie każdego czujnika termopary (czas1, czas2, czas3, czas4) łącznie dla wszystkich grup implantów, oraz oddzielnie dla IN, INO, IQ szlifowanych wg wariantu G60CD

4.3. Analiza statystyczna wyników badań.

Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej. W ramach wstępnej kompensacji wyników:

- a) ustalono maksymalne zmiany temperatury odnotowane w termoparach,
- b) odnotowano maksymalne czasy relaksacji ustalane nominalnie jako moment obniżenia szybkości chłodzenia do 1 deg/min.

W dalszej analizie zastosowano test ANOVA dla zmian temperatury ΔT_{\max} i czasu jej relaksacji.

Test ANOVA dla ΔT_{\max}

Dla danych uzyskanych w wyniku pomiarów zmian temperatury przeprowadzono dwuczynnikową analizę wariancji. Jako predyktory przyjęto technikę przeprowadzania zabiegu, oraz identyfikator implantu. W tabeli 29 przedstawiono źródła zmienności temperatur maksymalnych.

Tabela 29. Źródła zmienności temperatur maksymalnych

	SS	Stopnie swobody	MS	F	p
Wyraz wolny	44412,6	1	44412,58	708,8268	0,000000
Technika	112631,9	11	10239,27	163,4192	0,000000
Implant	17,7	2	8,83	0,1410	0,868613
Błąd	10025,0	160	62,66		

Na podstawie uzyskanych krytycznych poziomów istotności p można wnioskować, że:

- a) stosowane techniki charakteryzują się istotnym

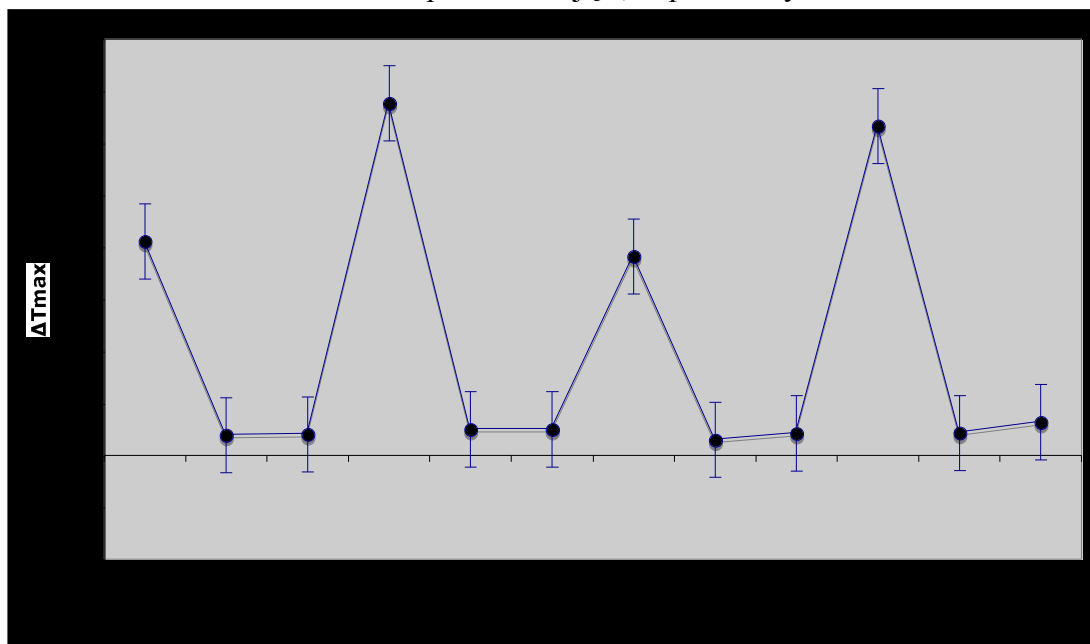
zróżnicowaniem pod względem występujących zmian temperatur maksymalnych (poziom krytyczny $p < 10^{-6}$),

b) stosowane implanty nie wykazują statystycznie zróżnicowanego zachowania ($p = 86,8 \%$).

Wykresy krańcowe wartości średnich przedstawiono na ryc. 55 i 56.

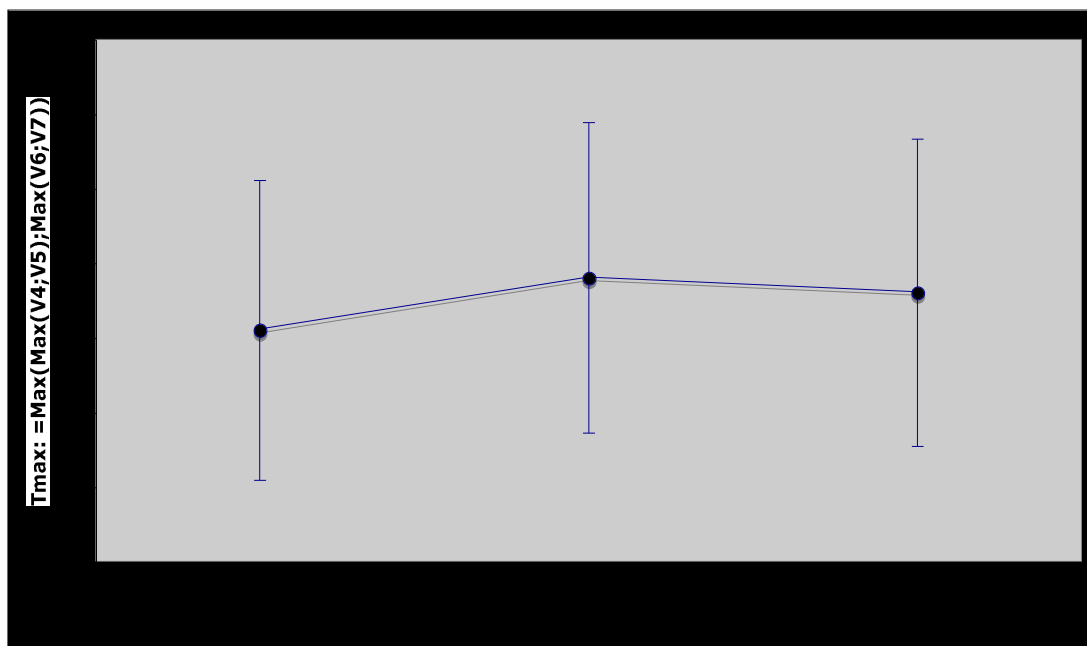
Przebieg wykresu średnich wartości krańcowych dla stosowanych technik, sugeruje występowanie grup jednorodnych. W celu ich identyfikacji przeprowadzono test Bonferoniego, uzyskując trzy grupy jednorodne (tabela 30.)

Technika; Oczekiwane średnie brzegowe
Bieżący efekt: $F(11, 60) = 163,42$, $p = 0,0000$
Pionowe słupki oznaczają 0,95 przedziały ufności



Ryc. 55. Wykres krańcowy wartości średnich dla stosowanych technik obróbki dostosowawczej

Implant; Oczekiwane średnie brzegowe
Bieżący efekt: $F(2, 160) = 14098$, $p = 86861$
Dekompozycja efektywnych hipotez
Pionowe słupki oznaczają 0,95 przedziały ufności



Ryc.56. Wykres krańcowy wartości średnich dla stosowanych rodzajów implantów

Tabela 30. Grupy jednorodne wydzielone za pomocą testu Bonferoniego dla stosowanych technik

Technika	ΔT_{max}	Grupy		
		1	2	3
G22CD	3,02381	****		
B22CD	3,88500	****		
B22CN	4,05600	****		
G22CN	4,26000	****		
G60CD	4,31238	****		
B60CD	5,01900	****		
B60CN	5,02800	****		
G60CN	5,31667	****		
G22BD	38,19765		****	
B22BD	41,08118		****	
G60BD	63,29300			****
B60BD	67,67000			****

Test ANOVA dla czasu relaksacji temperatury

Dla uzyskanych w badaniach danych przeprowadzono dwuczynnikową analizę wariancji. Jako predyktory przyjęto technikę przeprowadzania zabiegu, oraz identyfikator implantu. W tabeli 31 przedstawiono źródła zmienności czasów relaksacji temperatury.

Tabela 31. Źródła zmienności czasów relaksacji temperatury

	SS	Stopnie swobody	MS	F	P
Wyraz wolny	5485460	1	5485460	1492,356	0,000000
Technika	1783323	11	162120	44,106	0,000000
Implant	31506	2	15753	4,286	0,015377
Błąd	588113	160	3676		

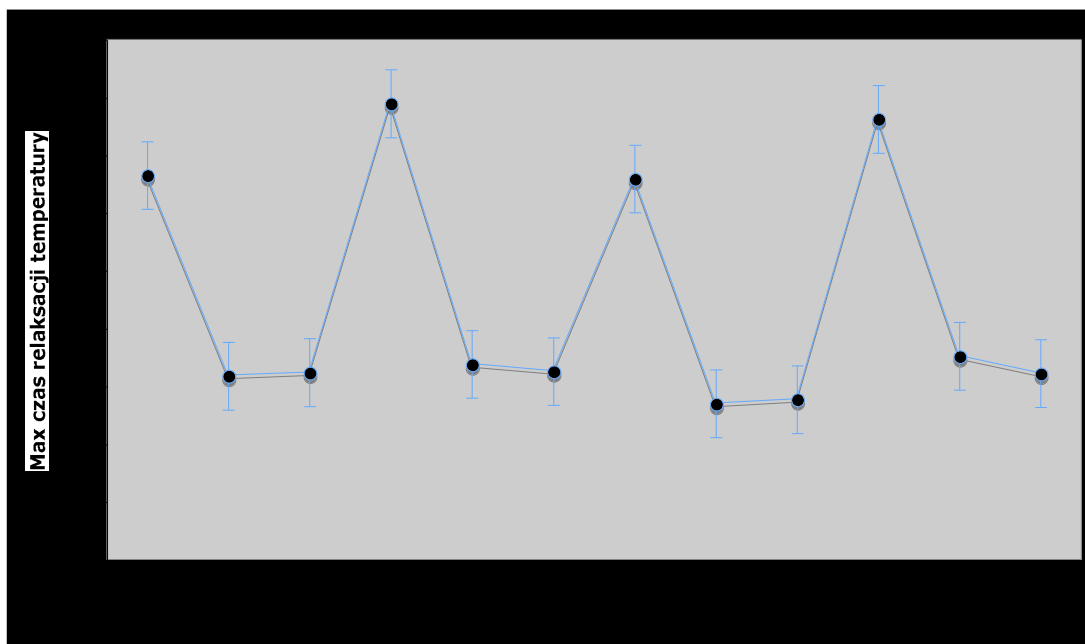
Na podstawie uzyskanych krytycznych poziomów istotności p można wnioskować, że:

- a) stosowane techniki charakteryzują się istotnym zróżnicowaniem pod względem obserwowanych czasów relaksacji temperatury (poziom krytyczny $p < 10^{-6}$)
- b) stosowane implanty wykazują statystycznie zróżnicowane tempo chłodzenia (poziom krytyczny $p = 1,5 \%$)

Wykresy krańcowe wartości średnich przedstawiono na ryc. 57 i 58.

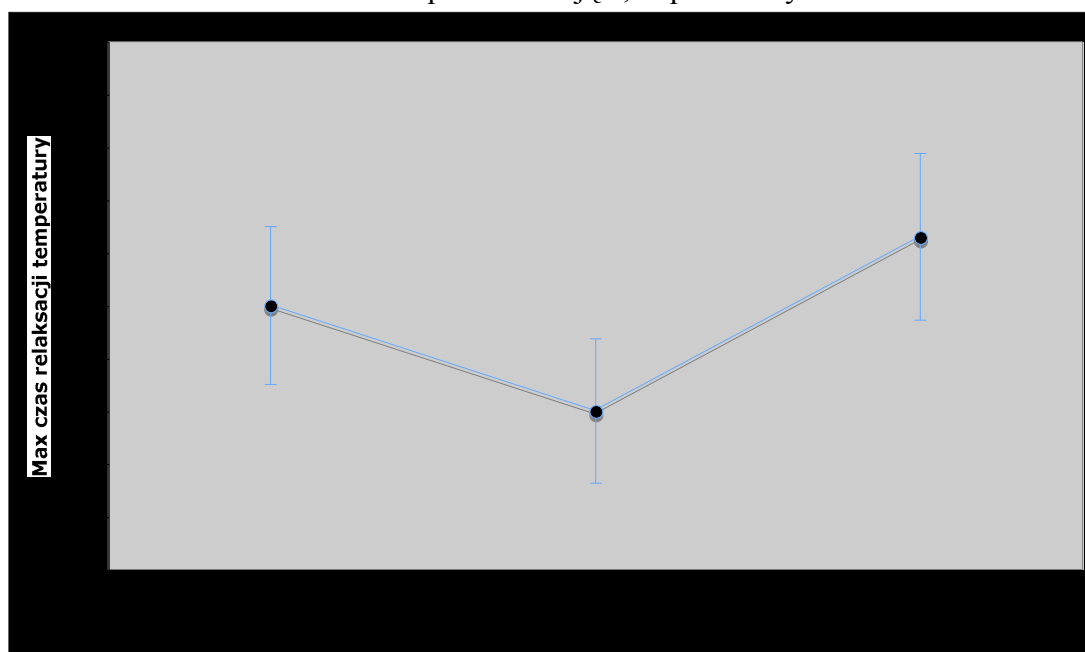
Przebieg wykresu średnich wartości krańcowych dla stosowanych technik sugeruje ewentualne występowanie grup jednorodnych. W celu ich identyfikacji przeprowadzono test Bonferoniego dla grupowania względem techniki i względem implantów. Uzyskano dwie grupy jednorodne w technikach oraz dwie w implantach (tabela 32 i 33).

Technika; Oczekiwane średnie brzegowe
Bieżący efekt: $F(11, 60) = 44,106$, $p = 0,0000$
Pionowe słupki oznaczają 0,95 przedziały ufności



Ryc. 57. Wykres krańcowy wartości średnich dla stosowanych technik obróbki dostosowawczej

Implant; Oczekiwane średnie brzegowe
 Bieżący efekt: $F(2, 160)=4,2857, p=,01538$
 Dekompozycja efektywnych hipotez
 Pionowe słupki oznaczają 0,95 przedziały ufności



Ryc. 58. Wykres krańcowy wartości średnich dla stosowanych rodzajów implantów
 Tabela 32. Grupy jednorodnie wyodrębnione za pomocą testu Bonferoniego względem techniki stosowanych zbiegów

Technika	T_{\max} średnia	Grupy	
		1	2
G22CD	135,0000	****	
G22CN	138,5000	****	
B22CD	158,8500	****	
G60CN	161,0000	****	
B22CN	161,8000	****	
B60CN	162,8000	****	
B60CD	168,9000	****	
G60CD	175,9524	****	
G22BD	329,1765		****
B22BD	332,1765		****
G60BD	380,9000		****
B60BD	394,3333		****

Tabela 33. Grupy jednorodnie wyodrębnione za pomocą testu Bonferoniego względem stosowanych implantów

Implant	T_{\max} średnia	Grupy	
		1	2
INO	233,1594	****	
IN	234,5469	****	
IQ	270,4390		****

5. DYSKUSJA

Integracja wszczepu z tkanką kostną zależy od wielu współdziałających ze sobą czynników, które wpływają na powodzenie lub niepowodzenie tej metody leczenia. Badania przeprowadzone w ramach tej pracy uwzględniają jeden z najbardziej istotnych czynników, to jest wzrost temperatury podczas zabiegów dostosowawczych części nadkostnych implantów jednoczęściowych. Nieliczne dotąd doniesienia w tym względzie, a również logika procedur zabiegowych sugeruje, iż forma implantów wymagających wewnątrzustnej obróbki mechanicznej (implanty jednoczęściowe) związanej z tarciem podczas szlifowania może doprowadzać do wzrostu temperatury w stopniu uszkadzającym okoliczne tkanki, a przez to zaburzającym przebieg procesów osteointegracyjnych - doprowadzając w efekcie do odrzucenia wszczepu (1,6).

Istotne problemy jakie pojawiły się w planowaniu badań własnych dotyczyły doboru modelu eksperymentalnego a zwłaszcza metod wewnątrzkościowego pomiaru zmian temperatury w wyniku szlifowania wszczepów po ich implantacji.

Pomiary temperatury są zwykle przeprowadzane z zastosowaniem: elektrycznych czujników temperatury (42,43), termografii wykorzystującej promieniowanie podczerwone (42, 44) oraz kalkulacji matematycznych (45). Najczęściej do pomiarów temperatur tkankowych stosowano czujniki termoelektryczne tzw. termopary. Abouzgia i James (46) oraz Bachus i wsp. (47) umieszczali termopary wokół nawiercanego otworu w kości, w celu zbadania wpływu wiercenia na wzrost temperatury w przyległej do wiertła tkance kostnej. Hillery i Shuaib (48) wprowadzali termoparę do wiertła dokonując pomiaru temperatury podczas jego pracy. Krause i wsp. (49) używali termopary mierząc temperaturę podczas cięcia kości w trakcie zabiegów ortopedycznych. Malvisi i wsp. (50),

używając również do pomiaru czujnika termopary przytwierdzonego do powierzchni kości wykazali, że podczas ortopedycznych operacji kostnych maksymalna temperatura nie przekracza 46°C. Eriksson i Adel (51) użyli termopary do oceny zmian temperatury podczas preparacji łoża dla implantu w ludzkiej żuchwie in vivo. Swift i wsp. (52) oceniali wzrost temperatury spowodowanej działaniem lasera CO₂, również wykorzystując termoelektryczne czujniki temperatury. Pomiary przeprowadzali natomiast w kąpielii wodnej o temp. 37°C ze względu na to, iż głównym składnikiem tkanek organizmu ludzkiego jest woda. Uważali, że w ten sposób symulują warunki przewodnictwa termicznego podobne jak w organizmie ludzkim, a także temperatura wyjściowa implantu podobna będzie do temperatury w jamie ustnej. Cordioli i Majzoub (53) określali wpływ geometrii wiertła na wzrost ciepła podczas preparowania łoża implantów, używając termopar umieszczonych na poziomie 4,0 i 8,0 mm. Chacon i wsp. (54) również używali do badań termopar, umieszczonych w bydlęcej kości udowej w odległości 0,5 mm od wiertła i na głębokości 15,0 mm.

Carson i wsp. (55) wskazali, że termopara mierzy tylko przeciętne zmiany temperatury w obrębie miejsca przyłożenia i dlatego w badaniach zastosowali metodę termografii, wykazując brak statystycznej różnicy pomiędzy szlifowaniem tkanek zębowych ze sprayem wodno-powietrznym, a samym powietrzem. Lunsog (34) używał w swoich badaniach zarówno termografii jak i termopar umieszczonych w kości, uzyskując podobne wyniki za pomocą tych dwóch urządzeń.

Inni autorzy podkreślają wyższość kamer termowizyjnych nad czujnikami termopary uzasadniając, że termopara mierzy temperaturę tylko punktowo i wymaga specjalnych procedur do jej wprowadzenia, które już same w sobie mogą powodować wzrost temperatury i uszkadzać kość (29, 56, 57, 58, 59). Natomiast technika termografii jest nieinwazyjna i pozwala na uzyskanie termicznego obrazu temperatury narzędzi oraz

przyległych tkanek podczas całego procesu. Wadą tej metody jest konieczność przestrzegania specjalnych warunków w trakcie trwania procesów, m.in. środowiska wolnego od promieniowania z dodatkowych źródeł ciepła i nadmiernej wilgotności. Metoda termografii (z użyciem promieniowania podczerwonego) byłaby zatem precyzyjniejsza jednak stosowane w procedurze implantologicznej chłodzenie wodno-powietrzne powodowałoby blokadę dopływu promieni podczerwonych do badanego pola.

W oparciu o powyższe dane do badań własnych wybrano metodę z zastosowaniem termoelektrycznych czujników temperatury, którą uznano za optymalną dla przeprowadzenia eksperymentów o założonym w niniejszej pracy profilu.

W klinicznej praktyce implantoprotetycznej obowiązuje następująca zasada. Generowanie ciepła na powierzchni implant/kość powinno być minimalizowane na każdym etapie postępowania chirurgicznego, jak i protetycznego tak, aby nie dopuścić do przegrzania kości, gdyż termiczne jej uszkodzenie powoduje zaburzenie procesów integracji tytanu z kością (30, 31, 32, 33, 35, 36, 37, 38). W pierwszych doniesieniach na temat wpływu wzrostu temperatury na gojenie tkanki kostnej podawano, że próg temperatury powyżej której dochodzi do termicznego uszkodzenia kości to 56°C (35, 37, 38). Stwierdzenie takie opierano na fakcie, że alkaliczna fosfataza jest denaturowana w tej właśnie temperaturze. Jednakże wnikliwe badania przeprowadzone na żywej tkance kostnej królików ujawniły, że próg temperatury powyżej której dochodzi do nieodwracalnego uszkodzenia kości wynosi 47°C, gdy temperatura taka utrzymuje się przez jedną minutę. Zatem kość jest bardziej wrażliwa, niż pierwotnie przypuszczano (39). Na tej podstawie dla celów klinicznych przyjęto, że wzrost temperatury (ΔT) o 10°C w stosunku do temperatury ciała ludzkiego może mieć niekorzystny wpływ na osteointegrację wszczepu. Podkreśla się przy tym, że podczas

preparacji kanału kostnego dla wszczepu może dojść do termicznego uszkodzenia, którego rozmiar zależy od jakości oraz prędkości obrotowej narzędzi tnących jak również skuteczności zastosowanego chłodzenia (60, 61, 62).

W wielu badaniach dotyczących zmian temperatury, podczas opracowywania żywej tkanki kostnej, autorzy dokonywali pomiarów dwutorowo: z zastosowaniem oraz bez zastosowania chłodzenia. Larsen i Ryd (59), badając wzrost temperatury podczas arthroplastyki kolana nie wykazali znaczących różnic podczas opracowywania kości bez jak i z użyciem chłodzenia wodnego. Przyczynę tego upatrywali w fakcie, że środek chłodzący jakim była sól fizjologiczna, nie penetrował dość dobrze do wewnętrznych części opracowywanej kości. Krause i wsp. (62) badając temperaturę podczas cięcia kości ludzkiej in vivo stwierdzili, że bez zastosowania chłodzenia, podczas operacji na biodrze temperatura przekracza 200°C i gwałtownie spada, w przypadku zastosowania chłodzenia. Tetsch (36) podczas osteotomii w żuchwie u kotów, bez zastosowania chłodzenia, obserwował wzrost temperatury nawet do 300°C. Brown i wsp. (27) oceniali wpływ użycia końcówek stomatologicznych napędzanych powietrzem (turbin) na wzrost temperatury w miazdze zęba, podczas opracowywania twardych tkanek zębów. Wykazali, że turbiny mogą deponować znaczne ilości energii podczas szlifowania. Dlatego szlifowanie powinno zawsze odbywać się z zastosowaniem chłodzenia wodnego. Stwierdzili też, że wzrost temperatury generowanej przez końcówki wysokoobrotowe, w trakcie pracy bez chłodzenia wodnego, doprowadza do uszkodzenia biologicznego miazgi.

W związku z tym, że przewodnictwo cieplne tytanu ($22,4 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$) jest znacznie wyższe niż szkliva ($0,92 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$) można przypuszczać, że w przypadku dostosowawczej obróbki nadkostnych części wszczepów dentystycznych, będzie on łatwo rozprowadzał ciepło do tkanki kostnej. Potwierdzenie tej tezy uzyskano w przeprowadzonych badaniach w trakcie realizacji

niniejszej pracy. Wykazano bowiem, że w przypadku każdego sposobu szlifowania części nadkostnych wszczepów zawsze dochodziło do wzrostu temperatury w kości na każdym poziomie, gdzie zainstalowana była termopara. Największe wartości wzrostu temperatury odnotowywano na poziomie termopary umieszczonej najbliżej blaszki kortykalnej. Stwierdzono ponadto, że w przypadku szlifowania z zastosowaniem wyłącznie chłodzenia powietrzem wydostającym się z dysz końcówki wiertarki turbinowej, zawsze dochodzi do wzrostu temperatury znacznie przekraczającej wartość krytyczną $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$. Najwyższy zarejestrowany wzrost temperatury to $\Delta T=85^{\circ}\text{C}$, który występował na poziomie pierwszej termopary, tj. umieszczonej pod istotą zbitą kości w czasie szlifowania z chłodzeniem wyłącznie powietrzem. Natomiast w przypadku chłodzenia sprayem wodno-powietrznym, zarejestrowany wzrost temperatury nigdy nie przekraczał dopuszczalnego progu wartości krytycznej $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$.

Na podstawie analizy statystycznej uzyskanych wyników badań własnych wykazano, że istnieje statystycznie znamienna różnica pomiędzy zastosowanymi technikami szlifowania w odniesieniu do ograniczenia wzrostu temperatury w tkance kostnej okołowszczepowej (tzn. z chłodzeniem wodno-powietrznym i z chłodzeniem samym powietrzem). Nie ma natomiast statystycznie znamiennej różnicy zmian temperatury w zależności od tego, czy szlifowanie z chłodzeniem wodno-powietrznym stosowano z przerwami, czy w procesie ciągłym, a także czy szlifowano powierzchnię szczytową (celem dostosowania do warunków okluzyjnych) czy powierzchnie boczne (celem ukształtowania stopnia przydźsiałowego). Natomiast w przypadku szlifowania wyłącznie z chłodzeniem powietrzem, wykazano statystycznie znamiennej różnicę w zależności czy szlifuje się z przerwami, czy w systemie ciągłym. W jednym jak i w drugim przypadku, wzrost temperatury znacznie przekracza dopuszczalne wartości krytyczne. Nie wykazano

znacząco statystycznej różnicy między wzrostem temperatury w kości a rodzajem zastosowanych implantów.

W przeprowadzonych badaniach własnych dokonano również oceny jak szybko po zakończeniu szlifowania dochodzi do obniżenia temperatury do temperatury wyjściowej (relaksacja temperatury). W tym przypadku w zależności od zastosowanej techniki, a także w zależności od typu wszczepu, czas ten różnił się znacząco statystycznie. Różnica w tempie chłodzenia występowała pomiędzy szlifowaniem z zastosowaniem chłodzenia wodno-powietrznego, a szlifowaniem z chłodzeniem wyłącznie powietrznym. Jeśli chodzi o zastosowany typ implantów to statystyczna różnica w tempie chłodzenia występowała pomiędzy wszczepami IQ a wszczepami z grup IN i INO. Może to mieć związek z właściwościami przewodnictwa stopów zastosowanych w produkcji danego typu implantu.

Bragger i wsp. (63) oraz Nissan i wsp. (64) w wyniku przeprowadzonych badań doszli również do wniosku, że szlifowanie części nadkostnych implantów z zastosowaniem chłodzenia wodno-powietrznego zabezpiecza przed wzrostem temperatury w kości powyżej wartości krytycznych, natomiast brak takiego chłodzenia prowadzi do znacznego wzrostu temperatury powyżej dopuszczalnego progu, przy którym dochodzi już do martwicy tkanki kostnej. W modelu badawczym autorzy używali bloczka akrylowego do osadzania w nich implantów dwuczęściowych. Wiadomo jednak, że akryl inaczej niż kość oddaje ciepło, dlatego też w przeprowadzanych badaniach własnych wszczepy lokalizowano w kości zwierzęcej.

Głównymi instrumentami do obróbki wszczepów podczas przeprowadzonych eksperymentów w badaniach własnych były wiertła z nasypem diamentowym. Miyawaki i wsp. (41) wykazali, że efektywność cięcia węglików spiekanych oraz wiertel z nasypem diamentowym zastosowanych do cięcia stopów nieszlachetnych (w tym również tytanu) jest podobna, natomiast diamenty są odporniejsze na zużycie niż wiertła

węglkowe. Do przeciwnego wniosku doszli Watanabe i wsp. (65), którzy wykazali, że wiertła węglkowe mają lepszą efektywność cięcia tytanu w porównaniu z wiertłami diamentowymi, ponieważ inny jest mechanizm szlifowania węglków, a inny diamentów. Węgliki tną metal na zasadzie ścinania, podczas gdy wiertła z nasypem diamentowym działają poprzez ścieranie powierzchni, do której zostaną przyłożone, angażując w to drobne cząsteczki diamentów na powierzchni wiertła. Dlatego w badaniach własnych, dla porównania, zastosowano również wiertła węglkowe, ale tylko do szlifowania implantów techniką z zastosowaniem chłodzenia wodno-powietrznego. Porównując otrzymane wyniki wzrostów temperatury w przypadku obróbki dostosowawczej z zastosowaniem wiertel węglkowych z wynikami otrzymanymi w podczas szlifowania z zastosowaniem wiertel z nasypem diamentowym wykazano, że nie różnią się one statystycznie. Również czas relaksacji temperatury nie różnił się między sobą statystycznie.

W badaniach własnych eksperymenty przeprowadzono w warunkach *in vitro*. Niektórzy autorzy uważają jednak, że model *in vitro* niezbyt dokładnie odzwierciedla zmiany temperatury ze względu na brak krążenia krwi. Jednakże badania innych autorów wykazały, że krążenie nie ma istotnego znaczenia, gdyż podobne wyniki uzyskuje się podczas pomiarów temperatury w żywej, jak i martwej tkance kostnej (34, 66). Lundskog (34) wykazał, że w ischemii oraz prawidłowym krążeniu żywych królików, przepływ krwi ma nikłe znaczenie w obszarze uszkodzenia termicznego. W badaniach własnych model badawczy stabilizowano w temperaturze pokojowej, ponieważ wcześniejsze obserwacje wykazały, że przewodzenie ciepła w zakresie obserwowanych temperatur jest zasadniczo prostolinijne i tym sposobem, zmiany temperatury obserwowane *in vitro* powinny być takie same jak w przypadku rozpoczęcia pracy od temperatury 37°C (67).

PODSUMOWANIE

W wyniku przeprowadzonych badań własnych uzyskano odpowiedź na pytania postawione w części wstępnej pracy. Wykazano, że w trakcie szlifowania korekcyjnego z chłodzeniem wodno-powietrznym powierzchni wszczepów od strony żującej i podczas kształtowania stopni przydźsiałowych temperatura okołowszczepowych struktur kostnych wzrasta w zakresie nie przekraczającym wartości krytycznych dla tkanki żywej to jest $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ (47°C). Oznacza to, że szlifowanie z chłodzeniem wodno-powietrznym nie doprowadza do zmian zaburzających procesy osteointegracyjne. Natomiast w przypadku chłodzenia samym powietrzem dochodzi do znacznego wzrostu temperatury powyżej wartości krytycznej - co może prowadzić do nieodwracalnego uszkodzenia kości.

W przypadku chłodzenia wodno-powietrznego zastosowana technika szlifowania (ciągła lub z przerwami) nie ma wpływu na wzrost temperatury w kości. Natomiast w przypadku chłodzenia wyłącznie powietrzem szlifowanie z przerwami ogranicza wzrost temperatury w kości w porównaniu ze szlifowaniem ciągłym. W jednym jak i w drugim przypadku chłodzenia powietrzem dochodziło jednak do przekroczenia krytycznej granicy wzrostu temperatury.

Stwierdzono, że po zaprzestaniu szlifowania z chłodzeniem wodno-powietrznym temperatura wraca do wartości wyjściowych w ciągu 2-3 minut. Natomiast po szlifowaniu z chłodzeniem wyłącznie powietrzem temperatura wraca do wartości wyjściowych przez 5-6 minut, utrzymując się na poziomie powyżej $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ przez okres dłuższy niż jedna minuta. Dane te potwierdzają, że za bezpieczną procedurę preparacji korekcyjnej można uznać szlifowanie z użyciem chłodzenia wodno-powietrznego.

6. WNIOSKI

1. Podczas obróbki dostosowawczej nadkostnych części wszczepów filarowych dochodzi do przenoszenia temperatury z implantu na tkanki okołowszczepowe.
2. Zakres zmian termicznych w kostnych strukturach okołointplantacyjnych będący wynikiem obróbki dostosowawczej wszczepów jednoczęściowych jest uzależniony od zastosowanej techniki zabiegowej.
3. Optymalną techniką zabiegową, w trakcie której wzrost temperatury okołowszczepowej tkanki kostnej nie przekracza wartości krytycznych jest stosowanie ciągłego chłodzenia strumieniem wodno-powietrznym kierowanym na miejsce obróbki implantu.
4. Na wielkość zmian termicznych podczas preparacji dostosowawczej nie ma natomiast wpływu technika szlifowania w systemie ciągłym lub przerywanym.
5. Szlifowanie korekcyjne nadkostnych części implantów z chłodzeniem wyłącznie powietrzem należy uznać za bezwzględnie przeciwwskazane, ponieważ wywołana wówczas temperatura znacznie przekracza wartości przyjęte jako krytyczne dla tkankowych struktur okołowszczepowych.

7. STRESZCZENIE

Wprowadzenie

Jedną z nowoczesnych, alternatywnych metod rekonstrukcji utraconych zębów naturalnych jest stosowanie śródkostnych wszczepów tytanowych jako filarów dla uzupełnień protetycznych. W tej metodzie stosowane są dwa rodzaje wszczepów (implantów): jednoczęściowe i dwuczęściowe. Ze względu na standardowe wymiary, systemy jednoczęściowe po wprowadzeniu do kości zwykle wymagają odpowiedniego opracowania (szlifowania) ich filarowych części nadkostnych co jest realizowane przy użyciu instrumentów ściernych. Jest to konieczne dla uzyskania miejsca na przyszłą koronę protetyczną oraz ukształtowania stopnia na przydziasłowym obwodzie nadkostnych części filarów.

W trakcie szlifowania na granicy wiertło/wszczep dochodzi do wzrostu temperatury w wyniku tarcia między powierzchnią szlifowaną a instrumentami trącymi. Ponieważ tytan cechuje się dobrym przewodnictwem cieplnym, ciepło wyzwalane podczas szlifowania przenosi się na kość, co może wywołać jej termiczne uszkodzenie. Na podstawie dotychczasowych badań ustalono, że temperatura 47°C - czyli wzrost temperatury o $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ w stosunku do normalnej temperatury ciała ludzkiego - jest temperaturą krytyczną, powyżej której dochodzi do termicznego uszkodzenia struktur kostnych żywego organizmu. W odniesieniu do praktyki implantologicznej można przypuszczać, że przekroczenie tej granicy uniemożliwia wytworzenie się poimplantacyjnego połączenia pomiędzy powierzchnią wszczepu a kością

(osteointegracji) doprowadzając w efekcie do utraty wszczepu.

W związku z faktem, że w dostępnej literaturze brak jest udokumentowanych danych, co do zmian temperatury w kostnej tkance okołowszczepowej, występujących podczas obróbki dostosowawczej części nadkostnej jednoczęściowych wszczepów osadzonych w kości, badania w tym kierunku uznano za celowe, zarówno z poznawczego, jak też praktycznego punktu widzenia.

Cel pracy

Celem pracy o charakterze eksperymentalnym jest ocena w jakim stopniu wzrasta temperatura okołowszczepowych struktur kostnych w wyniku szlifowania korekcyjnego powierzchni wszczepów i jaki wpływ na ograniczenie wzrostu temperatury ma zastosowana technika szlifowania oraz w jakim czasie po zaprzestaniu szlifowania następuje powrót do temperatury wyjściowej.

Materiał i metoda

Materiałem kostnym do implantacji wszczepów, w warunkach *in vitro*, były świeże żebra wieprzowe. Do badań użyto trzech rodzaje wszczepów jednoczęściowych o różnym ukształtowaniu odcinka nadkostnego z następujących systemów implantologicznych: Osteoplant, Nobel Direct, Q-implant. Implantację wszczepów prowadzono techniką zabiegową według procedury obowiązującej w postępowaniu klinicznym podczas implantacji jednoczęściowych wszczepów tytanowych w żuchwie używając również tego samego instrumentarium.

Do pomiaru temperatury w kostnych strukturach tkankowych, w trakcie szlifowania wszczepów, zastosowano

termoelektryczne czujniki temperatury (termopary) typu K, o symbolu TP-201K-1b-100-2,0, skonstruowane specjalnie na użytek tej pracy. Pomiarów wykonywano w trakcie, oraz po zakończeniu korekcyjnego szlifowania nadkostnych (filarowych) części wszczepów w dwu ich rejonach, tzn.: na powierzchni szczytu nadkostnej części wszczepu w celu dostosowania do indywidualnych warunków okluzji, oraz na obwodowych powierzchniach bocznych dla uzyskania stopnia przydziasłowego. W trakcie obróbki wszczepów w systemie ciągłym i przerywanym stosowano chłodzenie strumieniem wodno - powietrznym i porównawczo samym powietrzem.

Wyniki

Stwierdzono, że w trakcie szlifowania części nadkostnych wszczepów jednoczęściowych zawsze dochodziło do wzrostu temperatury w kości na każdym poziomie, gdzie zainstalowany był czujnik termopary - niezależnie od stosowanej techniki zabiegowej (sposób chłodzenia, ciągły lub przerywany system szlifowania). Największe wartości wzrostu temperatury odnotowywano na poziomie czujnika termopary umieszczonej najbliżej istoty zbitej blaszki kostnej na poziomie szyjki implantu.

W przypadku szlifowania z zastosowaniem wyłącznie chłodzenia powietrzem wydostającym się z dysz końcówki wiertarki turbinowej, zawsze dochodzi do wzrostu temperatury znacznie przekraczającej wartość krytyczną tj. $\Delta T = 10^{\circ}\text{C}$ (47°C). Najwyższy zarejestrowany wzrost temperatury (ΔT) to 85°C , który występował na poziomie pierwszej termopary w czasie szlifowania z chłodzeniem wyłącznie powietrzem, natomiast w przypadku chłodzenia sprayem wodno-powietrznym, zarejestrowany wzrost temperatury nigdy nie przekraczał

dopuszczalnego progu wartości krytycznej.

Na podstawie analizy statystycznej wykazano, że istnieje znamienna różnica pomiędzy zastosowanymi technikami szlifowania (tzn. z chłodzeniem wodno-powietrznym i z chłodzeniem samym powietrzem) w odniesieniu do ograniczenia wzrostu temperatury w tkance kostnej okołowszczepowej. Nie ma natomiast statystycznie znamiennej różnicy zmian temperatury w zależności od tego, czy szlifowanie z chłodzeniem wodno-powietrznym stosowano z przerwami czy w procesie ciągłym, a także czy szlifowano powierzchnię szczytową (celem dostosowania do warunków okluzyjnych) czy powierzchnie boczne (celem ukształtowania stopnia przydziasłowego). Natomiast w przypadku szlifowania wyłącznie z chłodzeniem powietrzem, wykazano statystycznie znamiennej różnicę w zależności czy szlifuje się z przerwami czy w systemie ciągłym. W jednym jak i w drugim przypadku, wzrost temperatury znacznie przekracza dopuszczalne wartości krytyczne. Nie wykazano znacząco statystycznej różnicy między wzrostem temperatury w kości a rodzajem zastosowanych implantów.

W przeprowadzonych badaniach dokonano również oceny jak szybko po zakończeniu szlifowania dochodzi do obniżenia temperatury do temperatury wyjściowej (relaksacja temperatury). W zależności od zastosowanej techniki tj. z zastosowaniem chłodzenia wodno-powietrznego i szlifowaniem z chłodzeniem wyłącznie powietrznym, a także w zależności od typu wszczepu, czas ten różnił się znacząco statystycznie. Stwierdzono, że po zaprzestaniu szlifowania z chłodzeniem wodno-powietrznym temperatura wraca do wartości wyjściowych w ciągu 2-3 minut. Natomiast po szlifowaniu z chłodzeniem wyłącznie powietrzem temperatura wraca do wartości wyjściowych przez 5-6 min, utrzymując się na poziomie powyżej $\Delta T = 10^{\circ}\text{C}$ przez okres dłuższy niż jedna minuta.

Jeśli chodzi o zastosowany typ implantów to statystyczna

różnica w tempie chłodzenia występowała pomiędzy wszczepami IQ a wszczepami z grup IN i INO. Może to mieć związek z właściwościami przewodnictwa stopów zastosowanych w produkcji danego typu implantu.

Wnioski

1. Podczas obróbki dostosowawczej nadkostnych części wszczepów filarowych dochodzi do przenoszenia temperatury z implantu na tkanki okołowszczepowe, a zakres zmian termicznych w tkankach okołowszczepowych jest uzależniony od zastosowanej techniki zabiegowej.
2. Optymalną techniką zabiegową, w trakcie której wzrost temperatury okołowszczepowej tkanki kostnej nie przekracza wartości krytycznych jest stosowanie ciągłego chłodzenia strumieniem wodno-powietrznym kierowanym na miejsce obróbki implantu.
3. Szlifowanie korekcyjne nadkostnych części implantów z chłodzeniem wyłącznie powietrzem należy uznać za bezwzględnie przeciwwskazane, gdyż wyzwalana wówczas temperatura znacznie przekracza wartości krytyczne. Stanowi co stanowi zagrożenie dla tkankowych struktur okołowszczepowych, a w konsekwencji zakłóca przebieg procesów osteointegracyjnych.

8. SUMMARY

Introduction

Reconstruction of the missing teeth, using one- or two-piece dental implants, is a novel concept in the field of prosthetic treatment. The standard design of one piece implants, requires post surgical procedures in order to reduce occlusal surface when the implant height interferes with occlusion and to modify the axial surface of gingival margin contour, utilizing high speed dental cutting instruments.

Due to high thermal conductivity of titanium and its alloys, frictional heat generated during such procedures, is transferred to the bone, causing thermal damage. The results of previous studies suggest that the threshold temperature for heat-induced cortical bone tissue necrosis is 47°C. If the threshold temperature is exceeded, it impairs wound healing in the bone tissue and compromises osseointegration after implant placement.

Purpose of the study

The objective of the study was to evaluate the degree of temperature change in the bone, directly adjacent to the implant site during the abutment part of one-piece implants, during procedures involving different cutting techniques; as well as, to determine how fast the temperature of the bone returns to it's base level after termination of cutting.

Materials and methods

Three different one-piece implants: Osteoplant, Nobel Direct, Q-implant were cut with air-turbine burs after insertion in fresh pig ribs, using constant and intermittent cutting methods. Tests were performed with a variety of cooling techniques including air and air-liquid coolant. Implants were cut on the occlusal and axial surfaces of the abutment part. The temperature changes were evaluated using thermocouple TP-201K-1b-100-2,0 during and after cutting procedures.

Results

It was found that regardless of the cutting technique (cooling technique, constant or intermittent cutting), the temperature of the bone, where the thermocouple was installed, always increased during a cutting procedure. The highest temperature increase was recorder from the thermocouple located closest to the cutting surface.

The critical temperature threshold $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$ (47°C) was substantially exceeded each time when only the air coolant was used, although when the air-water spray coolant was utilized during the cutting procedure, it prevented the temperature to exceed this critical level.

The statistical analysis demonstrated significant influence of the different types of cooling methods on the temperature level of the bone adjacent to the implant during the cutting procedure. There was no statistical difference between intermittent and constant cutting and between cutting with the air water spray coolant applied. Contrarily, when only air coolant was used, there are differences between

cutting methods (constant or intermittent), were greater , nevertheless in both of cases the critical temperature level was exceeded.

Significant differences were observed in the return of the temperature baseline. After implant preparation, temperature returned to the base level in 2-3 minutes when the whole process was conducted while using air-water cooling and in 5-6 minutes while using the air coolant alone.

Conclusions

1. Temperature generated during cutting abutment parts of implants is transferred to the bone, the extent of thermal changes in the bone depend on the applied cutting technique.
2. Constant air-water cooling during cutting procedures is recommended to avoid overheating the implant-bone interface.
3. Dry cutting, using only an air coolant, should be avoided, because it can induce sufficiently high thermal damage in the bone adjacent to the implant, which can cause a failure of the osseointegration process.

9. PIŚMIENNICTWO

1. Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków, 2000.
2. Majewski S.: Szczególne cechy implantoproteycznej odbudowy uzębienia. *Implantoprotetyka*, 2005, 4, 19-36.
3. Jones T.K., Hansen C.A., Singer M.T., Kessler H.P.: Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthetic Dentistry*, 1986, 56, 507-509.
4. Wang R.R., Boyle A.M.: A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosthetic Dentistry*, 1993, 70, 275- 276.
5. De Lavos Valereto I.C., Deboni M.C., Azambuja N., Marques M.M.: Evaluation of the titanium Ti-6Al-7Nb alloy with and without plasma sprayed hydroxyapatite. *J Periodontology*, 2002, 73(8), 900-905.
6. Majewski S.: *Implantologia*. Urban & Partner, Wrocław, 2004, wyd.1.
7. Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Politechnika Śląska, Gliwice, 1992.
8. Masmoudi M., Capek D., Abdehedi R., el Halouani F., Wery M.: Application of surface response analysis to the optimisation of nitric passivation of cp titanium and Ti6Al4V. *Surface & coatings technology*, 2006, 24, 6651-6658.
9. Hanawa T., Ota M.: Characterization of surface film formed on titanium in electrolyte using XPS. *Appl Surf Sci*, 1992, 55, 269–76.
10. Brånemark P.I., Hansson B.O., Adell R., Breine U., Lindström J., Hallén O., et al.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. Supplementum*, 1977, 16, 1–132.
11. Majewski S., Majewski P.: Jednoczęściowe wszczepy tytanowe produkcji polskiej w świetle doświadczeń własnej praktyki leczenia implantoprotetycznego. *Implantoprotetyka*, 2003, Tom IV, 3(12), 17 – 23.
12. Włoch S.: Metodyka postępowania protetycznego przy natychmiastowym obciążeniu implantów jednoczęściowych – „Osteoplant“. *Implantoprotetyka*, 2003, Tom IV, 1(10), 37 – 39.
13. Majewski S., Włoch S.: Leczenie implantoprotetyczne z zastosowaniem jednoczęściowych wszczepów Osteoplant obciążonych w systemie natychmiastowym i wczesnym. *Implantoprotetyka*, 2002, Tom III, 2(7), 15-17.

14. Esposito M., Grusovin M.G., Martinis E., Coulthard P., Worthington H.V.: Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement (Review). 2008, The Cochrane Library, 2, 1-11.
15. Östman P., Hellman M, Albrektsson T., Sennerby L.: Direct loading of Nobel Directs and Nobel Perfects one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clinical Oral Implants Research*, 2007, 18, 409 – 418.
16. Dragoo M.R.: Prototyp eines einteiligen Implantats. *Dental-Praxis XXII*, 2005, 319–325.
17. Hahn J.: One-piece root-form implants: a return to simplicity. *J Oral Implantology*, 2005, 31, 77–84.
18. Parel S.M., Schow S.R.: Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofacial Surgery*, 2005, 63 (Suppl. 2), 2–10.
19. Dijakiewicz M., Szycik V., Bereznowski Z., Majewski P., Awiłło K., Dijakiewicz J.: Natychmiastowa rekonstrukcja protetyczna bezzębnej szczęki i żuchwy z zastosowaniem jednoczęściowych wszczepów Nobel Direct. *Protetyka Stomat.*, 2006, 56(1), 36-41.
20. Sydenham P. H.: *Handbook of Measurement Science*. John Wiley & Sons, 1983.
21. Michalski L., Eckersdorf K., Kucharski J.: *Termometria, przyrządy i metody*. Politechnika Łódzka, Łódź, 1998.
22. Reed R.P.: Absolute Seebeck thermometric characteristics – principles, significance and applications. *Temperature: Its Measurement and Control in Science and Industry*, Vol. 6, Part 1. American Institute of Physics, New York, 1992, s. 503-508.
23. Sochor B.: *Termometry Elektryczne*. Państwowe Wydawnictwa Techniczne, Warszawa 1952.
24. Caldwell F. R.: Thermocouple materials. *Temperature: Its Measurement and Control in Science and Industry*, Vol. 3, Part 2. Reinhold Publ. Co., New York, 1992, s. 81-134.
25. Burns G. W. and Hurst W. S.: Thermocouple thermometry. *Temperature Measurement. Conference Series No 26*. Institute of Physics, London, 1975, s. 144-161.
26. Pudlik W. i wsp.: *Termodynamika laboratorium i miernictwa cieplnego – część 1*. Politechnika Gdańska, Gdańsk, 1993.
27. Brown W. S., Christensen., Lloyd B.A.: Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients and thermal stresses during restorative

- procedures. J American Dental Association, 1978, 96, 451 – 458
28. Wong K., Boyde A., Howell P.G.T.: A model of temperature transients in dental implants. *Biomaterials*, 2001, 22, 2795-2797.
 29. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ.: Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *J Dentistry*, 1996, 24, 263-267.
 30. Eriksson A., Albrektson T., Grane B., McQueen D.: Thermal injury to bone. A vital microscope description of heat effects. *Int J Oral Surgery*, 1982, 11, 115-121.
 31. Eriksson A.R., Albrektson T.: Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital microscope study in rabbit. *J Prosthetic Dentistry*, 1983, 50, 101-107.
 32. Eriksson A.R.: Heat induced bone tissue injury. Dissertation. University of Gothenburg, Göteborg, 1984.
 33. Lavelle C., Wedgewood D.: Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surgery*, 1980, 38, 499-503
 34. Lundskog J.: Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold level for thermal injury. *Scandinavian Journal Plastic Reconstructive Surgery*, 1972, Suppl., 9, 1-80
 35. Matthews L.S., Hirsch C.: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surgery (Am)* 1972, 54, 297-308
 36. Tetsch P. Development of raised temperature after osteotomies. *J Maxillofacial Surgery*, 1974; 2:141-5.
 37. Lentrodt J., Bull H.G.: Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Knochenregeneration nach Bohrvongängen im Knochen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1976, 31,115
 38. Ludewig R.: Temperaturmessungen bei Knochensägen. Dissertation, Gießen, 1971.
 39. Eriksson R.A., Albrektsson T.: The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofacial Surgery*, 1984, 42, 705-711.
 40. Taylor D.F., Perkins P.R., Kumpula J.W.: Characteristics of some air-turbine handpieces. *J American Dental Association*, 1962, 64, 794.
 41. Miyawaki H., Taira M., Wakasa K., Yamaki M.: Dental high-speed cutting of four cast alloys. *J Oral Rehabilitation*, 1993, 20, 653-661.

42. Horch H.H.: Laser-Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten in der oralen Weichteilchirurgie. Eine tierexperimentelle Studie. Professorial Dissertation, Düsseldorf, 1978.
43. Stoll P., Niederdellmann H., Hültenschmidt D.: Moderne chirurgische Sägeverfahren im tierexperimentellen Vergleich. Fortschr Kiefer Gesichtschir, 1983, 28, 28-31.
44. Horch H.H., Keiditsch E.: Morphologische Befunde über die Gewebsschädigung und Knochenregeneration nach Laser-Osteotomie. Dtsch Zahnärztl Z, 1980, 35, 22-24.
45. Hültenschmidt D.: Das Temperaturverhalten bei der Bearbeitung von Knochen. Ein Vergleich verschiedener Sägeverfahren. Dissertation, Freiburg, 1986.
46. Abouzgia M.B., James D.F.: Temperature rise during drilling through bone. Int J Oral Maxillofacial Implants, 1997, 12, 342–353.
47. Bachus, K.N., Rondina, M.T., Hutchinson, D.T.: The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. Medical Engineering & Physics, 2000, 22, 685–691.
48. Hillery, M.T., Shuaib, I.: Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. J Materials Processing Technology, 1999, 92–93, 302–308.
49. Krause, W.R., Bradbury, D.W., Kelly, J.E., Lunceford, E.M.: Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. J Biomechanics, 1982, 15, 267–275.
50. Malvisi, A., Vendruscolo, P., Morici, F., Martelli, S., Marcacci, M.: Milling versus sawing: comparison of temperature elevation and clinical performance during bone cutting. Lecture Notes in Computer Science, 2000, 1935, 1238–1244.
51. Eriksson R.A., Adell R.: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. J Oral Maxillofacial Surgery, 1986, 44, 4-7.
52. Swift J.Q., Jenny J.E., Hargreaves K.M.: Heat generation in hydroxyapatite-coated implants as a result of CO2 laser application. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology, 1995, 79(4), 410-415.
53. Cordioli G., Majzoub Z.: Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. Int J Oral Maxillofacial Implants, 1997, 12 (2), 186-193
54. Chacon G.E., Bower D.L., Larsen P.E., McGlumphy E.A., Beck F.M.: Heat production by 3 implant drill system after repeated drilling and sterilization. J Oral Maxillofacial Surgery, 2000, 64(2), 265-269.
55. Carson J., Rider T., Nash D.: A thermographic study of heat distribution during ultra-speed cavity preparation. J Dental Research, 1979, 58(7), 1681-1684.
56. Shin H.C., Yoon Y.S.: Bone temperature estimation during orthopaedic round bur

- milling operations. *J Biomechanics*, 2006, 39, 33-39.
57. Denis, K., Ham, G., Sloten, J., Audekercke, R., Perre, G., Schutter, D.: Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. 2001, International congress series 1230, 300–306.
 58. Larsen S.T., Ryd L.: Temperature elevation during knee arthroplasty. *Acta Othopedica Scandinavian*, 1980, 60(4), 439-442.
 59. d'Hoedt B., Ney T., Möhlmann H.: Temperaturmessungen mit Infrarottechnik bei enossalen Fräsungen für Dentalimplantate. *Z Zahnärztl Implantol*, 1987, 3,123
 60. Sutter F., Schroeder A., Straumaa F.: Technische und Konstruktive Aspekte der ITI-Hohlzylinderimplantate. *ZWR*, 1981, 90(9), 50.
 61. Sutter F., Krekeler G., Schwammberger A.E., Sutter F.J.: Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence International*, 1992, 23(12), 811-816
 62. Krause W.R., Bradbury D.W., Kelly J.E., Lunceford E.M.: Temperature elevations in orthopedic cutting operations. *J Biomechanics*, 1982, 15(4), 267-275
 63. Bragger U., Wermuth W., Torok E.: Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI Dental Implant System: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 1995, 6(4), 254-9.
 64. Nissan J., Gross M., Ormianer Z., Barnea E., Assif D.: Heat transfer of impression plasters to an implant-bone interface. *Implant Dentistry*, 2006, 15(1), 83-8
 65. Watanabe I., Ohkubo C., Ford J.P., Atsuta M., Okabe T.: Cutting efficiency of air-turbine burs on cast titanium and dental casting alloys. *Dental Materials*, 2000, 16, 420-425.
 66. Moritz A., Henriques F.: Studies on thermal injury. II. The relative importance of time an surface temperature in the causation of cutaneous burns. *American J Pathology*, 1947, 23, 695-720.
 67. Saunders E., Saunders W.: The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endodontic J*, 1989, 22, 169-173.