Synkrystalizacja – technika łączenia wszczepów dentystycznych

Aspekty fizyczne i kliniczne w obserwacji 17-letniej

Tomasz A. Grotowski

Syncrystallization – technique for joining dental implants. Physical and clinical observations in 17-year old

Praca recenzowana

Streszczenie

Wyjaśniając złożone aspekty fizyczne, towarzyszące łączeniu wszczepów tytanowych w procesie elektrozgrzewania, autor przedstawia wynikające z tego korzyści w implantologii zaawansowanej. W pracy oprócz przypadków klinicznych, w których użyto zgrzewarki punktowo-oporowej – urządzenia dotychczas w Polsce nieznanego, przedstawiono również badania własne z nim związane. Szczegółowo opisano zgrzewarkę punktowo-oporową, która stwarza wiele możliwości praktycznego, różnorodnego zastosowania w sposób prosty, szybki, bezpieczny i bezurazowy dla pacjenta.

Summary

Explaining the complex physical aspects associated with the joining of titanium implants in the process of electroheating, the author presents the ensuing advantages for advanced implantology. The study describes, asides from clinical cases in which the spot-resistance welder was used (this device has not until now been known in Poland), the author's own results. The resistance welder is described in detail. It creates many practical possibilities for many applications that are simple, quick, safe and atraumatic for the patient.

Hasła indeksowe: synkrystalizacja, zgrzewanie oporowe, implant, osteointegracja, tytan

Key words: syncrystallization, resistance welding, implant, osseointegration, titanium

Adres autora:
ul. Korony Północnej 13a
71-771 Szczecin
info@implantgrot.com

Rys historyczny i najnowsze technologie

Profesor *Andrzej Klimpel*, autor pracy pt. „Spawanie, zgrzewanie i cięcie metali", podkreśla, że spawanie, zgrzewanie i lutowanie metali stanowi wyjątkową, szczególną dziedzinę technologii konstrukcji, gdyż obejmuje zarówno proste warsztatowo rozwiązania techniczne, jak i wysoce skomplikowane i nowoczesne osiągnięcia z dziedziny nauk ścisłych, energetyki, metalurgii, elektroniki czy informatyki (1).

Pierwsze historyczne doniesienia na temat łączenia metali pochodzą z ok. 3950 r. p.n.e. i dotyczą słynącego z wyrobów jubilerskich i płatnerskich babilońskiego rzemieślnika spawalnika *Tubal Caina*. Z fizycznego punktu widzenia trwałego (tj. jednorodnego) połączenia metali można dokonać w wyniku procesu spawania lub zgrzewania. Ten ostatni sposób łączenia metali zapoczątkował w końcu XIX wieku w Stanach Zjednoczonych amerykański uczony *Elihu Thompson*. Badania *Thompsona* kontynuowali *Coffin*, *Bernardo* i *Kennedy*. W Polsce prekursorem zgrzewania był *Stanisław Olszewski*.

Mechanizmem napędowym tej nowej, zainicjowanej w XIX wieku dziedziny techniki był i jest ciągły postęp społeczny i ekonomiczny, dyktujący stały rozwój inżynierii materiałowej i elektroniki. Postępy nauki w dziedzinie metalurgii i fizyki metali sprawiły iż pojawiły się nowe metody łączenia metali w postaci spawania plazmowego, elektronowego czy laserowego. Większość tych procesów jest w pełni zautomatyzowana i zrobotyzowana, wykorzystuje się nawet wspomaganie komputerowe (technologia CAD/CAM).

Zastosowanie elementów tytanowych i sposoby ich łączenia

Tytan jest bardzo cennym materiałem konstrukcyjnym, który z uwagi na swoje specyficzne właściwości znalazł szerokie zastosowanie, np. w technice lotniczej, okrętowej czy kosmicznej. Jest również wykorzystywany w medycynie – w ortopedii czy stomatologii, w której już od kilkudziesięciu lat (2) stosuje się tytanowe wszczepy dentystyczne z czystego technicznie tytanu.

Wzajemne połączenie wszczepów w jamie ustnej pacjenta wpływa korzystnie na ich stabilizację, osteointegrację oraz wytrzymałość mechaniczną.

W praktyce elementy metalowe, w tym również z tytanu, można łączyć ze sobą przez lutowanie, spawanie i zgrzewanie.

W sieci krystalicznej metali wiązania chemiczne występujące między atomami noszą nazwę wiązań metalicznych. Proces łączenia metali, tzn. ich spawania, zgrzewania, polega na takim zbliżeniu metali, by siły międzyatomowe utworzyły wiązania metaliczne. Tak w skrócie można teoretycznie przedstawić podstawy fizyczne procesu łączenia metali. W praktyce jednak wykonanie trwałego połączenia metalicznego o właściwościach materiału rodzimego nie jest ani proste, ani łatwe. Praktyczne trudności wynikają z następujących powodów:

1) zapewnienie odpowiedniego i silnego styku (kontaktu) powierzchni łączonych ze sobą;

2) dostarczenie odpowiednio wysokiej energii cieplnej;

3) wyeliminowanie środowiska atmosferycznego, które powoduje pojawienie się tlenków w miejscu tzw. zgrzeiny, czyli miejscu złącza metali.

Pionierem praktycznego zastosowania w implantologii trwałego łączenia wszczepów dentystycznych był w latach 70. ubiegłego wieku włoski profesor z Modeny, *Pierluigi Mondani* (3), twórca dentystycznej oporowej zgrzewarki punktowej.

Fizyczne i techniczne aspekty elektrycznego zgrzewania oporowego

Cytując *H. Papkalę* (4), zjawisko elektrozgrzewania można zdefiniować następująco: „...elektryczne zgrzewanie oporowe jest procesem, w którym trwałe połączenie uzyskuje się w wyniku nagrzania obszaru styku łączonych części przepływającym przez nie prądem elektrycznym i odkształcenie plastyczne tego obszaru w wyniku wywarcia odpowiedniej siły docisku".

Zgrzewaniu oporowemu metali (w tym również elementów tytanowych) towarzyszy wiele bardzo złożonych zjawisk metaloznawczo-fizycznych (4, 5, 6, 7): wydzielanie i transport ciepła, topnienie i krystalizacja metalu, przemiany fazowe (w przypadku tytanu są to fazy alfa, beta, gamma), odkształcenia metalu, generacja i relaksacja naprężeń.

W skali przemysłowej zgrzewanie oporowe można przeprowadzić na różne sposoby (np. zgrzewanie zwarciowe, liniowe, iskrowe, garbowe, udarowe, wybuchowe czy punktowe). To ostatnie ma właśnie zastosowanie w implantologii.

W wyniku oporności elektrycznej (rezystencji) podczas procesu zgrzewania oporowego następuje zamiana energii elektrycznej w cieplną. Wartość tej energii w obszarze zgrzewania, tzn. pomiędzy elektrodami (szczypce zgrzewarki), w których znajdują się elementy metalowe (np. wszczepy zębowe), wyraża równanie Joule'a-Lenza:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t$$

w którym: Q – ciepło; I – natężenie prądu; R – oporność; t – czas

Ilość powstającego w przewodniku ciepła jest więc wprost proporcjonalna do kwadratu natężenia prądu, oporności przewodnika i czasu trwania przepływu prądu.

Na całkowitą oporność zgrzewania (ryc. 1) składa się:

– oporność styku elektrod ze zgrzewanym przedmiotem (wszczepem zębowym);

– oporność zgrzewanych przedmiotów (wszczepy lub wszczep połączony z belką tytanową);

– oporność styku zgrzewanych przedmiotów (wszczepy).

Wielkość oporności styku zależy bezpośrednio od zgrzewanej powierzchni, rodzaju materiału i siły docisku, a prędkość nagrzewania oporowego złącza zależy głównie od natężenia prądu, kształtu i tzw. oporności właściwej zgrzewanych elementów (np. oporność elektryczna właściwa tytanu 0,43500 Ω x mm²/m).

Podstawowe parametry oporowego zgrzewania punktowego sprowadzają się do następujących elementów: siła docisku elektrod, czas przepływu prądu oraz natężenie prądu zgrzewania.

Siła docisku służy do zmniejszenia tzw. oporności stykowej, następnie do dokładnego dopasowania zgrzewanych elementów i w końcu do zagęszczania metalu zgrzeiny (tzw. zagęszczanie jądra zgrzeiny).

Czas zgrzewania. Parametr ten jest ściśle związany z natężeniem i siłą docisku. Im większe natężenie prądu i siła docisku, tym krótszy czas zgrzewania.

Wielkość natężenia prądu decyduje o ilości ciepła w złączu.

Wszystkie wymienione parametry (warunkujące jakość zgrzeiny) dobiera się w zależności od rodzaju zgrzewanego materiału oraz grubości zgrzewanych elementów (np. wszczepów).

Duża oporność styku powoduje, że to punktowe miejsce nagrzewa się z bardzo dużą prędkością do wymaganej temperatury zgrzewania. W zależności od stosowanej technologii zgrzewania metal (w tym również wszczepy) w obszarze łączenia (zgrzeiny) jest doprowadzany do stanu silnego uplastycznienia lub nawet stanu ciekłego (temperatura topnienia tytanu 1668° C).

Na tym etapie dalsze nagrzewanie obszaru styku zostaje przerwane za pomocą urządzeń sterujących, a przez elektrody (szczypce) jest wywierany silny tzw. docisk spęczania, zagęszczający metal zgrzeiny w celu uzyskania trwałego połączenia metalicznego.

Ten schematycznie przedstawiony proces łączenia elementów metalowych (w tym wszczepów tytanowych) wymaga bardzo precyzyjnego sterowania wymienionymi wcześniej parametrami zgrzewania. Niezwykle pomocne jest tu wspomaganie komputerowe oraz zastosowanie zgrzewarek kondensatorowych, zgrzewających impulsem o ściśle określonej mocy – jak w przypadku zgrzewarki Mondaniego (ryc. 2) i innych urządzeń ostatniej generacji.

Prekursorem oporowego zgrzewania punktowego w implantologii, jak już wcześniej wspomniano, był Włoch – *Pierluigi Mondani*, pierwszy ślad jego badań pochodzi z 1974 roku (3), a pierwsza publikacja na ten temat pojawiła się kilka lat później, w 1982 roku (8). Urządzenie Mondaniego było zasilane prądem zmiennym (dane techniczne podane przez producenta zawarto w dalszej części pracy), a w jego skład wchodziły następujące podzespoły:

1. **Układ energetyczny zasilania.** W prototypie Mondaniego energia elektryczna dostarczana do zgrzeiny była wcześniej nagromadzona w polu elektrycznym baterii kondensatorów. W tym przypadku ilość dostarczanej energii zależała od napięcia na zaciskach kondensatorów oraz ich pojemności. Ilość tak nagromadzonej energii można przedstawić następującym równaniem

$$E = \frac{U^2 \cdot c}{2}$$

w którym: U – napięcie na zaciskach kondensatora; c – pojemność baterii kondensatorów

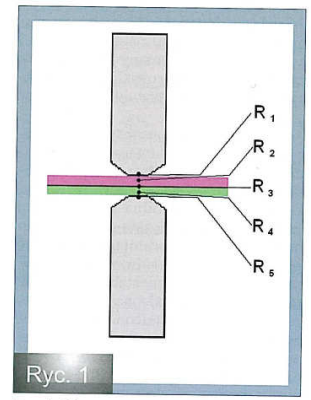
2. **Układ sterowania programem i parametrami zgrzewania.** Wpływając na takie parametry, jak: natężenie prądu zgrzewania, czas przepływu i wartość skuteczna prądu – układ sterował poszczególnymi fazami cyklu. W przypadku prototypu Mondaniego i następnych zgrzewarek wytwarzanych w produkcji seryjnej stosowano 2 cykle zgrzewania.

3. **Mechanizm dociskowy elektrod**. Z wyjątkiem zgrzewarki, której autorem był *Arturo Hruska* z Rzymu, we wszystkich tego typu urządzeniach stosowano docisk stały elektrod za pomocą sprężyny (ryc. 3).

Proces łączenia, czyli tworzenia zgrzein, w przypadku zgrzewania punktowego składa się z poszczególnych faz: a) dociśnięcie elektrodami do siebie elementów zgrzewanych, b) nagrzanie elementów zgrzewanych z wytworzeniem tzw. jądra zgrzein, c) stygnięcie jądra i w rezultacie powstanie jednolitego połączenia – tzw. zgrzeiny punktowej. W praktyce nawet mała zmiana parametrów zgrzewania wpływa bezpośrednio na jakość i trwałość zgrzeiny oraz powstanie tzw. niezgodności złączy, czyli wad.

Niezgodności złączy – w zależności od możliwości ich wykrycia – można podzielić następująco:

- niezgodności makroskopowe (np. pęknięcia, nadtopienia, wżery itd.)
- niezgodności mikroskopowe (np. mikropęknięcia)
- niezgodności submikroskopowe i strukturalne

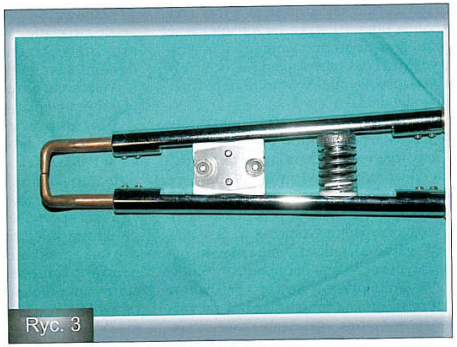


Ryc. 1

Ryc. 1. Na rycinie przedstawiono schematycznie całkowitą oporność procesu zgrzewania – $R = R_1 + R_2 + R_3 + R_4 + R_5$, gdzie: R_1 – oporność elektrody górnej i wszczepu; R_2 – oporność wszczepu górnego, R_3 – oporność styku wszczepów, R_4 – oporność wszczepu dolnego, R_5 – oporność wszczepu dolnego i elektrody dolnej.

Ryc. 2

Ryc. 2. Zgrzewarka oporowa Mondaniego „Octopus" – firmy Bioteco. Na pierwszym planie w górnym lewym rogu włącznik urządzenia, poniżej dwa potencjometry regulujące siłę impulsu zgrzewania, po prawej szczypce zgrzewarki.


Ryc. 3

Ryc. 3. Szczypce zgrzewarki z mechanizmem samodociskowym (sprężyna) umożliwiającym regulację siły docisku. Groty szczypiec (elektrody) są wykonane z miedzi, bardzo dobrego przewodnika prądu.

Problem wystąpienia wad (widocznych lub ukrytych) w przemysłowej technologii spawania dotyczy również zgrzewania punktowego tytanu za pomocą przenośnych zgrzewarek typu Mondaniego, Hruski i innych, używanych w gabinetach stomatologicznych .

Wady złącza (zgrzeiny) wynikają między innymi z dużej aktywności chemicznej tytanu w podwyższonej temperaturze. Intensywne nasycenie tytanu tlenem, azotem, wodorem zmienia niekorzystnie właściwości mechaniczne połączonych elementów, powodując np. kruchość czy podatność na korozję. W procesie łączenia elementów tytanowych pojawia się dodatkowo jeszcze inny problem związany z naturą struktury sieci krystalicznej. Otrzymany przemysłowo czysty tytan krystalizuje się w sieci heksagonalnej, tworząc tzw. odmianę alotropową alfa (5, 6, 7).

Podczas procesu nagrzewania powyżej 880° C struktura tytanu ulega transformacji, tworząc alotropową krystaliczną formę sześcianu, czyli fazę beta, która pozostaje stabilna aż do punktu topnienia. W zależności od składu chemicznego stopu i parametrów urządzeń łączących może się tworzyć faza stabilna tytanu lub faza niestabilna: alfa lub gamma ze zniekształconą siecią heksagonalną. Ta zniekształcona, widoczna w badaniu mikroskopowym sieć krystaliczna przekłada się w praktyce na późniejszą wytrzymałość korozyjno-mechaniczną łączonych elementów! Na marginesie należy wspomnieć, iż w technologii spawania tytanu są znane i stosowane pierwiastki stopowe, stabilizujące wspomniane fazy alfa i beta. Stabilizująco na fazę beta działają na przykład różne pierwiastki metaliczne (Fe, Ni, Pb i inne), a na fazę alfa stabilizująco oddziałuje np. węgiel.

W skali przemysłowej silne powinowactwo tytanu do tlenu czy azotu wymusza stosowanie podczas spawania tzw. osłony gazowej z gazów obojętnych (np. argonu).

W implantologii stomatologicznej już od kilku lat używa się zgrzewarki punktowej, dodatkowo wyposażonej w butlę z argonem – uwalniającym się w środowisku jamy ustnej w celu osłony zgrzewanych wszczepów. Urządzeniem tym jest „Syncristalizatrice Argon System Control", a jego dystrybutorem jest firma Implamed z Cremony (Italia).

Jeśli wziąć pod uwagę, że zgrzewanie wszczepów w jamie ustnej odbywa się bezpośrednio w środowisku śliny i krwi pacjenta, stosowanie dodatkowej osłony z argonu wydaje się niecelowe – taka jest powszechna opinia praktykujących implantologów (także autora niniejszego artykułu), pracujących od lat techniką punktowego zgrzewania oporowego. Na ten, poparty codzienną praktyką pogląd wpływają zasadniczo dwa czynniki: a) bardzo dobry i stabilny docisk zgrzewanych wszczepów za pomocą elektrod, b) bardzo krótki czas impulsu liczony w milisekundach.

Cel pracy

Obserwowany od kilkunastu lat szybki rozwój implantologii w Polsce i duża popularność tej nowej gałęzi stomatologii sprawia, iż coraz częściej problemy braku zębów rozwiązuje się, wykorzystując w leczeniu wszczepy zębowe. Realne trudności towarzyszące wykonywaniu zabiegów implantacji, związane z zanikowymi zmianami podłoża kostnego, zmusiły implantologów do poszukiwania nowych technik, tzw. przedimplantacyjnych, w postaci np. podnoszenia dna zatok szczękowych, augmentacji kości, dystrakcji kostnej itp.

Zamierzonym efektem tych zabiegów jest modyfikacja podłoża kostnego pacjenta i w rezultacie jego dostosowanie do występujących na rynku wszczepów o wymiarach standardowych.

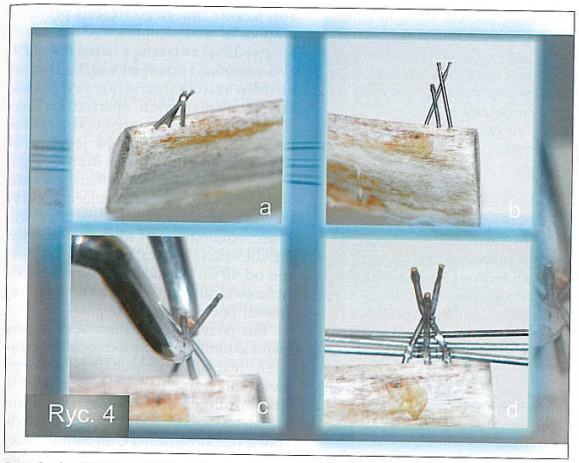
Celem pracy, w pierwszym rzędzie, jest wykazanie iż logiczne i właściwe jest odwrotne podejście do zasygnalizowanego problemu, tzn. dobór odpowiednich wszczepów, z pominięciem dodatkowo obciążających zabiegów przedimplantacyjnych, często nieprzewidywalnych – kończących się niepowodzeniem – i wydłużających całkowity czas rehabilitacji. Wykorzystanie oporowej zgrzewarki punktowej umożliwia takie postępowanie.

Prezentacja wspomnianego urządzenia stanowi zasadniczy cel pracy, tym bardziej że w krajowym piśmiennictwie fachowym brakowało jak dotąd samego opisu zgrzewarki i zjawisk fizycznych zachodzących w pracy z tym urządzeniem, jak też licznych korzyści związanych z jego szerokim stosowaniem.

Idea Pierluigi Mondaniego

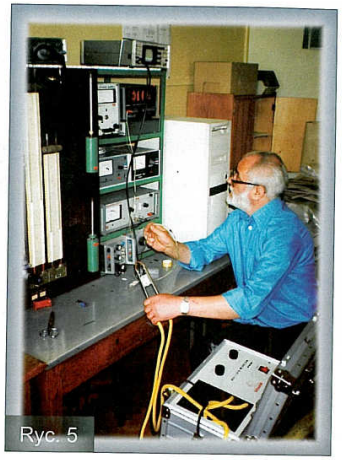
W latach 60. ubiegłego stulecia – w okresie burzliwego, empirycznego rozwoju implantologii – powszechne zainteresowanie budziły wszczepy igły z tantalu, zastosowane po raz pierwszy przez francuskiego implantologa *Jacques'a Scialoma*. Momentem przełomowym w pracy nad skonstruowaniem, a następnie w szerokim klinicznym zastosowaniu zgrzewarki w implantologii było prawdziwe zafascynowanie tym wszczepem profesora Uniwersytetu w Modenie *Pierluigi Mondaniego*.

Koncepcja *Scialoma* (ryc. 4) polegała na umieszczaniu wewnątrz kości, pod różnymi kątami cienkich elementów – wszczepów igieł o średnicy 1,2 mm. Wszczepy igłowe w części ponadkostnej łączono następnie w jeden element (filar protetyczny) za pomocą mas samopolimeryzujących. Mając tak skonstruowany filar protetyczny, można było przystąpić do pobrania wycisku i wykonania korony protetycznej. W przypadku braków częściowych lub bezzębia wykonywano w opisany sposób cały szereg filarów protetycznych. Niestety słabym punktem genialnego rozwiązania *Scialoma* było zastosowanie jako elementu zespalającego wszczepy igłowe samopolimeru, który po kilku latach użytkowania, w wyniku przenoszenia przez implantoprotezy sił żucia, kruszył się i pękał. Wskutek tego wcześniej zblokowane wszczepy igłowe traciły raz uzyskaną stabilizację, co w przekładzie na język kliniczny oznaczało osteolizę okołowszczepową i w rezultacie niepowodzenie implantoterapii. Zjawisko to bardzo negatywnie wpłynęło na upowszechnienie tej pierwszej historycznie mało inwazyjnej techniki implantacji. Wielkim zwolennikiem wszczepów igłowych był właśnie *Pierluigi Mondani*.



Ryc. 4

Ryc. 4a, b. Wszczepy igły umieszczone na modelu (w kości zwierzęcej) pod różnymi kątami ilustrują koncepcję *J. Scialoma*. c) Proces zgrzewania wszczepów igieł. d) Igły połączone (zgrzane) z poziomo biegnącymi belkami z tytanu. W praktyce w dalszej kolejności należałoby skrócić belki poziome, a następnie podcienie wypełnić kompozytem i oszlifować.


Ryc. 5

Ryc. 5. Pokój badań pomiarów napięcia i temperatury w Zakładzie Spawalnictwa Politechniki Szczecińskiej.

Technika Mondaniego, zastosowana w latach 70. XX wieku, polegała przede wszystkim na zastąpieniu tantalu znanym już wówczas tytanem, a następnie skonstruowaniu i zastosowaniu w praktyce urządzenia pozwalającego w sposób trwały połączyć cienkie wszczepy igłowe – czyli punktowej zgrzewarki oporowej. Urządzenie to o nazwie NIMCRYAL, skonstruowane w Klinice Stomatologicznej Uniwersytetu w Modenie, po raz pierwszy zostało zaprezentowane w roku 1974 na kongresie ANIO w Modenie; pierwszą homologację urządzenia, po okresie prób, uzyskano w roku 1976, ale dopiero następna publiczna prezentacja na Kongresie Implantologii i Chirurgii Szczękowo-Twarzowej w Ortisei w roku 1978 przyniosła mu rozgłos i szerokie zastosowanie w gabinetach stomatologicznych włoskich implantologów (9, 10, 11). Po tym historycznym fakcie urządzenie Mondaniego trafiło do seryjnej produkcji pod nazwą Octopus-Welding Machine (firma Bioteco Spa, Mediolan, Italia).

Synkrystalizacja realizowana przez docisk

Oporowe zgrzewanie elektryczne jest jedną z najnowocześniejszych metod łączenia metali, sam *Mondani* połączenie dwóch powierzchni metalowych dzięki wymianie atomów nazwał procesem synkrystalizacji.

Ponieważ w całkowitym procesie zgrzewania, składającym się z trzech faz: zbliżenie dwóch powierzchni, proces zgrzewczy, chłodzenie – parametrem stałym – występującym we wszystkich trzech fazach – jest docisk, podążając śladem *Mondaniego*, można mówić o synkrystalizacji realizowanej przez docisk.

Wieloletnie obserwacje własne, związane z wykorzystaniem w pracy różnych rodzajów zgrzewarek, pozwalają na stwierdzenie, iż w przypadku niedostatecznego docisku zgrzewanych elementów powstała zgrzeina będzie wadliwa lub w ogóle do niej nie dojdzie, a całemu procesowi może towarzyszyć pojawienie się iskry! Bardzo dobry docisk zgrzewanych elementów (bez mikroszczeliny) wpływa z jednej strony na jakość zgrzeiny, z drugiej zaś warunkuje odbiór ciepła przez groty szczypiec zgrzewarki, tym samym nie powodując zagrożeń termicznych dla żywej tkanki.

Podsumowując ideę *Mondaniego* oraz przedstawiony wcześniej opis zachodzących zjawisk fizycznych, chciałbym przytoczyć dane techniczne producenta urządzenia, firmy Bioteco Spa, oraz fragment dotychczas niepublikowanych badań własnych, odnoszących się do wzrostu napięcia i temperatury podczas następujących po sobie dwóch cykli zgrzewania (synkrystalizacji).

Dane techniczne producenta (Bioteco Spa)

- zasilanie: prąd zmienny 220 Vac, 50/60 Hz
- zużycie prądu: 30 W ciągłe; 200 W szczytowe
- energia cyklu zgrzewania: 220 Ws max
- maksymalne napięcie kleszczy: 16 V
- czas cyklu: ok. 4 s
- czas impulsu zgrzewu: ok. 2,5 μs (milisekund)
- ciężar: 19 kg

Badania własne – pomiar napięcia i wzrostu temperatury

Przedstawione niżej badania (ryc. 5) przeprowadzono w Zakładzie Spawalnictwa Politechniki Szczecińskiej w roku 1995. Do

Praktyka

serii pomiarów użyto dwóch belek tytanowych o średnicy 2,0 mm każda, badanie wykonano rejestratorem samopiszącym H 327-S przy przesuwie taśmy 50 mm/s.

Uzyskano następujące **wartości prądu na elektrodach** zgrzewarki Octopus Mondaniego:

Cykl pierwszy (impuls pojawił się po 2,34 s od włączenia)
- czas trwania impulsu: 0,06 s
- napięcie na elektrodach: 0,96 V

Cykl drugi (impuls pojawił się po 6,48 s)
- czas trwania impulsu: 0,06 s
- napięcie na elektrodach: 2,17 V

Całkowity czas procesu zgrzewania – 8,82 s.

Badanie powtórzono oscyloskopem OS-301, używając tytanowych belek o średnicy: 1,2 mm + 2,0 mm; po serii pomiarów uzyskano następujące wartości średnie:

Cykl pierwszy – napięcie na elektrodach: 0,5 V

Cykl drugi – napięcie na elektrodach: 4,0 V

Temperatura. Serię pomiarów przeprowadzono na termoelemencie typu T (Cu-CuNi) wg normy PN-81 M-53854.05, w temperaturze otoczenia 23° C.

Dokonano 4 pomiarów wzrostu temperatury w odległości 10 mm od miejsca zgrzewu, używając dwóch tytanowych belek o średnicy 2,0 mm każda.

Cykl pierwszy: 0,25° C (wartość stała)

Cykl drugi: 7,25° C (wartość średnia)

Następnie przeprowadzono serię pomiarów w odległości zaledwie 1 mm od punktu zgrzewu, łącząc dwie belki o średnicy 1,5 mm i 2,0 mm.

Cykl pierwszy: 1,65° C (wartość średnia)

Cykl drugi: 29,75° C (wartość średnia)

Wnioski z przeprowadzonych badań:

1) zmiana przekroju, tj. średnicy zgrzewanych elementów, wpływając na opór całkowity, pociąga za sobą zmianę napięcia na elektrodach;

2) wzrost temperatury jest zależny od przekroju zgrzewanych elementów, tzn. im mniejszy jest przekrój całkowity, tym większy wzrost temperatury;

3) wraz ze wzrostem odległości pomiaru od punktu zgrzewu maleje wzrost temperatury.

Nowoczesne zgrzewarki oporowe

Ewolucja nowoczesnych zgrzewarek oporowych zmierza w kierunku maksymalnego skrócenia czasu procesu łączenia dzięki użyciu bardzo silnych prądów z jednocześnie niskim napięciem. Właśnie bardzo krótki czas impulsu, liczony w milisekundach, ogranicza ewentualny niebezpieczny dla pacjenta efekt termiczny.

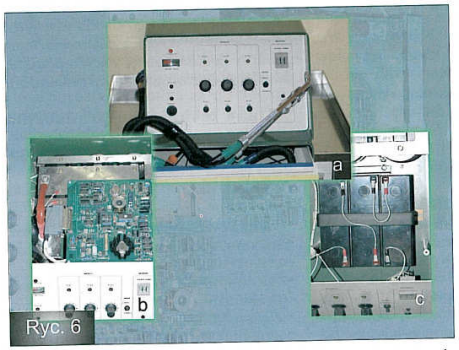
Występujące dziś na rynku włoskim (i nie tylko) zgrzewarki do wszczepów zębowych daleko odbiegają od prototypu Mondaniego sprzed ponad 30 lat, który był urządzeniem o bardzo dużych rozmiarach i ważył około 40 kg. Skonstruowane przez siebie urządzenie Mondani stosował początkowo tylko do zgrzewania wszczepów igłowych, z czasem również w stosunku do innych implantów jednofazowych (śrub).

Możliwości bezpiecznego i wszechstronnego użycia zgrzewarki skłoniły innych badaczy do dalszych poszukiwań, tak iż kilka lat później na rynku włoskim pojawiło się bardzo oryginalne rozwiązanie – zgrzewarka oporowa, w której źródłem zasilania kondensatorów był prąd pochodzący z połączonych szeregowo trzech baterii 6-woltowych! Autorem tego nowatorskiego urządzenia o nazwie Titan Welder Hruska (ryc. 6) był również Włoch, *Arturo Hruska* z Rzymu (12, 13, 14). Jak wynika z publikacji (15, 16), lata 80. ubiegłego stulecia przyniosły podział w implantologii na tzw. szkołę szwedzką (związaną z nazwiskiem *P.I. Brånemarka*) i szkołę włoską. Podział ów i bardzo szeroki (marketingowy) rozwój technik dwufazowych, opartych na doktrynie Brånemarka, ograniczył na wiele lat stosowanie wszczepów jednofazowych i samego urządzenia Mondaniego.

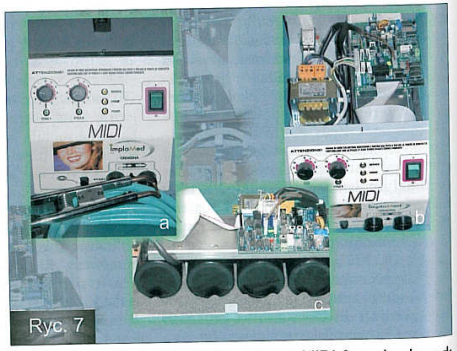
Dopiero upadek Nobelpharmy w roku 1995 i coraz częściej ukazujące się krytyczne publikacje (17, 18, 19, 20) dotyczące osteointegracji ukazały w nowym świetle szkołę włoską, która nieprzerwanie od 40 lat zakładała możliwość jednofazowej implantacji natychmiastowej (nawet poekstrakcyjnej)!

Ten pozytywny i długo oczekiwany zwrot skłonił również producentów urządzeń elektromedycznych do ponownego zwrócenia uwagi na możliwości, jakie w implantologii stwarza zastosowanie punktowej zgrzewarki oporowej. Na podstawie rozporządzenia Unii Europejskiej (dyrektywa 93/42 CEE z 14.06.1998) firma Acerboni z Casargo (Italia) wprowadziła na rynek nowoczesną zgrzewarkę ASIA 98A, a niedługo potem firma Implamed z Cremony (Italia) zgrzewarkę najnowszej generacji MIDI (ryc. 7).

Zgrzewarka MIDI jest typowym urządzeniem pracującym z rozładowaniem baterii kondensatorów. W odpowiednim przedziale zgrzewarki znajduje się 5 kondensatorów, każdy o pojemności 220 tys. mikrofaradów. Na załączonych zdjęciach przedstawiono budowę zgrzewarki MIDI. Po usunięciu obudowy są widoczne: transformator, przedział kondensatorów oraz inne elementy – diody, nastawnik napięcia, bezpieczniki, rezystory, tyrystory, bramki logiczne sterujące pracą urządzenia. Zastosowanie tych nowoczesnych elementów pozwoliło zredukować masę zgrzewarki MIDI do 12 kg!



Ryc. 6. Implantologiczna zgrzewarka punktowo-oporowa wg A. Hruski: a) Panel sterowania. b) Po zdjęciu obudowy urządzenia na pierwszym planie płyta drukowana z elementami elektronicznymi. c) Po usunięciu płyty drukowanej widoczny przedział baterii, u góry fragment przedziału kondensatorów.



Ryc. 7. Zgrzewarka najnowszej generacji MIDI firmy Implamed: a) Panel sterowania i szczypce zgrzewarki, b) Po zdjęciu obudowy widoczne wnętrze urządzenia (opis w tekście). c) Przedział kondensatorów zgrzewarki.

Materiały i metody

W latach 1989-2006 w ośrodku implantologicznym „Salus Oris" w Palermo, 1997-2006 w Aoście i 2000-2006 w Szczecinie u 129 pacjentów zastosowano trwałe łączenie wszczepów dentystycznych w części ponadkostnej z wykorzystaniem punktowej zgrzewarki oporowej wg P.L. Mondaniego i A. Hruski. W sumie metodą zgrzewania oporowego połączono 744 wszczepy:
- 8 ostrzy Linkowa V generacji
- 569 śrub bikortykalnych Garbaccia
- 167 igieł Scialoma-Mondaniego

Zastosowano następujące kryteria oceny konieczności użycia wewnątrzustnej zgrzewarki oporowej:

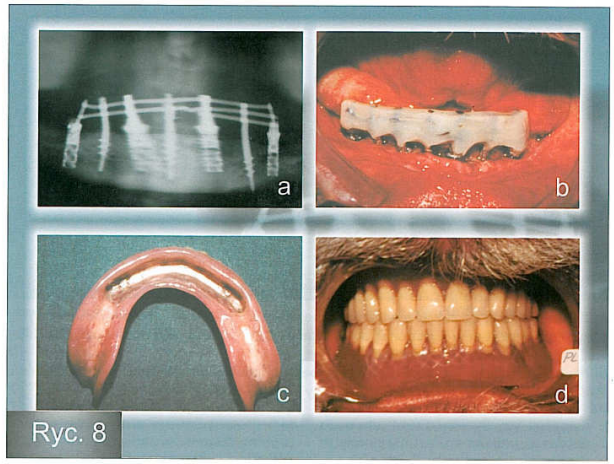
1. Znaczny zanik tkanek twardych podłoża szczęki i żuchwy w brakach częściowych i całkowitych uzębienia.
2. Przypadki natychmiastowych wszczepów poekstrakcyjnych.
3. Przypadki pojedynczych braków zębów trzonowych szczęki i żuchwy.
4. Przypadki utraty (np. złamania) filarów protetycznych wszczepów funkcjonujących już od lat (ryc. 8, 9).

Zalety łączenia wszczepów

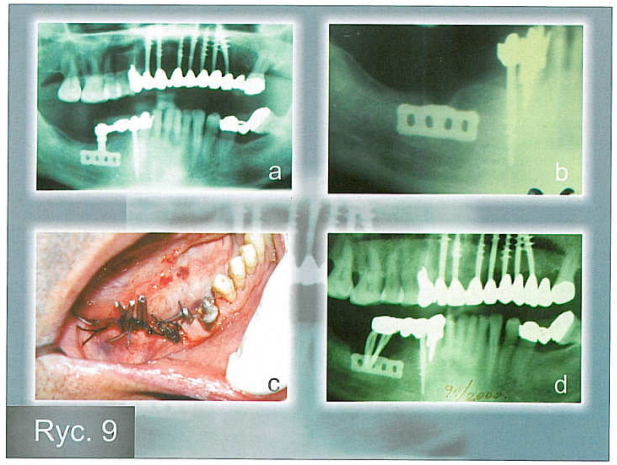
Wzajemne połączenie wszczepów powoduje zupełnie inną dystrybucję sił okluzji, które w sposób jednorodny rozkładają się na wszystkie elementy zblokowanej struktury. Pojedyncze implanty w momencie połączenia (zblokowania) i obciążenia implantoprotezą tracą cechy indywidualne, tj. cechy akcji i reakcji pojedynczego wszczepu i otaczającej go tkanki kostnej!

Z mechanicznego punktu widzenia system wszczepów zblokowanych cechuje podobieństwo do stosowanego w mechanice konstrukcji tzw. modelu Winklera (przęsło i podłoże Winklera) do dziś używanego do obliczania ugięć układów prętowych i transformacji naprężeń na podłożu sprężystym, system ów bowiem bardzo dobrze amortyzuje siły czynnościowe okluzji statycznej i dynamicznej, kompensując przy tym ewentualne węzły urazowe oraz zapobiegając ewentualnemu pojawieniu się węzłów urazowych mogącym wystąpić po latach użytkowania implantoprotezy w wyniku zużycia, starcia zarówno samej protezy, jak i zębów przeciwstawnych pacjenta. System wszczepów tak zblokowanych kompensuje również zmiany geometryczne i strukturalne, którym podlega żuchwa.

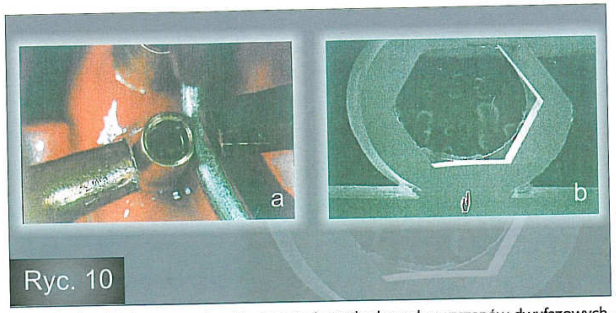
We wstępnych badaniach przeprowadzonych w Instytucie Biomechaniki Politechniki w Turynie (21) dr *Giorgio Lorenzon* wykazał maksymalną koncentrację napięć w okolicy szyjki wszczepów.



Ryc. 8. Przypadek własny. a) Zdjęcie radiologiczne przedstawia złamane elementy filarowe (tzw. łączniki) wszczepów dwufazowych w pozycji zębów 44 i 34. W miejsce złamanych łączników wprowadzono cienkie belki tytanowe. Dodatkowo umieszczono 3 wszczepy (śruby bikortykalne), całość połączono poziomymi belkami z tytanu. b) W ostatniej fazie zabiegu puste przestrzenie pomiędzy belkami wypełniono kompozytem światłoutwardzalnym, a następnie całą konstrukcję poddano obróbce wiertłem diamentowym osadzonym na turbinie.
c) Wzmocniona (konstrukcją metalową) implantoproteza typu overdenture.
d) Zdjęcie wewnątrzustne omawianego przypadku podczas kontroli zwarcia.



Ryc. 9. Przypadek własny. a, b) Zdjęcia radiologiczne – po kilku latach od zakończenia implantoterapii doszło do złamania filaru wszczepu typu ostrze Linkowa V generacji w pozycji zęba 46. c) W celu przywrócenia funkcji wszczepu wykonano cięcie wzdłuż wyrostka zębodołowego i po odwarstwieniu płata śluzówkowo-okostnowego połączono 4 belki tytanowe ze zintegrowanym wszczepem, ranę zaszyto pojedynczymi szwami na głucho. Tak odbudowany filar połączono 2 poziomymi belkami z śrubą bikortykalną w pozycji zęba 44, wykonując natychmiastową protezę prowizoryczną. d) Kontrolne zdjęcie radiologiczne przypadku wykonane po 9 latach.



Ryc. 10a. Przykład zgrzewania w jamie ustnej standardowych wszczepów dwufazowych, połączenie wszczepów z poziomą belką tytanową pozwala na wykonanie natychmiastowej implantoprotezy prowizorycznej.
b) Miejsce połączenia łącznika wszczepu z belką tytanową w przekroju, w powiększeniu 20x (ryc. 10 pochodzi z Dental Implantology Update, 2006, March, vol. 17).

Zjawisko to, potwierdzone obserwacjami klinicznymi, jest odpowiedzialne za zanik tkanki kostnej w postaci tak zwanego stożka resorpcji wokół szyjki wszczepów. Należy podkreślić, że nigdy nie występuje ono w przypadku struktur zblokowanych ani też przy stosowaniu klasycznych wszczepów jednofazowych (np. Tramonte, Garbaccio i innych). Stożek resorpcji jest pierwszym sygnałem odpowiedzi biologicznej na przenoszone i koncentrujące się siły! Postępujący stożek resorpcji zwiększa niekorzystnie ramię działania dźwigni, prowadząc bardzo często do pęknięcia filaru protetycznego (22). Nie potrafiąc poradzić sobie z nagminnie występującym problemem stopniowego zaniku tkanki kostnej wokół wszczepów dwufazowych (0,2 mm na rok), szkoła szwedzka próbowała zaakceptować to jako zjawisko „fizjologiczne"!

Pojawienie się resorpcji kości w większym wymiarze próbowano tłumaczyć infekcją bakteryjną (23, 24, 25, 26, 27, 28), wprowadzając do słownika implantologicznego nowy termin: zapalenie okołowszczepowe, *periimplantitis*. Oprócz *G. Lorenzona* do podobnych wniosków doszło z czasem wielu praktykujących od lat implantologów, których opinii coraz częściej można wysłuchać na kongresach implantologicznych. Zagadnienie resorpcji kości wokół szyjki implantów bardzo interesująco przedstawia *Paolo Diotallevi* w swej ostatniej pracy z lutego 2007 roku (29), dochodząc do zgodnych z *G. Lorenzonem* wniosków.

Reasumując, w przypadku trwałego łączenia wszczepów z wykorzystaniem procesów zgrzewania można mówić o konstrukcji systemu biomechanicznego złożonego z następujących elementów: implantoproteza – zgrzane struktury implantacyjne – tkanka kostna.

Od chwili zadziałania sił okluzji, tzn. od momentu zacementowania implantoprotezy, system ów podlega prawu Rouxa i Wolffa (2, 21), powodując modyfikację budowy strukturalnej i mineralnej (30) podłoża kostnego. Oznacza to, że osteoblasty budują nową tkankę kostną o strukturze zgodnej z rozkładem działających na kość sił, co należy rozumieć jako pozytywną odpowiedź na jednorodnie rozłożony i stymulujący bodziec sił żucia.

Postępowanie kliniczne

W celu trwałego zespolenia filarów protetycznych wszczepów wewnątrzkostnych użyto odpowiednio przystosowanych belek z tytanu o średnicy: 1,2, 1,5 i 2,0 mm, tzn. dociętych na długość i wyprofilowanych.

W odcinkach bocznych uzębienia (okolice zębów trzonowych i przedtrzonowych) stosowano 2 lub 3 poziome belki tytanowe. Po zakończeniu etapu zgrzewania wolne przestrzenie pomiędzy belkami tytanowymi wypełniono materiałem kompozytowym, następnie tak wykonaną strukturę poddawano obróbce (szlifowaniu) frezami diamentowymi osadzonymi na turbinie.

W odcinku przednim szczęki – od kła do kła – z uwagi na funkcję tej grupy zębów i rodzaj sił okluzji w tym odcinku oraz wymagania estetyczne stosowano tylko jedną belkę tytanową od strony podniebiennej. W tym samym odcinku (od kła do kła) w zabiegach implantacji w żuchwie z wyjątkiem jednego przypadku nie używano zgrzewarki. Fakt ten wynikał tak z funkcji dolnych zębów siecznych, jak i budowy podłoża kostnego żuchwy w tym odcinku.

Często obserwowanym zjawiskiem podczas zgrzewania wewnątrzustnego cienkich elementów – śrub bikortykalnych o średnicy 2,2 mm – było odkształcenie się tytanowych filarów protetycznych. W tym przypadku brak równoległości wszczepów w odcinku przednim szczęki przed pobraniem wycisków korygowano dodatkowym szlifowaniem elementów filarowych. Etap kliniczny kończono zacementowaniem natychmiastowej implantoprotezy prowizorycznej. Implantoprotezę ostateczną wykonywano w ciągu tygodnia. Tylko w przypadku wszczepów poekstrakcyjnych implantoprotezę ostateczną osadzano po upływie 2 miesięcy, po całkowitym wygojeniu się i stabilizacji tkanek miękkich okołowszczepowych.

Wyniki

We wszystkich 744 przypadkach implantacji z zastosowaniem wewnątrzustnej oporowej zgrzewarki punktowej wykonano natychmiastowe prowizoryczne uzupełnienia protetyczne, a w krótkim czasie od zabiegu – od kilku dni do 2 miesięcy – uzupełnienia ostateczne. W żadnym przypadku nie odnotowano jakichkolwiek powikłań ani na etapie implantacji, ani też podczas łączenia wszczepów, tj. procesu ich zgrzewania w środowisku jamy ustnej.

Często następująca w wyniku zgrzewania deformacja tytanowych filarów wszczepów śrub bikortykalnych nie powodowała negatywnych skutków w stosunku do otaczających je tkanek twardych i miękkich.

Nie zaobserwowano żadnych widocznych gołym okiem jakościowych różnic zgrzeiny w przypadku urządzeń typu Mondani i Hruska.

W trwającym 17 lat okresie obserwacji w dwóch przypadkach doszło do odcementowania implantoprotezy. Fakt ten – na pewno niekorzystny dla pacjentów – stworzył jedyną i niepowtarzalną okazję do bezpośredniej wzrokowej kontroli stanu tkanek miękkich pod implantoprotezą. Również i w tym przypadku nie stwierdzono jakichkolwiek nieprawidłowości, a implantoprotezę ponownie zacementowano na tej samej wizycie.

Dyskusja

Protokół powodzenia implantoterapii jednofazowej zależy od uzyskania natychmiastowej stabilizacji pierwotnej wszczepów. Wykluczenie mikro-, a zwłaszcza makroruchów (31, 32, 33) wszczepów stanowi bezwzględny warunek ich prawidłowego wgojenia się i osteointegracji, niezależnie od ich kształtu, budowy, rozmiarów czy rodzaju powierzchni (2).

Zabezpieczeniem wszczepów przy zachowaniu ich natychmiastowej funkcji (oprócz zakotwiczenia w warstwie korowej tkanki kostnej) może być zastosowanie punktowej zgrzewarki oporowej, zwłaszcza w przypadkach wszczepów poekstrakcyjnych, gdy występuje ubytek tkanki kostnej związany z ekstrakcją zęba. Trwałe wzajemne łączenie wszczepów (np. śruby z igłą) lub ich łączenie z biegnącą poziomo belką tytanową działa stabilizująco, a w przypadku wszczepów poekstrakcyjnych kompensuje deficyt tkanki kostnej, zwłaszcza tzw. zbitej zewnętrznej (istoty korowej „wejścia"). Sztywne połączenie wszczepów przez ich zgrzanie z belką tytanową stanowi klucz do sukcesu prezentowanych przypadków, podobnie jak sztywne unieruchomienie złamanej kończyny jest podstawą prawidłowego gojenia w chirurgii czy ortopedii.

Realizowana od kilkudziesięciu lat idea *Mondaniego* znajduje swoje odbicie zarówno we współczesnym piśmiennictwie światowym (11, 34, 35), jak i w codziennej kilkunastoletniej praktyce autora artykułu. Zastosowanie punktowej zgrzewarki oporowej jest korzystne nie tylko w trudnych przypadkach związanych z zanikiem podłoża kostnego. Urządzenie to może być z powodzeniem wykorzystane również w implantacji wszczepów dwufazowych, skracając do minimum czas leczenia (ryc. 10). Dodatkową zaletą pracy z użyciem zgrzewarki jest możliwość przywrócenia funkcji wszczepów zintegrowanych z kością w przypadku złamania filarów protetycznych.

Wnioski

Połączone ze sobą trwale elementy implantacyjne – w wyniku elektrozgrzewania bezpośrednio w jamie ustnej pacjenta – umożliwiają natychmiastową stabilizację wszczepów dzięki stworzeniu struktur zblokowanych, a ponadto eliminują istotny w fazie protetycznej problem równoległości filarów.

Kolejnym bardzo ważnym aspektem stosowania zgrzewarki jest możliwość przywrócenia czynnościowego obciążenia w przypadku złamania filarów protetycznych.

Pojawienie się na rynku implantologicznym nowoczesnych urządzeń typu ASIA 98A czy MIDI i ogólnoświatowy powrót do technik jednofazowych jest odpowiedzią na powszechnie obowiązujący we współczesnej medycynie (w tym również w implantologii) kierunek minimalizowania inwazyjności zabiegów. Dla pacjenta oznacza to mniej cierpień oraz dodatkową korzyść w postaci natychmiastowej rehabilitacji.

Implantochirurgia z wykorzystaniem zgrzewarek elektrycznych umożliwia szeroką adaptację różnych struktur implantacyjnych do anatomicznie zróżnicowanego podłoża kostnego pacjentów, bez stosowania dodatkowych zabiegów przedimplantacyjnych.

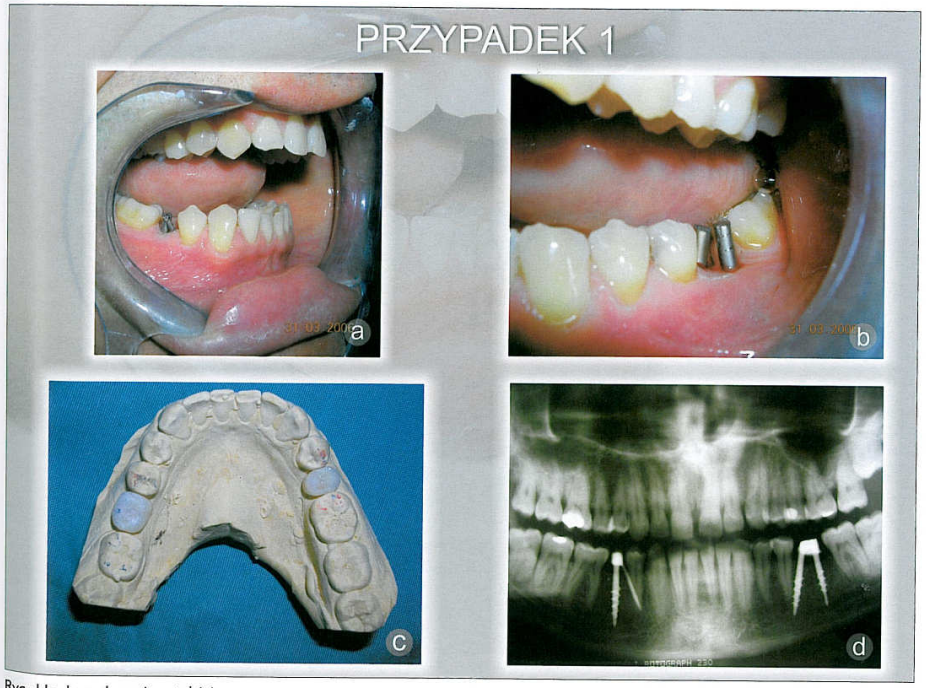
Przykłady synkrystalizacji – opis przypadków własnych

Przypadek kliniczny 1

(ryc. 11a, b, c, d)

Pacjent A.M., lat 29. W końcowym etapie ogólnej sanacji jamy ustnej, przeprowadzonej w roku 2004 w innym gabinecie stomatologicznym, usunięto mu korzenie zębów 36 i 45. Po 2 latach pacjent zgłosił się do naszego gabinetu w celu uzupełnienia ich braku. W tym przypadku, zwłaszcza z powodu młodego wieku pacjenta, koszt biologiczny związany z szlifowaniem zębów własnych i wykonaniem klasycznych uzupełnień stałych w postaci mostów był niewspółmierny do ewentualnych korzyści.

Pacjent zaakceptował od razu zaproponowane rozwiązanie alternatywne w postaci implantoterapii. Po stronie pra-



Ryc. 11a, b, c, d – opis w tekście.

wej w pozycji zęba 45 wprowadzono najpierw śrubę bikortykalną, a następnie wszczep igłowy, oba wszczepy połączono trwale za pomocą zgrzewarki punktowej Mondaniego (ryc. 11a).

Po stronie lewej w pozycji zęba 36, z uwagi na dużą ilość miejsca i duże obciążenie elementu 36, wprowadzono dwie śruby bikortykalne (ryc. 11b). Również i w tym przypadku wszczepy połączono ze sobą poziomymi belkami tytanowymi. Natychmiast po zabiegu wykonano kontrolne zdjęcie radiologiczne (ryc. 11d), a wykonane wcześniej w laboratorium protetycznym korony prowizoryczne (ryc. 11c), po podścieleniu masą akrylową, tymczasowo zacementowano. W ciągu tygodnia wykonano metalowo-porcelanowe korony ostateczne.

Przypadek kliniczny 2
(ryc. 12a, b, c, d)

Pacjent L.P., lat 59, zgłosił się z bólem zęba 44. Na podstawie zdjęcia radiologicznego i badania klinicznego ustalono: pęknięcie korony zęba i zmiany okołowierzchołkowe dotyczące zęba 44 oraz głębokie kieszonki dziąsłowe i kostne przy zębie 45. Pacjent zaakceptował propozycję ekstrakcji zębów 44 i 45 z implantacją natychmiastową. Zęby 44 i 45 usunięto (ryc. 12a). W pozycji usuniętych zębów na tej samej wizycie wprowadzono dwie śruby bikortykalne, które następnie z użyciem zgrzewarki Mondaniego połączono trzema belkami tytanowymi (ryc. 12b). Wolne przestrzenie między belkami wypełniono kompozytem światłoutwardzalnym, a następnie oszlifowano. W końcowej fazie wizyty wykonano kontrolne zdjęcie radiologiczne (ryc. 12d) oraz pobrano wyciski masą alginatową w celu wykonania implantoprotezy prowizorycznej. W następnym dniu, po podścieleniu i sprawdzeniu zwarcia, zacementowano implantoprotezę prowizoryczną (ryc. 11c). Po 2 miesiącach wykonano i zacementowano implantoprotezę ostateczną metalowo-porcelanową.

Przypadek kliniczny 3
(ryc. 13a, b, c)

Pacjentka G.S., lat 49, zgłosiła się do naszego gabinetu w celu uzupełnienia obustronnych braków skrzydłowych w żuchwie. Pacjentka nigdy nie zaakceptowała propozycji użytkowania protezy ruchomej ani sugerowanych wcześniej w innym gabinecie stomatologicznym tzw. zabiegów przedimplantacyjnych. W badaniu radiologiczno-klinicznym stwierdzono bardzo duże zmiany zanikowe podłoża kostnego tak w wymiarze pionowym (zwłaszcza po stronie lewej), jak i w osi językowo-przedsionkowej.

Po przedstawieniu pacjentce planu leczenia i uzyskaniu jej akceptacji przeprowadzono zabieg implantacji natychmiastowej z wprowadzeniem dwóch śrub bikortykalnych i dwóch wszczepów igieł zarówno po stronie lewej łuku zębowego, jak i prawej. Na tej samej wizycie wszczepy połączono trwale poziomymi belkami tytanowymi, stosując procedurę ich elektrozgrzewania. Podobnie jak w pozostałych przypadkach w celu skompensowania braku równoległości filarów oraz wypełnienia wolnych przestrzeni między belkami tytanowymi zastosowano materiał światłoutwardzalny. Na koniec całość oszlifowano wiertłem diamentowym osadzonym na turbinie. Po wykonaniu dwóch zblokowanych struktur (ryc. 13a) w pozycji brakujących zębów pobrano wyciski w celu wykonania natychmiastowych implantoprotez ostatecznych. Wizytę zakończyło wykonanie kontrolnego zdjęcia radiologicznego (ryc. 13c). Po dwóch dniach od zabiegu rehabilitację protetyczną zakończono zacementowaniem implantoprotez ostatecznych wykonanych z metalu i porcelany (ryc. 13b).

Przypadek kliniczny 4
(ryc. 14a, b, c)

Pacjent B.P., lat 60. Na podstawie wywiadu oraz badania radiologiczno-klinicznego stwierdzono zaawansowaną, uogólnioną postać przewlekłej parodontopatii zapalnej, z ruchomością zębów II i III stopnia w górnym łuku zębowym. Po wykonaniu pierwszych zabiegów z zakresu higieny jamy ustnej pobrano wyciski w celu wykonania modeli diagnostycznych przypadku. Plan leczenia obejmował konsultację z lekarzem rodzinnym pacjenta, dokonanie 8 ekstrakcji zębów, wprowadzenie 14 śrub bikortykalnych i oddanie implantoprotezy prowizorycznej na tej samej wizycie. Po zaakceptowaniu przez pacjenta kosztorysu i planu leczenia przystąpiono do wykonania zabiegu implantacji według opracowanego wcześniej schematu.

W pierwszej kolejności usunięto zęby 14 i 24, następnie wprowadzono 4 śruby bikortykalne w odcinku bocznym łuku zębowego po stronie prawej oraz 4 śruby w odcinku bocznym po stronie lewej. Następnie połączono wszczepy poziomymi belkami tytanowymi za pomocą zgrzewarki oporowej Mondaniego. Po wstępnym wykonaniu i opracowaniu zblokowanych struktur po stronie lewej i prawej zwarcie pacjenta zarejestrowano twardym woskiem. Po krótkiej przerwie (by pacjent mógł odpocząć) przystąpiono do ekstrakcji zębów 13, 12, 11, 21, 22, 23 w odcinku przednim szczęki i natychmiastowej implantacji poekstrakcyjnej. Wszczepy połączono pojedynczą belką tytanową od strony podniebiennej (ryc. 14a).

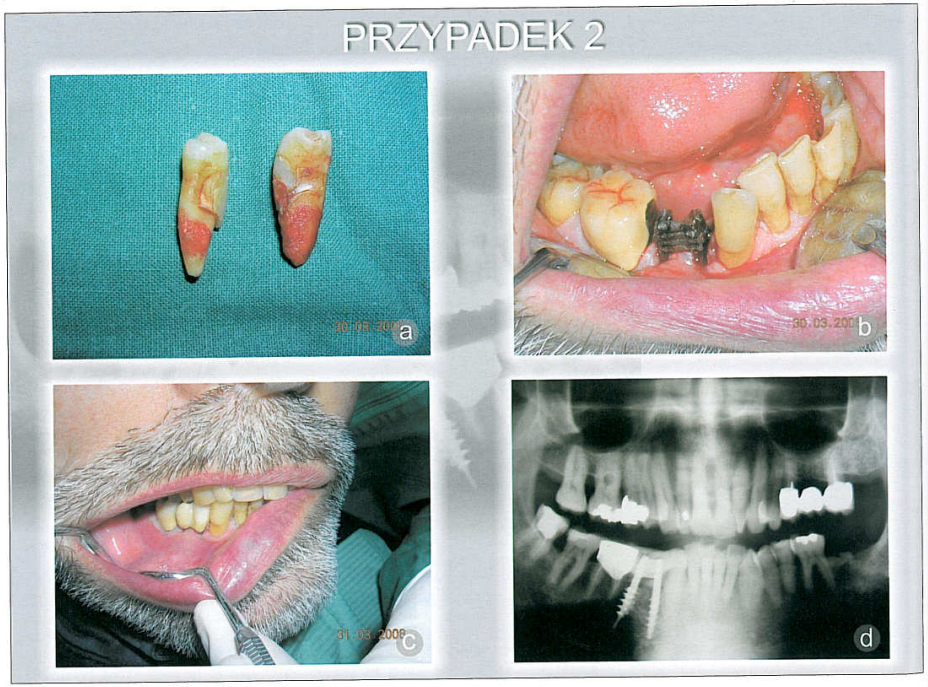
Wizytę zakończono pobraniem wycisków w celu wykonania natychmiastowej protezy prowizorycznej, którą zacementowano po 10 godzinach od chwili rozpoczęcia zabiegu (ryc. 14b). Ponieważ w wyniku procesu zgrzewania w odcinku przednim doszło do odkształcenia tytanowych filarów protetycznych, na następnej wizycie (po 5 dniach) oszlifowano wszystkie filary protetyczne (ryc. 14c), uzyskując ich pożądaną równoległość.

W miarę gojenia się tkanek miękkich protezę prowizoryczną 4-krotnie w ciągu dwóch miesięcy podścielano akrylem. Po dwóch miesiącach od zabiegu implantacji wykonano kontrolne zdjęcie radiologiczne. Na podstawie oceny radiologiczno-klinicznej stan tkanek pacjenta uznano za stabilny i wykonano w ciągu kilku dni implantoprotezę ostateczną z metalu i porcelany.

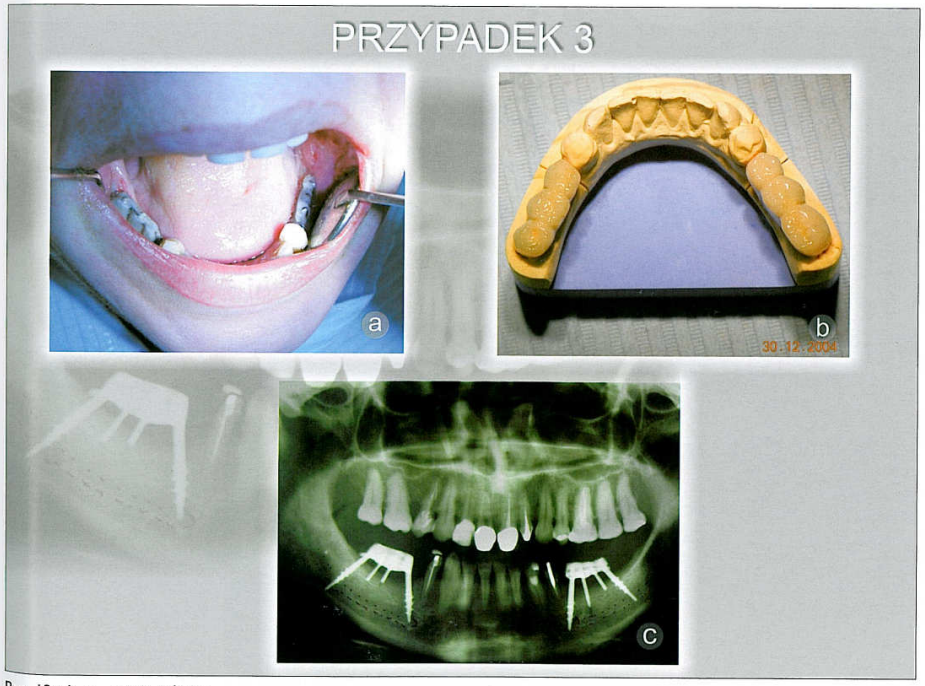
Przypadek kliniczny 5
(ryc. 15a, b, c)

Pacjent N.C., lat 63, od dawna użytkujący górną protezę całkowitą i dolną protezę częściową, wielokrotnie modyfikowaną i podścielaną. Po dwóch wcześniejszych konsultacjach w innych gabinetach pacjent zgłosił się do naszego gabinetu z życzeniem usunięcia problemów związanych z użytkowaniem dolnej protezy częściowej. W badaniu radiologiczno-klinicznym stwierdzono bardzo duże zmiany zanikowe podłoża kostnego w odcinkach bocznych żuchwy oraz przewlekłe endodontyczno-periodontologiczne zmiany chorobowe w uzębieniu resztkowym od zęba 33 do 43, kwalifikujące je do ekstrakcji.

W celu ustalenia obustronnego przebiegu kanału nerwu zębodołowego zlecono wykonanie badania tomografii komputerowej. W dalszej kolejności wy-



Ryc. 12a, b, c, d – opis w tekście.



Ryc. 13a, b, c – opis w tekście.