

Ocena porównawcza stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych

Comparative assessment of primary dental implant stability

¹ Zakład Chirurgii Stomatologicznej Instytutu Stomatologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

² Studenckie Koło Naukowe przy Zakładzie Chirurgii Stomatologicznej Instytutu Stomatologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Streszczenie

Wstęp. Pomiar stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych jest podstawową czynnością w kompleksowym leczeniu implantologicznym. Określenie wysokiej stabilizacji pozwala na podjęcie procedur związanych z natychmiastowym obciążeniem implantu. W innym przypadku, wyznaczenie niskiej stabilności wskazuje na ryzyko utraty wszczepu. Spośród istniejących metod pomiarowych, do najczęściej stosowanych zalicza się badanie oporu podczas wprowadzania wszczepu, badanie momentu wykręcającego implant (tzw. *reverse torque test*) oraz pomiary dokonywane za pomocą urządzeń Periotest i Osstell. Wartości dla urządzenia Periotest (Periotest Values – PTV) zawierają się w skali od -8 do 50, przy czym niższa wartość świadczy o lepszej stabilizacji implantu. Wartości dla urządzenia Osstell zawierają się pomiędzy 0 a 100 ISQ (Implant Stability Quotient).

Cel pracy. Pomiar i ocena stopnia stabilizacji pierwotnej w zależności od rodzaju gwintu, kształtu i długości implantu.

Materiał i metody. W badaniu wykorzystanych zostało dziesięć typów implantów: NobelActive, NobelReplace, OsseSpeed (Astra Tech), Straumann Standard Plus, Straumann Bone Level, Osstem GS2, Osstem GS3, NanoTite Certain (Biomet 3i), Neoss i Touareg (Adin). Dziesięć implantów z każdego rodzaju zostało wszczepionych w nabyte świńskie kości strzałkowe zgodnie z indywidualną procedurą dla każdego systemu implantologicznego. Stabilizacja pierwotna każdego wszczepu została zmierzona za pomocą urządzeń Periotest i Osstell.

Wyniki. W grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu uśrednione wartości dla urządzenia Periotest wynosiły od -1,8 do 11,5 PTV, a dla urządzenia Osstell wynosiły od 40,22 do 64,7 ISQ. W grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu uśrednione wartości wynosiły od -2,5 do 0,5 PTV oraz od 69,7 do 72,6 ISQ. Różnicowane wyniki pomiarowe świadczą o tym, że rodzaj gwintu, kształt i długość implantu wpływają na jego stabilizację pierwotną.

Słowa kluczowe: implantacja wszczepu śródkostnego, implanty stomatologiczne, implanty stomatologiczne pojedynczego zęba.

Abstract

Introduction. Measurement of primary implant stability is a basic procedure during the comprehensive implant treatment. Determination of high stability allows for immediate loading the implant. Otherwise, low stability indicates the risk of implant loss. Among several measure methods especially noteworthy are the insertion torque test, reverse torque test and measurement by using Periotest and Ostell devices. Periotest Values (PTV) range between -8 and 50. The lower the value, the higher is the stability. The values for Ostell instrument are in the range from 0 to 100 ISQ (Implant Stability Quotient) and the best stability is achieved between 60–80 ISQ.

Aim of the study. To investigate the degree of primary implant stability and to assess its value and variability, depending on type of thread, shape and length of the implant.

Material and methods. In the study ten different implant systems were used: NobelActive, NobelReplace, OsseSpeed (Astra Tech), Straumann Standard Plus, Straumann Bone Level, Osstem GS2, Osstem GS3, NanoTite Certain (Biomet 3i), Neoss and Touareg (Adin). Almost 10 implants from each system were inserted into purchased pig fibula bones, in accordance with individual procedure for each system. Stability of each implant was examined by two devices: Periotest and Ostell.

Results. In the group of implants with classic thread type mean Periotest Values ranged from -1.8 to 11.5 PTV. Mean values for Ostell instrument were between 40.22 and 64.7 ISQ. In the group of implants with active thread type values ranged from -2.5 to 0.5 PTV and between 69.7 and 72.6 ISQ. Variable results indicate that thread geometry influences on primary implant stability.

Key words: dental implantation, dental implants, single-tooth implants.

Wstęp

Rosnące oczekiwania pacjentów odnośnie do natychmiastowego obciążenia implantów skłaniają do poszukiwania optymalnych metod pomiaru

pierwotnej stabilizacji, jej wiarygodnej oceny oraz możliwości zwiększenia jej wartości.

Celem ewaluacji stabilizacji pierwotnej jest ocena ryzyka utraty wszczepu, ocena możliwości

natychmiastowego obciążenia implantu oraz kontrola procesu osteointegracji (w późniejszym etapie leczenia).

Uważa się, że stabilność implantu jest jednym z podstawowych warunków wstępnych do osiągnięcia prawidłowej osteointegracji. Stabilizacja pierwotna osiąga najwyższy poziom tuż po implantacji z powodu mechanicznej kompresji kości i obniża się wraz z czasem na rzecz stabilizacji wtórnej [1]. Stopniowe zwiększanie się stabilności związane jest z przebudową i tworzeniem się nowej tkanki kostnej [1]. Implanty osiągające lepszą stabilizację pierwotną w krótszym czasie uzyskują lepszą integrację biologiczną z tkanką kostną – stabilizację wtórną [2].

Czynnikami determinującymi wartość stabilizacji pierwotnej są: gęstość kości, chirurgiczne techniki implantacji oraz makro- i mikroskopowa budowa implantu. Gęstość kości w miejscu implantacji determinuje ilość przestrzennego kontaktu implantu z kością, który wpływa na wartość stabilizacji [3, 4, 5]. Wśród chirurgicznych technik wprowadzania wszczepu mogących poprawić jego stabilizację wymienia się: uzyskanie biokortycznego zakotwiczenia, implantacja w okolicy guzowatości szczęki, technika osteotomii, używanie cieńszych wiertel niż konwencjonalne. Na wartość stabilizacji pierwotnej ma wpływ konstrukcja implantu, jego długość, średnica oraz ukształtowanie powierzchni, której chropowatość pozytywnie wpływa na proces gojenia i stabilizację pierwotną [3, 6, 7].

Istotne znaczenie ma ocena stabilności wszczepu podczas zabiegu chirurgicznego. Stwierdzenie jej braku upoważnia do przerwania zabiegu w zaplanowanym miejscu [2]. Pozostawienie implantu o znikomej stabilności wiąże się z ryzykiem jego utraty. Uważa się, że wysoki stopień stabilizacji pierwotnej oraz ograniczenie mikro-ruchów są kluczowe dla prawidłowej osteointegracji [3]. W ten sposób zapobiega się powstawaniu warstwy tkanki łącznej pomiędzy implantem a kością, co zapewnia jej prawidłowe gojenie się. Ma to szczególne znaczenie, gdy kość w miejscu styku z powierzchnią implantu poddawana jest stymulacji pod wpływem natychmiastowej bądź wczesnej odbudowy [3, 8]. Nawet niewielka ruchomość implantu może przyczyniać się do destrukcji nowych komórek oraz formujących się naczyń krwionośnych. Zakres tolerowanych ruchów waha się w granicach od 50 do 100 μm [3]. Powyżej granicznych wartości mikroruchomość wywołuje resorpcję kości oraz zwłóknienie w okolicy implantu [3]. Z badań wynika, że boczne siły mogą spowodować powstanie ruchomości o wartości nawet do 100–250 μm w zależności od przyłożonej siły w kości typu IV [3].

Osiągnięcie odpowiednio wysokiego zakotwiczenia implantu w kości daje możliwości natychmiastowego obciążenia lub natychmiastowej od-

budowy wszczepu. Tego typu uzupełnienie ma istotne psychologiczne znaczenie dla pacjenta. Wpływa również na modelowanie tkanek miękkich w okolicy przyszyjkowej, co w znacznej mierze decyduje o ostatecznym efekcie estetycznym [9]. Odpowiednio odciążona korona czasowa wpływa na zachowanie girlandy dziąsłowej i uzyskanie pożądanego kształtu dziąsła, który utrwalany jest następnie przez długoczasowe uzupełnienie protetyczne [9]. Jak wynika z badań, wczesna utrata implantów może być związana z nadmiernym wczesnym obciążaniem, dlatego też ocena stabilizacji pierwotnej wszczepów stomatologicznych powinna być w tych przypadkach postępowaniem elementarnym [10].

Istnieje wiele metod pomiaru stabilizacji pierwotnej. Jedną z nich jest określenie momentu siły potrzebnego do wkręcenia implantu. Uważa się, że wartość 35 Ncm stanowi wartość graniczną, powyżej której można wedle wskazań rozpatrywać możliwość zaopatrzenia implantu natychmiastową odbudową [2]. Inną metodą pomiaru jest określenie momentu wykręcającego implant (*reverse torque*). Jego wartość nie powinna być w tych przypadkach mniejsza niż 20 Ncm [2].

Powszechnie wykorzystywanym urządzeniem służącym do oceny stabilizacji pierwotnej jest Osstell, którego działanie opiera się na analizie częstotliwości tłumienia drgań, w które wprowadzany jest wszczep za pomocą umocowywanego na nim magnetycznego czujnika. Metoda ta jest uznana za nieinwazyjną, niezawodną, łatwo przyswajalną, obiektywną oraz pozwalającą uzyskać wielokrotne pomiary [3, 4, 11, 12, 13, 14, 15]. Wyniki pomiarów przedstawiane są w formie graficznej oraz liczbowej, z możliwością archiwizacji danych. Uzyskiwane wartości mieszczą się w przedziale od 0 do 100 ISQ. Wyniki pomiędzy 60 a 80 ISQ wskazują na odpowiednio wysoki poziom stabilizacji pierwotnej, umożliwiając wykonanie natychmiastowego czasowego uzupełnienia protetycznego [9].

Kolejnym przyrządem mogącym służyć do oceny stabilności wszczepów jest przyrząd o nazwie Periotest. Jego działanie polega na analizie czasu kontaktu sondy pomiarowej z powierzchnią implantu. Jeśli implant jest stabilnie umocowany w otaczającej kości, czas kontaktu jest krótki, a stabilizacja wysoka [16]. Wyniki podawane są w jednostkach PTV (Periotest Values) od -8 do +50. Przy wartościach poniżej -2 PTV można rozważyć zaopatrzenie wszczepu natychmiastowym uzupełnieniem protetycznym [9]. Zaletą urządzenia jest prostota użycia, audiowizualna prezentacja wyników, trwałość końcówki pomiarowej. Do wad należy zaliczyć dużą wrażliwość na sposób wykonywania pomiaru oraz wiążąca się z tym subiektywność pomiaru [9].

Celem niniejszej pracy jest ocena wpływu rodzaju i kształtu gwintu (*thread design*) na wartość stabilizacji pierwotnej implantów stomatologicznych.

Materiały i metody

W badaniu wykorzystanych zostało 10 rodzajów wszczepów stomatologicznych z siedmiu różnych systemów implantologicznych: Nobel Biocare (NobelActive i NobelReplace), Astra Tech (OsseoSpeed), Straumann (StandardPlus i BoneLevel), Osstem (GS II i GS III), Biomet 3i (NanoTite Certain), Neoss i Adin (Touareg) (Tabela I).

Implanty zakwalifikowano do dwóch grup: o nieagresywnym kształcie gwintu (NobelReplace, Osseospeed, Straumann StandardPlus, Straumann BoneLevel, Osstem GS II, NanoTite Certa-

in 3i, Neoss) oraz o agresywnym kształcie gwintu (NobelActive, Osstem GS III, Touareg Adin).

W badaniu wykorzystano po 10 sztuk implantów z każdego rodzaju. Implanty o różnym rodzaju gwintu w liczbie 100 zostały wszczepione w świeże, wypreparowane kości strzałkowe pochodzenia zwierzęcego (Rycina 1), zgodnie z indywidualną procedurą dla każdego systemu implantologicznego (Rycina 2). Implanty wszczepione zostały w liczbie czterech w jednej kości. Odległość pomiędzy poszczególnymi implantami wynosiła 3 mm. Implantacja odbywała się w bliższej części

Tabela I. Przegląd wykorzystanych w badaniu implantów stomatologicznych (na podst. danych z www.osseosource.com)
Table I. The dental implants used in the study (based on data from www.osseosource.com)

Nr	Nazwa implantu	Producent	Średnica [mm]	Kształt implantu	Gwintowanie	Rodzaj gwintu	Kształt gwintu	Kształt wierzchołka	Rowkowanie wierzchołka
1.	NobelActive	Nobel Biocare	4,3	stożkowy	✓	agresywny	kształt litery V	płaski	✓
2.	NobelReplace	Nobel Biocare	4,3	stożkowy	✓	klasyczny	buttress	uwypuklony	
3.	OsseoSpeed	Astra Tech Implant System	4,0	cyldryczny	✓	klasyczny	kształt litery V	płaski	✓
4.	GS II	Osstem Implant System	4,0	cyldryczny	✓	klasyczny	kształt litery V	płaski	✓
5.	GS III	Osstem Implant System	4,0	stożkowy	✓	agresywny	kształt litery V	płaski	✓
6.	NanoTite Certain	Biomet 3i	4,0	cyldryczny	✓	klasyczny	kształt litery V	płaski	✓
7.	Bone Level	Straumann	4,1	cyldryczny	✓	klasyczny	kształt litery V	uwypuklony	
8.	Standard Plus	Straumann	4,1	cyldryczny	✓	klasyczny	reverse buttress	uwypuklony	
9.	Neoss	Nesoss Implant System	4,0	cyldryczny	✓	klasyczny	kształt litery V	płaski	✓
10.	Touareg	Adin Dental Implants System	4,2	stożkowy	✓	agresywny	kształt litery V	płaski	✓

NobelActive



NobelBiocare



OsseoSpeed



Osstem GS II



Osstem GS III



NanoTiteCertain



Straumann BoneLevel



Straumann StandardPlus



Neoss



Touareg





Rycina 1. Materiał badawczy – świńskie kości strzałkowe.
Figure 1. Research material – pig fibula bones.



Rycina 2. Pograżenie implantu w łożo kostne.
Figure 2. Implant insertion into the bone bed.

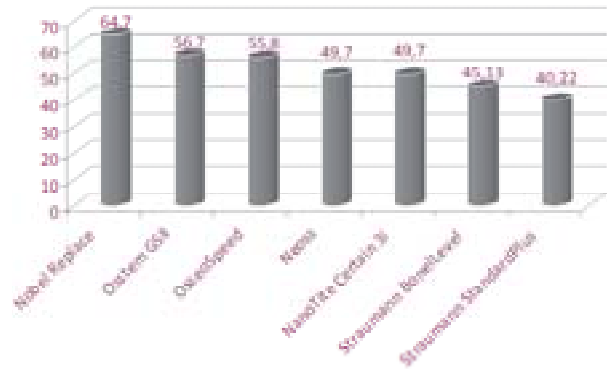
trzonu kości. Stabilizacja pierwotna każdego wszczepu została zmierzona za pomocą urządzeń Periotest i Osstell.

Wyniki

Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej uzyskano uśrednione wartości pomiarów stabilizacji pierwotnej dla poszczególnych rodzajów grup implantów.

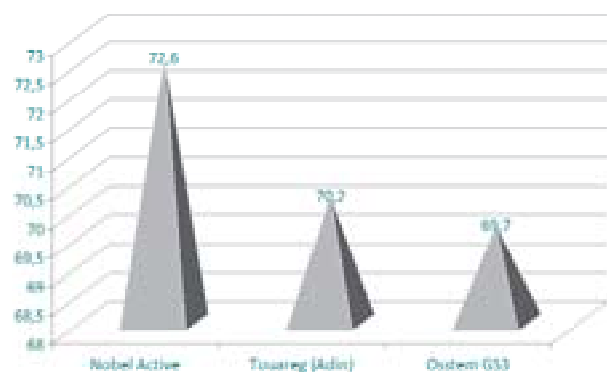
Wyniki uzyskane za pomocą urządzenia Osstell w pierwszej grupie implantów (o klasycznym kształcie gwintu) plasowały się pomiędzy 64,7, a 40,22 ISQ. Najlepsza stabilizacja pierwotna została uzyskana przez implanty NobelReplace (64,7 ISQ). Pozostałe wyniki przedstawiały się następująco: Osstem GS II (56,7 ISQ), OsseoSpeed (55,8 ISQ), NanoTite Certain 3i oraz Neoss (49,70 ISQ), Straumann BoneLevel (45,13 ISQ), Straumann StandardPlus (40,22 ISQ) (Wykres 1).

W grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu najwyższy wynik pomiaru za pomocą urządzenia Osstell osiągnęły implanty NobelActive (72,6 ISQ), następnie Touareg firmy Adin (70,2) i Osstem GS III (69,7) (Wykres 2).



Wykres 1. Uśrednione wartości dla urządzenia Osstell w grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu.

Chart 1. Averaged data for the Osstell device in the group of implants with a classical thread shape.



Wykres 2. Uśrednione wartości dla urządzenia Osstell w grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu.

Figure 2. Averaged data for the Osstell device in the group of implants with an aggressive thread shape.

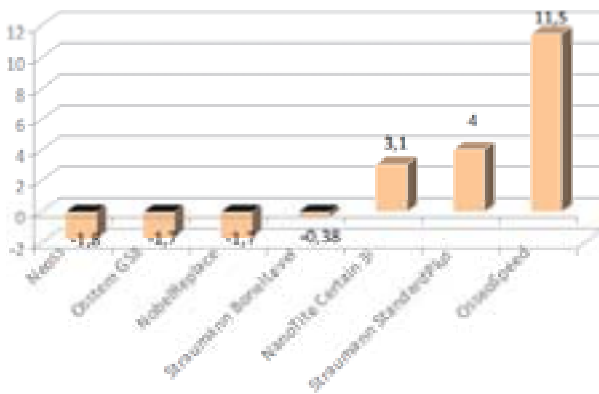
Wartości dla urządzenia Periotest w grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu mieszczą się w zakresie od -1,8 do 11,5 PTV i przedstawiają się następująco: implanty firmy Neoss (-1,8 PTV), NobelReplace (-1,7 PTV), Osstem GS II (-1,7 PTV), Straumann BoneLevel (-0,38 PTV), NanoTite Certain 3i (3,1 PTV), Straumann Standard Plus (4,0 PTV), OsseoSpeed (11,5 PTV) (Wykres 3).

W wyniku pomiarów urządzeniem Periotest w grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu implanty Nobel Active uzyskały uśrednioną wartość (-2,5 PTV), implanty Touareg firmy Adin (-1,6), a Osstem GS III (-0,5 PTV) (Wykres 4).

Większość implantów charakteryzowała się gwintem w kształcie litery V (Tabela 1) i wyniki oceny ich stabilności są zróżnicowane (Wykresy 1–4). Implanty posiadające gwint typu *reverse buttress* uzyskały uśrednione wartości pomiarowe: 4 PTV; 40,22 ISQ, natomiast implanty posiadające gwinty typu *buttress* -1,7 PTV; 64,7 ISQ, uzyskując tym samym najlepszą stabilizację pierwotną (Tabela II).

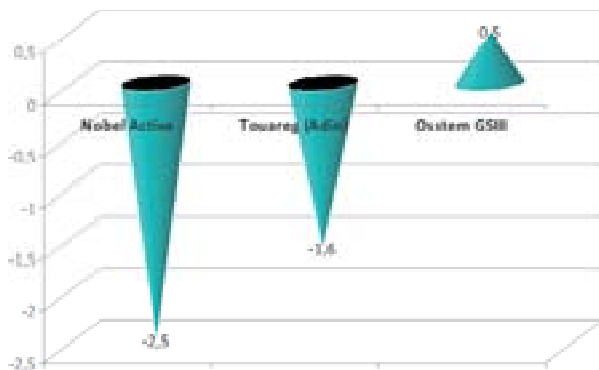
Omówienie

Jednym z fundamentalnych celów współczesnej implantologii jest ograniczenie niepowodzeń w postępowaniu implantoprotetycznym i osiągnięcie



Wykres 3. Uśrednione wartości dla urządzenia Periostest w grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu.

Figure 3. Averaged data for Periostest device in the group of implants with a classical thread shape.



Wykres 4. Uśrednione wartości dla urządzenia Periostest w grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu.

Figure 4. Averaged data for Periostest device in the group of implants with an aggressive thread shape.

Tabela II. Wyniki pomiarów stabilizacji pierwotnej implantów o kształcie gwintu typu buttress i reverse buttress

Table II. Primary dental stability of implants with buttress and reverse buttress threads

Kształt gwintu	Nazwa Implantu	Periostest (PTV)	Ostell (ISQ)
buttress	Nobel Replace	-1,7	64,7
reverse buttress	Straumann StandardPlus	4	40,22

sukcesywnego leczenia, które dziś oceniane jest z perspektywy estetycznej i mechanicznej. Obie zależą od stopnia kontaktu implantu z kością [17]. Kontakt ten zależy od rodzaju kości, techniki chirurgicznej, rodzaju gwintu oraz biokompatybilności materiału i warunków obciążenia [3, 10, 17, 18].

Próbując wyjaśniać przyczyny niepowodzenia implantacji, należy wziąć pod uwagę mikroruchoomość wszczepu, uraz chirurgiczny, infekcję bakteryjną, nadmierne obciążenie oraz upośledzone gojenie spowodowane chorobami układowymi [17]. Utrata wszczepu może być związana z niedostateczną stabilizacją pierwotną. Jej wartość maleje

stopniowo wraz z przebudową tkanki kostnej wokół implantu na rzecz stabilizacji wtórnej. Najbardziej niebezpieczny jest moment, gdy spada stabilizacja pierwotna, a wtórna nie jest w stanie zapewnić optymalnego utrzymania implantu. Ma to zwykle miejsce w 3–4 tygodniu po implantacji [9]. Jak wskazują wyniki badań przeprowadzonych przez Stacchi, Vercelotti i wsp., ultradźwiękowe przygotowanie łoża implantu wydaje się mieć wpływ na zmiany w postępującym procesie osteointegracji, skutkując w ograniczeniu spadku wartości ISQ oraz we wcześniejszym przejściu od zmniejszania do zwiększania wzorca stabilności, w porównaniu do tradycyjnych technik preparacji [1].

Uważa się, że cechy budowy implantu są jednymi z najbardziej podstawowych elementów, które wpływają na pierwotną stabilizację wszczepu oraz zdolność do utrzymania obciążenia implantu w trakcie lub po procesie osteointegracji [17, 19].

Z badań wynika, iż rodzaj gwintu, jego głębokość, grubość, kształt, skok oraz kąt helisy wpływają na rozkład obciążeń biomechanicznych, działających na implant [18, 20]. Gwint powinien być zaprojektowany tak, aby maksymalizować dostawę optymalnie korzystnych naprężeń, jednocześnie minimalizując niekorzystny nacisk pomiędzy implantem a otaczającą kością. Zadaniem gwintu jest zwiększenie powierzchni kontaktu implantu z kością i poprawa stabilizacji [21]. Ze względu na kształt wyróżnia się gwinty kwadratowe, w kształcie litery V, typu *buttress* i *reverse buttress* [17].

Niewiele badań opisuje wpływ skoku gwintu na otaczającą kość [21]. Zwiększenie skoku gwintu prowadzi do zmniejszenia liczby gwintów, a tym samym do zmniejszenia powierzchni kontaktowej. Natomiast zmniejszenie skoku gwintu zwiększa całkowitą powierzchnię kontaktu z kością, warunkuje pozytywny rozkład naprężeń oraz umożliwia ograniczenie ilości utraty masy kostnej [21]. Uważa się, że skok gwintu o wartości 0,9 mm i mniejszej rekomendowany jest dla implantów stomatologicznych [21, 22, 23]. W badaniu przeprowadzonym na modelu psa (Orsini i wsp.) uzyskano wyższą wartość stabilizacji pierwotnej implantów o niskim skoku (0,5 mm) w porównaniu do implantów o wysokim skoku gwintu (1,5 mm) [21, 24].

Dzięki obecności minigwintu w górnej części implantu następuje zwiększenie kontaktu implantu z kością i tym samym poprawa stabilizacji pierwotnej. Minigwint spełnia również rolę po procesie osteointegracji, uczestnicząc w dystrybucji sił zgryzowych i działając stymulująco na kość przyczynia się do zachowania otaczających tkanek [2].

Celem ciągłych modyfikacji kształtu gwintów jest osiągnięcie maksymalnego pierwotnego kontaktu z kością, poprawa stabilizacji pierwotnej oraz zwiększenie powierzchni implantu. Zmiany kształtu implantu i modyfikacje jego powierzchni przeprowadzane są również w celu zwiększenia sukcesu w ubogiej jakościowo kości, poprzez uży-

skanie lepszego umocowania oraz zwiększenie powierzchni obciążenia, tym samym zmniejszenie naprężenia w bardziej miękkich typach kości [25]. Z przeprowadzonego badania wynika, iż w grupie implantów charakteryzujących się gwintem o kształcie litery V wyniki pomiaru stabilizacji pierwotnej są znacznie zróżnicowane (Wykresy 1–4). Natomiast grupa implantów z gwintem typu *buttress* (NobelReplace) osiągnęła statystycznie wyższe wyniki (lepszą stabilizację pierwotną), niż grupa implantów z gwintem typu *reverse buttress* (Straumann StandardPlus) (Tabela 2).

Zróżnicowane wyniki przeprowadzonego badania potwierdzają, iż rodzaj gwintu ma wpływ na stabilizację pierwotną, a co się z tym wiąże – również na przebieg procesu osteointegracji. Przeprowadzona analiza statystyczna (przy użyciu Duncan's Multiple Range Test) pozwoliła na wyciągnięcie wniosku, iż implanty o agresywnym kształcie gwintu zasadniczo uzyskują lepszą stabilizację pierwotną w porównaniu do implantów o klasycznym kształcie gwintu.

Jeżeli założymy, że wartość równa 60 ISQ jest minimalną wartością graniczną umożliwiającą fizjologiczne obciążenie wszczepu, to spośród siedemdziesięciu implantów o klasycznym kształcie gwintu jedynie piętnaście (21,4%) mogłoby zostać zaopatrzone w natychmiastowe uzupełnienia protezyczne. Uśredniona wartość względem urządzenia Ostell w tej grupie wynosi $52,46 \pm 12,24$ ISQ.

Natomiast w grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu aż dwadzieścia siedem na trzydzieści implantów (90%) mogłoby zostać zaopatrzone czasową koroną. Uśredniona wartość w tej grupie wynosi $71,15 \pm 1,45$ ISQ. Należy nadmienić, iż przeprowadzona analiza (względem urządzenia Ostell) wykazała, że wyniki uzyskane przez implanty NobelActive, Adin i Osstem GS III nie różnią się w sensie statystycznym, co oznacza, że ich stabilizacja pierwotna jest porównywalna.

Zakładając, że wartości poniżej -2 PTV informują o zadowalającej stabilizacji wszczepu i możliwości natychmiastowej odbudowy, to w grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu zaopatrzone w czasową koronę mogłoby zostać dwadzieścia dwa na siedemdziesiąt implantów (31,4%). Natomiast w grupie implantów o agresywnym typie gwintu siedemnaście na trzydzieści wszczepów (56,7%).

W grupie implantów o klasycznym kształcie gwintu wyniki uzyskane przy pomocy urządzenia Periotest w dużej mierze różnią się od pomiarów wykonanych za pomocą przyrządu Osstell. Natomiast w grupie implantów o agresywnym kształcie gwintu wartości PTV uzyskują odzwierciedlenie w jednostkach ISQ (tzn. kolejność uzyskiwania najwyższych wartości przez określony rodzaj implantów nie zmienia się). Przeprowadzono wiele badań mających na celu porównanie wiarygodności urządzeń Periotest i Osstell oraz ustalenie

korelacji pomiędzy nimi. Al. Jettaly (2011) we wnioskach swojej pracy podaje, iż Osstell okazuje się być bardziej miarodajny niż Periotest, a jego wiarygodność wzrasta wraz ze wzrostem stabilizacji. Natomiast wiarygodność Periotestu wzrasta, gdy wartość stabilizacji maleje [26].

Wnioski

Stabilizacja pierwotna ma charakter czysto mechaniczny i zależy od wklonowania się wszczepu w tkankę kostną. Dokonywanie jej oceny jest niezwykle istotne przy podejmowaniu decyzji o natychmiastowym obciążeniu wszczepu, co ma duże znaczenie psychologiczne dla pacjenta i wpływa na kształtowanie się dziąsła w okolicy przyśzykowej. Stabilizacja pierwotna jest kluczem do prawidłowego procesu osteointegracji i sukcesu całościowego leczenia implantoprotetycznego. Na podstawie dokonanych pomiarów stabilizacji dziesięciu rodzajów implantów w całkowitej liczbie stu stwierdza się, iż zależy ona w dużym stopniu od kształtu i rodzaju gwintu.

PIŚMIENNICTWO

- [1] Stacchi C., Vercellotti T., Torelli L. *et al.*: Changes in Implant Stability Using Different Site Preparation Techniques: Twist Drills versus Piezosurgery. A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2011 Apr. 19, 1–10
- [2] Pospiech J.: Stabilizacja pierwotna wszczepu podstawą sukcesu w implantologii, *Implants* 4/2008, 28–34
- [3] Bilhan H., Geckilo O., Mumcu E. *et al.*: Influence of surgical technique, implant shape and diameter. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010/37, 900–907
- [4] Ostman P.O., Hellman M., Wendelhag I., Sennerby L.: Resonancefrequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int. J. Prosthodont.* 2006/19, 77–83.
- [5] Marquezan M., Osório A., Sant'Anna E. *et al.*: Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin. Oral. Implants. Res.* 2011 Jun 2, 1–8
- [6] Albrektsson T., Wennerberg A.: Oral implant surfaces: Part 1 – review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int. J. Prosthodont.* 2004/17, 536–543.
- [7] Albrektsson T., Wennerberg A.: Oral implant surfaces: Part 2 – review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int. J. Prosthodont.* 2004/17, 544–564.
- [8] Becker W., Sennerby L., Bedrossian E. *et al.*: Implant stability measurements for implants placed at the time of extraction: a cohort, prospective clinical trial. *J. Periodontol.* 2005/76, 391–397.
- [9] Gładkowski J., Łomżyński Ł., Okoński P. *et al.*: Metody oceny stabilności stomatologicznych wszczepów śród-kostnych. *Implantoprotetyka*, 2008, IX nr 2 (31), s. 16–19.
- [10] Scarano A., Degidi M., Iezzi G. *et al.*: Correlation between implant stability quotient and bone-implant contact: a retrospective histological and histomorphometrical study of seven titanium implants retrieved from humans. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res* 2006/8, 218–22.
- [11] Ohta K., Takechi M., Minami M. *et al.*: Influence of factors related to implant stability detected by wireless resonance frequency analysis device. *J. Oral. Rehabil.* 2010 Feb; 37(2), 131–7
- [12] Rasmusson L., Kahnberg K.E., Tan A.: Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2001/3, 2–8.

- [13] Meredith N., Cawley P., Alleyne D.: Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin. Oral Implants. Res.* 1996, 7(3), 261–7.
- [14] Meredith N., Rasmusson L., Sennerby L. *et al.*: Mapping implant stability by resonance frequency analysis. *Med. Sci. Res.* 1996/24, 191–193.
- [15] Meredith N., Book K., Friberg B. *et al.*: Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. *Clin. Oral Implants. Res.* 1997/8, 226–233.
- [16] Seong W.J., Holte J.E., Holtan J.R. *et al.*: Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver bone. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 99 (6), 425–434
- [17] Abuhusseini H., Pagni G., Rebaudi A. *et al.*: The effect of thread pattern upon implant osseointegration *Clin. Oral Impl. Res.* 21, 2010, 129–136.
- [18] Park J.H., Lim Y.J., Kim M.J. *et al.*: The effect of various thread designs on the initial stability of taper implants. *J. Adv. Prosthodont.* 2009/1, 19–25
- [19] Schicho K., Kastner J., Klingsberger R. *et al.*: Surface area analysis of dental implants using micro-computed tomography. *Clin. Oral Implants. Res.* 2007 Aug;18(4), 459–64
- [20] Ivanoff C.J., Grondahl K., Sennerby L. *et al.*: Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants* 1999/14, 173–80.
- [21] Vandeweghe S., Cosyn J., Thevissen E. *et al.*: The Influence of Implant Design on Bone Remodeling around Surface-Modified Southern Implants® *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Oct 26.
- [22] Chun H.J., Cheong S.Y., Han J.H. *et al.*: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral. Rehabil.* 2002/29, 565–574.
- [23] Kong L., Liu B.L., Hu K.J. *et al.*: Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2006/24, 509–512, 515.
- [24] Orsini E., Salgarello S., Bubalo M. *et al.*: Histomorphometric evaluation of implant design as a key factor in peri-implant bone response: a preliminary study in a dog model. *Minerva Stomatol.* 2009/58, 263–275.
- [25] Steigenga J.T., Al-Shammari K.F., Nociti F.H. *et al.*: Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant. Dent.* 2003/12, 306–17.
- [26] Al-Jetaily S., AlFarraj Al-dosari A.: Assessment of Osstell and Periotest systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *The Saudi Dental Journal*, 2011/23, 17–21.

Adres do korespondencji:
Zakład Chirurgii Stomatologicznej WUM
ul. Nowogrodzka 59, 02–006 Warszawa
tel.: (22) 502 12 42
e-mail: szymon_frank@tlen.pl