

SPRZĘT STOMATOLOGICZNY

KWARTALNIK TECHNICZNO-INFORMACYJNY
ISSN 2957-0522 • CENA 25 ZŁ • NR 2/2024 (2)



MATERIAŁY • AKCESORIA • NARZĘDZIA • URZĄDZENIA

ZAPRASZAMY NA TARGI
Warsaw Dental Medica Show
I DO LEKTURY CZASOPISMA!

REKLAMA



Więcej informacji na str. 5

DentalHolding
Innowacyjna stomatologia cyfrowa

Więcej informacji na str. 14



Zapraszamy do odwiedzenia naszego stoiska



Więcej informacji na str. 10 i 17



Więcej informacji na str. 9

Optident
DIGITAL DENTAL SOLUTIONS

Więcej informacji na str. 35

STOMATOLOGIA ZACHOWAWCZA

- N** Ocena skuteczności wybielania zębów żywych
oraz wpływ substancji czynnej na tkanki zęba

NOWOCZESNY GABINET STOMATOLOGICZNY

Termin ważności i okres przechowywania sterylnych
wyrobów medycznych

- F** PEGASO urządzenie do dezynfekcji firmy TIKO srl
Nowoczesny gabinet stomatologiczny – wyposażenie
- F** Nowe Unity i RTG Premium Lifedent
- F** Stworzymy Twój Gabinet!®

NOWOCZESNE TECHNOLOGIE

- F** Narzędzia sztucznej inteligencji i zdalne wspomaganie
decyzji klinicznych: obecne i przyszłe możliwości

DIAGNOSTYKA STOMATOLOGICZNA

- N** Diagnostyka próchnicy powierzchni stycznych
- N** Badania rentgenowskie w stomatologii – wybrane
zagadnienia
- Aparaty RTG wewnętrzne – zestawienie
wybranych firm

- N** Metody obrazowania warstwy mazistej

NOWOCZESNA IMPLANTOLOGIA

- N** Zastosowanie szablonów chirurgicznych w praktyce
implantologicznej

BIOMATERIAŁY

- N** Ostatnie doniesienia na temat nanocząstek złota
jako biomateriału w stomatologii i medycynie

WYDARZENIA BRANŻOWE

XXX Jubileuszowa Edycja Ogólnopolskiej Konferencji
i Targów EXPODENT 2024

Warsaw Dental Medica Show stolicą innowacji
w stomatologii i medycynie estetycznej.
Odwiedź 7. edycję targów

OZNACZENIA: **F** – artykuł firmowy; **N** – artykuł naukowy

Wydawca: Media Tech s.c.

Adres redakcji: 47-400 Racibórz, ul. Żorska 1/45

Redakcja nie odpowiada za treść ogłoszeń oraz artykułów sponsorowa-
nych. Zastrzegamy sobie prawo skracania i adiacji tekstów. Przedruk i
rozpowszechnianie artykułów i reklam opracowanych przez redakcję jest
zabronione bez zgody wydawcy.

Redaktor naczelna: Katarzyna Mazur
tel. kom. 797 125 417

e-mail: katarzyna.mazur@e-sprzetstomatologiczny.pl

Dyrektor marketingu: Ewa Majewska
tel. kom. 797 125 418

e-mail: ewa.majewska@e-sprzetstomatologiczny.pl

str.

9



str.

42



str.

55



Ocena skuteczności wybielania zębów żywych oraz wpływ substancji czynnej na tkanki zęba

SYLWIA BUDNIK, NATALIA POTEPA, ANNA SURDACKA

Nadtlenek wodoru, dostarczany w postaci niezmienionej lub jako produkt rozkładu nadtlenku karbamidu, znajduje zastosowanie podczas zabiegów wybielania zębów żywych. Wykazano, że substancja czynna zawarta w preparatach do rozjaśniania zębów zmniejsza mikrotwardość szkliwa oraz może powodować stany zapalne miazgi. W celu minimalizacji negatywnego wpływu nadtlenku wodoru stosuje się związki remineralizujące. Kompleks fosfopeptyd kazeiny-amorficzny fosforan wapnia (CPP-ACP), nanohydroksyapatyt (nHA) oraz wapń powodują ponowne zwiększenie mikrotwardości szkliwa. Ponadto CPP-ACP zastosowany w trakcie wybielania zębów zmniejsza penetrację nadtlenku wodoru do jamy zęba. W praktyce stomatologicznej wykorzystuje się dwie metody wybielania zębów żywych: profesjonalną, polegającą na aplikacji preparatu bezpośrednio na zęby w gabinecie dentystycznym oraz nakładkową, w której lekarz posługuje się indywidualnie przygotowanymi szynami. Wykazano, że obie metody wybielania zębów żywych cechują się równą skutecznością, a efekt wybielania pozostaje stabilny. Największą zmianę koloru uzyskuje się przy połączeniu obu wyżej wymienionych metod.

Wybielanie zębów żywych zyskuje w ostatnich latach na popularności, co związane jest, między innymi, ze zmieniającym się kanonem piękna, rozwojem stomatologii estetycznej oraz z coraz częstszym zwracaniem uwagi na wygląd zewnętrzny. Troska o urodę jest czynnikiem predykcyjnym do przeprowadzania kosmetycznych zabiegów stomatologicznych [1], natomiast w skrajnych przypadkach prowadzić może do tak zwanej bleachoreksji, czyli obsesyjnego dążenia do posiadania coraz bardziej białych zębów [2]. Przeprowadzenie zabiegów wybielania zębów oraz długotrwałe utrzymywanie się efektów może wpłynąć pozytywnie na dobrostan psychospołeczny, postrzeganie estetyki własnych zębów [3–



5], a także na subiektywną ocenę zdrowia jamy ustnej [5, 6]. Wykazano, że na chęć zmiany koloru zębów wpływają mogą takie czynniki, jak regularność wizyt u stomatologa, palenie papierosów czy samoocena własnego uśmiechu [7].

CZYNNIKI WPLYWAJĄCE NA ODBIÓR KOLORU ZĘBÓW

Postrzeganie koloru stanowi subiektywną ocenę, na którą wpływa, między innymi, anatomia i fizjologia narządu wzroku oraz parametry fizyczne, jak kąt padania promieni świetlnych. Odbieranie barwy zęba zależne jest od budowy szkliwa i zębiny [8, 9]. Prawidłowo zmineralizowane szkliwo, ze względu na swoją przezierność, powoduje przeświecanie żółtej zębiny. Takie zęby są bardziej odporne na próchnicę [10], aczkolwiek jednocześnie wydają się być mniej estetyczne. Ze względu na stosunek wapnia do fosforu w szkliwie oraz dysproporcje w grubości i gęstości tkanek twardych wchodzących w skład korony anatomicznej, kolor zębów w uzębieniu stałym i mlecznym różni się. Rozbieżności w kolorze dostrzegalne są również pomiędzy poszczególnymi osobami, czy grupami zębowymi. Przyjmuje się, iż najciemniejszymi zębami w łuku są kły oraz, że zęby przednie w żuchwie są jaśniejsze niż zęby przednie w szczęcie. Kolor zęba różni się w zależności od położenia w stosunku do brzegu dziąsła. Brzeg sieczny jest najbardziej przezierny, natomiast okolica przyszykowa jest najciemniejszą częścią korony anatomicznej [10].

NADTLENEK WODURU JAKO SUBSTANCJA CZYNNY

Środki wybielające zęby można podzielić na dwie grupy: środki stosowane w domu bez nadzoru lekarza oraz



przeznaczone do profesjonalnego zastosowania w gabinecie stomatologicznym. Rozwiązaniem pośrednim jest wykorzystywanie w domu preparatów do wybielania zębów zgodnie z zaleceniami lekarza dentysty. Substancję czynną stosowaną w metodach profesjonalnych i półprofesjonalnych stanowi nadtlenek wodoru, który może być stosowany w formie niezmiennionej lub pochodzić z rozkładu nadtlenku karbamidu (mocznika) [11]. Wg dyrektyw obowiązujących od dnia 31 października 2012 roku na terenie państw członkowskich Unii Europejskiej maksymalne dopuszczalne stężenie nadtlenku wodoru w preparatach stosowanych bez nadzoru lekarza dentysty wynosi 0,1%. Do użytku profesjonalnego lub pod kontrolą lekarza akceptuje się wyroby zawierające do 6% nadtlenku wodoru obecnego lub uwolnionego. Wraz z pojawieniem się nowych przepisów preparaty zawierające substancje czynne o wyższych stężeniach zostały wycofane z rynku europejskiego [12].

RODZAJE WYBIELANIA ZĘBÓW – EFEKT I JEGO STABILNOŚĆ

Lekarz dentysta podczas kwalifikacji pacjenta do zabiegu wybielania zębów podejmuje decyzję dotyczącą sposobu przeprowadzenia procedury. Na Wydziale Stomatologicznym Uniwersytetu Otago w Dunedin w Nowej Zelandii porównywano zmianę koloru zęba i satysfakcję badanych w zależności od zastosowanej metody wybielania zębów. Pacjentów przygotowano do zabiegu poprzez całkowite usunięcie złogów nazębnych i podzielono na trzy grupy. Każdy uczestnik badania miał zalecone stosowanie pasty do zębów niezawierającej żadnego związku wybielającego (Colgate Sensitive PRO-Relief, Colgate-Palmolive). Pierwsza grupa otrzymała indywidualną szynę do wybielania, 10% żel nadtlenku karbamidu (Pola night, SDI, Australia) oraz zalecenia stosowania preparatu przez 8 godzin w nocy, przez 14 dni. Pacjenci, którym zalecono wybielanie metodą profesjonalną mieli trzykrotnie nakła-

dany na zęby żel zawierający 37,5% nadtlenku wodoru (Pola in-office+, SDI, Australia). U trzeciej grupy pacjentów połączono wybielanie nakładkowe z gabinetowym. Wyniki doświadczenia wskazały, że wszystkie protokoły wybielające skutkują efektem rozjaśnienia równym lub większym niż cztery tony koloru w ciągu 15 dni, a jego poprawa utrzymuje się po upływie 6 miesięcy. Połączenie obu metod wybielania zębów powoduje bardziej wyraźną poprawę koloru. Niezależnie od wybranej procedury zadowolenie pacjentów z uśmiechu i bieli zębów poprawia się i skutkuje wyższą oceną zdrowia jamy ustnej [6].

Porównania różnych metod wybielania zębów dokonano również na Uniwersytecie Medycznym w Wiedniu. Badania przeprowadzone zostały na zębach bydlęcych podzielonych na cztery grupy. Pierwsza grupa stanowiła grupę kontrolną. Testowano preparaty stosowane do wybielania nakładkowego i zawierające $\leq 6\%$ nadtlenku wodoru (Opalescence PF 10%, Philips ZOOM NiteWhite 16%, Philips ZOOM DayWhite 6%), środki przeznaczone do użycia w gabinecie o stężeniu procentowym substancji czynnej $\leq 6\%$ (Philips ZOOM 6%, Magic White 0%, Smartbleach 6%) oraz produkty do wybielania profesjonalnego o stężeniu powyżej 6% nadtlenku wodoru (Philips ZOOM 25%, OpalescenceBoost 40%, Philips Dash 30%). Statystycznie istotne różnice wykryto tylko między preparatami przeznaczonymi do stosowania w gabinecie o stężeniu $\leq 6\%$ HP — Philips ZOOM 6% wykazało lepsze efekty niż Magic White 0% i Smartbleach 6%. Kolejno porównano między sobą najsilniejsze produkty z każdej z grup, nie udokumentowano rozbieżności w uzyskiwanych efektach [13].

Podjęto próbę porównania oceny skuteczności wybielania metodą gabinetową oraz skojarzoną. W tym celu przeprowadzono badania *in vitro* na zębach ludzkich umieszczonych w modelach gipsowych kształtu podkow. Wybielanie przeprowadzone zostało odpowiednio 37,5% nadtlenkiem wodoru (Pola office+, SDI, Australia) oraz wymienionym preparatem w połączeniu z metodą

nakładkową — 16% nadtlenek karbamidu (Pola Night, SDI, Australia). Ocena koloru została wykonana za pomocą spektrofotometru (VitaEasyshade, Vita) przed przystąpieniem do zabiegów oraz na tydzień po zakończeniu leczenia. Miało to na celu umożliwienie ostatecznej stabilizacji koloru. Wykazano skuteczność obu technik wybielania, z lepszymi efektami w przypadku zastosowania metody skojarzonej [14].

Retrospektywnej oceny efektów wybielania zębów żywych dokonano na Wydziale Stomatologii Uniwersytetu w Walencji. Pacjenci stosowali preparat zawierający 16% nadtlenek karbamidu (Pola Night, SDI, Australia) nałożony na indywidualnie przygotowane nakładki. Wybielanie trwało 4 tygodnie, a preparat stosowany był przez 90 minut dziennie. Parametry koloru mierzone były za pomocą spektrofotometru przed zabiegiem, 1 tydzień po zakończeniu stosowania nadtlenu karbamidu oraz co 6 miesięcy, aż do ukończenia 42-miesięcznego okresu obserwacji. Wykazano, iż zastosowanie opisanej metody powoduje znaczną zmianę koloru, a efekt leczenia pozostaje stabilny nawet po 42 miesiącach [15].

WPŁYW ŚRODKÓW WYBIELAJĄCYCH NA SZKLIWO I MIAZGĘ

Od lat dyskutuje się o wpływie wybielania zębów na szkliwo oraz dąży się do określenia optymalnego stężenia i pH środków wybielających. Badacze z Kliniki Stomatologii Odtwórczej Instytutu Nauki i Technologii w Sao Jose w Brazylii podjęli próbę oceny w warunkach *in vitro* oddziaływania 35% nadtlenu wodoru o różnych wartościach pH na skuteczność wybielania i mikrotwardość szkliwa. Doświadczenie przeprowadzone zostało na siekaczach bydlęcych, które losowo podzielono na dwa zbiory — jedna z grup przed zastosowaniem nadtlenu wodoru poddana została procesowi barwienia. Wybielanie trwało 30 min i przeprowadzone zostało żelami o trzech różnych pH — 5,0, 7,0 oraz 8,4. Wykazano, iż szkliwo poddane procesowi wybielania 35% nadtlenu wodoru ulega demineralizacji na powierzchni, a i jego mikrotwardość zmniejsza się niezależnie od pH zastosowanego preparatu. Po wybielaniu bardziej dostrzegalna była zmiana koloru zębów przebarwionych, a pH nadtlenu wodoru nie miało wpływu na efekt wybielania [16].

Spadek mikrotwardości szkliwa zębów poddanych procesowi wybielania potwierdziły badania przeprowadzone

w ramach współpracy Klinik Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji Szkół Wyższych w Nellore i Chennai [17] oraz na Uniwersytecie Unicamp w Campinas [18] w Indiach. Analizowano wpływ dostępnej na rynku pasty z amorficznym fosforanem wapnia (CPP-ACP) i nanohydroksyapatytu (nHA) uzyskanego ze skorupki jaja kurzego na szkliwo zębów ludzkich poddane procesowi wybielania. Substancją czynną powodującą rozjaśnienie zębów był 30% nadtlenek wodoru. W przypadku niezastosowania preparatów remineralizujących wykazano znaczny spadek mikrotwardości szkliwa po procesie wybielania. Zastosowanie nHA lub CPP-ACP z podobną skutecznością powodowało ponowny wzrost mikrotwardości szkliwa [17]. Natomiast w Brazylii oceniano wpływ środków remineralizujących, jak wapń (Ca) i fluor (F), na skutki wybielania. W badaniu posłużono się preparatami zawierającymi 35% nadtlenek wodoru (Whiteness HP, FGM), 35% nadtlenek wodoru + Ca (Whiteness HP Blue, FGM), 40% nadtlenek wodoru + F (OpalescenceBoost, Ultradent). Spadku mikrotwardości szkliwa w porównaniu do grupy kontrolnej nie wykazano tylko w sytuacji zastosowania środka wybielającego wzbogaconego jonami wapnia. Stwierdzono, że wapń i fluor nie zakłócały procesu rozjaśniania zębów, a średnie zmiany barwy były wyższe niż 4,2 jednostki [18].

Obecność zmian w morfologii szkliwa po zastosowaniu 37,5% nadtlenu wodoru oraz 35% nadtlenu karbamidu wykazano także na Wydziale Stomatologii Uniwersytetu w Walencji. Zastosowane preparaty nie spowodowały zmian w zębinie. Aplikacja kompleksu fosfopeptydu kazeiny i amorficznego fosforanu wapnia z fluorem przez pięć minut po wybielaniu przyczyniła się do wzrostu zawartości wapnia w szkliwie [19].

Kolejną tkanką, na którą może oddziaływać środek wybielający, jest miazga. W Klinice Stomatologii Dziecięcej na Uniwersytecie Medycznym w Teheranie podjęto próbę oceny *in vitro* przenikania nadtlenu wodoru do jamy zęba podczas procesu wybielania zębów z użyciem lasera diodowego. W tym celu posłużono się siekaczami szczęki usuniętymi i podzielonymi na pięć grup. Grupa pierwsza została poddana działaniu tylko środka wybielającego (OpalescenceBoost, Ultradent), na zęby z grup od dwa do cztery naniesiony został żel wybielający (Laser White 20, Biolase), plus zastosowano laser o różnej długości fali (odpowiednio: 980 nm, 810 nm, 940 nm); ostatnia była grupa kontrolna. Wykazano, że nadtlenek wodoru przedostaje



REKLAMA



BHZ ATOS MM
www.superpasty.pl

502 282 418
502 155 002

Zapraszamy do odwiedzenia
naszego stoiska na Targach
w dniach 5–7 września 2024 r.



PREPARATY ALFA PO ZABIEGACH STOMATOLOGICZNYCH i nie tylko...



Foto by Freepik

się do jamy zęba podczas wybielania, zarówno gdy stosowany był sam preparat, jak również w sytuacji gdy wspomagano się laserem. Długość fali ma wpływ na stopień penetracji środka do jamy zęba – najwięcej nadtlenu wodoru przedostało się do komory miazgi podczas zastosowania lasera o długości fali 980 nm, a najmniej gdy użyto lasera o długości fali 810 nm [20].

W celu ustalenia optymalnego protokołu wybielania zębów przeprowadzono badania *in vivo* na szczurach oraz *in vitro* na siekaczach bydłych oceniające wpływ na komórki miazgi 35% nadtlenu wodoru w połączeniu z Mi Paste Plus (CPP-ACP: fosfopeptyd kazeiny – amorficzny fosforan wapnia). Doświadczenia wykonane zostały w ramach współpracy Kliniki Endodoncji Uniwersytetu Stanowego w Sao Paulo oraz Kliniki Stomatologii Zachowawczej Federalnego Uniwersytetu Minas Gerais. Wykazano, że 35% nadtlenek wodoru penetruje do komory zęba oraz powoduje miejscowy stan zapalny w miazdze. W badaniu porównano kilka protokołów wybielania w połączeniu z CPP-ACP. Mi Paste Plus stosowano przed, po, przed i po lub w trakcie wybielania z użyciem 35% nadtlenu wodoru. Równoczesne zastosowanie żelu wybielającego i remineralizatora na bazie CPP-ACP spowodowało niższą penetrację H_2O_2 do komory zęba oraz mniejsze uszkodzenie tkanki miazgi. Nie odnotowano statystycznie istotnych różnic między efektami wybielania w przypadku aplikacji nadtlenu wodoru i Mi Paste Plus w porównaniu do grupy wybielanej tylko nadtlakiem wodoru [21].

PODSUMOWANIE

Wybielanie zębów żywych jest procedurą stomatologiczną przeprowadzaną ze względu na subiektywne potrzeby pacjenta, a celem zabiegu jest poprawa estetyki uśmiechu. Przed podjęciem decyzji o kwalifikacji do leczenia, lekarz dentysta powinien dokonać analizy możliwych skutków ubocznych, jak również negatywnego wpływu substancji czynnej na szkliwo oraz miazgę. Z tego względu specjalistyczny wywiad medyczny, rozmowa

poprzedzająca zabieg oraz poznanie oczekiwań pacjenta, są szczególnie istotne. Niezbędna jest również dokumentacja fotograficzna, jak i ocena wyjściowego koloru zębów za pomocą kolornika. Umożliwi to ocenę efektów wybielania oraz stanowić będzie narzędzie w rozmowie z pacjentem. W sytuacji zgłoszenia się do gabinetu stomatologicznego pacjenta małoletniego lub kobiety ciężarnej, z uwagi na potencjalnie toksyczny wpływ nadtlenu wodoru na tkanki żywe, lekarz dentysta powinien unikać zabiegu rozjaśniania zębów oraz poinformować o powodach takiej decyzji. Przeprowadzenie zabiegu wybielania, każdorazowo, wymaga podjęcia optymalnego protokołu postępowania, co minimalizuje negatywne oddziaływania nadtlenu wodoru na tkanki żywe zęba. Obecnie na rynku stomatologicznym oraz kosmetycznym dostępnych jest wiele preparatów mających na celu poprawę estetyki uśmiechu. Produkty różnią się od siebie, między innymi: składem, stężeniem substancji czynnej czy pH. Innowacyjnym rozwiązaniem wydaje się być łączenie środków wybielających ze związkami powodującymi remineralizację szkliwa. Szczególną rolę może odgrywać CPP-ACP, który zastosowany podczas wybielania pozytywnie wpływa na mikrotwardość szkliwa [17], ale także zmniejsza penetrację nadtlenu wodoru do jamy zęba [21]. Zastosowanie tych związków może zapobiec odczuwanej przez pacjenta nadwrażliwości pozabiegowej, jak i zmniejszyć ryzyko skutków ubocznych. Ze względu na możliwe działania niepożądane warto jest przestrzegać pacjentów przed stosowaniem preparatów wybielających samodzielnie w domu, bez konsultacji z lekarzem.

Podczas kwalifikacji pacjenta do zabiegu istotnym aspektem jest wybór metody wybielania zębów. Zarówno wybielanie profesjonalne w gabinecie stomatologicznym, jak i domowy zabieg metodą nakładkową z użyciem indywidualnej szyny przynosi oczekiwany oraz zadowalający efekt [6, 13]. Jest to ważne, szczególnie w sytuacji gdy u pacjenta występują przeciwwskazania do zastosowania obu metod wybielania, na przykład z uwagi na dysfunk-

cję stawu skroniowo-żuchwowego. W przypadku bardziej wymagających pacjentów warto rozważyć zastosowanie metody skojarzonej, która umożliwia uzyskanie lepszych efektów estetycznych [6, 14]. Istotne jest, aby każdego pacjenta traktować indywidualnie oraz dobrać odpowiednią metodę rozjaśnienia zębów, biorąc pod uwagę najnowsze zalecenia, substancję czynną produktów oraz wpływ na zęby w codziennym użytkowaniu.

LITERATURA

[1] De Jongh A, Oosterink FM, van Rood YR, Aartman IH. Preoccupation with one's appearance: a motivating factor for cosmetic dental treatment? *Br Dent J*. 2008;204(12):691–5.

[2] Lee DK, Kastl C, Chan DC. Bleachorexia-an addictive behavior to tooth bleaching: a case report. *Clin Case Rep*. 2018;6(5):910–4.

[3] Fernández E, Bersezio C, Bottner J, Avalos F, Godoy I, Inda D, Vildósola P, Saad J, Oliveira OB, Martin J. Longevity, Esthetic Perception, and Psychosocial Impact of Teeth Bleaching by Low (6%) Hydrogen Peroxide Concentration for In-office Treatment: A Randomized Clinical Trial. *Oper Dent*. 2017;42(1):41–52.

[4] Kothari S, Gray AR, Lyons K, Tan XW, Brunton PA. Vital bleaching and oral-health-related quality of life in adults: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2019;84:22–9.

[5] Meireles SS, Goettems ML, Dantas RV, Bona AD, Santos IS, Demarco FF. Changes in oral health related quality of life after dental bleaching in a double-blind randomized clinical trial. *J Dent*. 2014;42(2):114–21.

[6] Kothari S, Jum'ah AA, Gray AR, M Lyons K, Yap M, Brunton PA. A randomized clinical trial investigating three vital tooth bleaching protocols and associated efficacy, effectiveness and participants' satisfaction. *J Dent*. 2020;95:103322.

[7] Silva FB, Chisini LA, Demarco FF, Horta BL, Correa MB. Desire for tooth bleaching and treatment performed in Brazilian adults: findings from a birth cohort. *Braz Oral Res*. 2018;32:e12.

[8] Oguro R, Nakajima M, Seki N, Sadr A, Tagami J, Sumi Y. The role of enamel thickness and refractive index on human tooth colour. *J Dent*. 2016;51:36–44.

[9] Battersby PD, Battersby SJ. Measurements and modeling of the influence of dentine colour and enamel on tooth colour. *J Dent*. 2015;43(3):373–81.

[10] Arabska-Przedpeńska B, Buczkowska-Radlińska J, Dura W, Grzebieluch W, Jańczuk Z, Kaczmarek U, Lipski M, Lisiecka K, Piątkowska D, Woźniak K. Stomatologia zachowawcza z endodoncją. Zarys kliniczny. Wybielanie przebarwionych zębów. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa; s. 503–511.

[11] Eachempati P, Kumbargere Nagraj S, Kiran Kumar Krishanappa S, Gupta P, Yaylali IE. Home-based chemically-induced whitening (bleaching) of teeth in adults. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 18 grudzień 2018 [cytowane 22 kwiecień 2020]; 2018(12). Dostępne na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6517292/>

[12] Dyrektywa Rady 2011/84/UE z dnia 20 września 2011 r. zmieniająca dyrektywę 76/768/EWG dotyczącą produk-

tów kosmetycznych w celu dostosowania jej załącznika III do postępu technicznego. Tekst mający znaczenie dla EOG. Dziennik Urzędowy Unii Europejskiej L286/36.

[13] Lilaj B, Dauti R, Agis H, Schmid-Schwab M, Franz A, Kanz F, Moritz A, Schedle A, Cvikl B. Comparison of Bleaching Products With Up to 6% and With More Than 6% Hydrogen Peroxide: Whitening Efficacy Using BI and WID and Side Effects — An in vitro Study. *Front Physiol*. 2019;10:919.

[14] Faus-Matoses V, Palau-Martínez I, Amengual-Lorenzo J, Faus-Matoses I, Faus-Llácer VJ. Bleaching in vital teeth: Combined treatment vs in-office treatment. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(8):e754–8.

[15] Llena C, Villanueva A, Mejias E, Forner L. Bleaching efficacy of at home 16% carbamide peroxide. A long-term clinical follow-up study. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(1):12–8.

[16] Jurema AL, de Souza MY, Torres CR, Borges AB, Caneppele TM. Effect of pH on whitening efficacy of 35% hydrogen peroxide and enamel microhardness. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(2):E39–44.

[17] Kunam D, Sampath V, Manimaran S, Sekar M. Effect of Indigenously Developed Nano-Hydroxyapatite Crystals from Chicken Egg Shell on the Surface Hardness of Bleached Human Enamel: An In Vitro Study. *Contemp Clin Dent*. 2019;10(3):489–93.

[18] Vieira I, Vieira-Junior WF, Pauli MC, Theobaldo JD, Aguiar FH, Lima DA, Leonardi GR. Effect of in-office bleaching gels with calcium or fluoride on color, roughness, and enamel microhardness. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(2):e116–22.

[19] Llena C, Esteve I, Rodríguez-Lozano FJ, Forner L. The application of casein phosphopeptide and amorphous calcium phosphate with fluoride (CPP-ACPF) for restoring mineral loss after dental bleaching with hydrogen or carbamide peroxide: An in vitro study. *Ann Anat*. 2019;225:48–53.

[20] Abbasi M, Pordel E, Chiniforush N, Firuzjaee SG, Omrani LR. Hydrogen peroxide penetration into the pulp chamber during conventional in-office bleaching and diode laser-assisted bleaching with three different wavelengths. *Laser Ther*. 2019;28(4):285–90.

[21] Barbosa JG, Benetti F, de Oliveira Gallinari M, Carminnatti M, da Silva AB, Lopes IN, Briso AL, Cintra LT. Bleaching gel mixed with MI Paste Plus reduces penetration of H₂O₂ and damage to pulp tissue and maintains bleaching effectiveness. *Clin Oral Investig*. 2020;24(3):1299–309.

Autorzy deklarują brak konfliktu interesów w autorstwie oraz publikacji pracy.

Autorzy deklarują brak źródeł finansowania.

Artykuł został po raz pierwszy zamieszczony w czasopiśmie „Dental Forum” 1/2020, s. 35–39.

lek. dent. Sylwia Budnik, lek. dent. Natalia Potempa, prof. dr hab. n. med. Anna Surdacka

Klinika Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu



- WYPOSAŻENIE GABINETÓW STOMATOLOGICZNYCH
- ARANŻACJE WNĘTRZ PRZYCHODNI, GABINETÓW, RECEPCJI
- SPRZĘT, URZĄDZENIA, MEBLE, NARZĘDZIA
- NOWOCZESNE TECHNOLOGIE, APARATURA I MATERIAŁY
- ZESTAWIENIA NOWYCH URZĄDZEŃ I SPRZĘTU
- NIETYPOWE PRZYPADKI LECZENIA I REHABILITACJI
- BIEŻĄCE WYDARZENIA BRANŻOWE

KWARTALNIK

SPRZĘT STOMATOLOGICZNY



Zapraszamy do współpracy
e-sprzetstomatologiczny.pl

Termin ważności i okres przechowywania sterylnych wyrobów medycznych



FDA wymaga, aby sterylizowane opakowania narzędzi chirurgicznych/instrumentów posiadały odpowiednią datę ważności. Producenci muszą przestrzegać tych wytycznych. Produkt w opakowaniu sterylnym powinien być wyrzucony po upływie daty ważności. Produkt w opakowaniu sterylnym powinien być wolny od bakterii i wirusów. Jednak nie zawsze tak jest. Może być możliwe ponowne użycie sterylnego opakowania po upływie terminu ważności.

Okres trwałości sterylnego opakowania zależy od kilku czynników, w tym od zdarzenia lub okoliczności, w których jest ono użytkowane i przechowywane. Jeśli opakowanie jest właściwie przygotowane, zawartość w nim zawarta będzie sterylna przez długi czas. Jeśli tak nie jest, należy je ponownie przetworzyć. Producent określi czas utrzymania sterylności dla swojego produktu końcowego. Ważne jest, aby kontrolować sterylność opakowań przed ich użyciem.

Ważność daty ważności zależy od badań stabilności. Badania stabilności mogą być oparte na właściwościach fizycznych próbek posterylnych w celu określenia, czy zachowują one swoją skuteczność. Badania te mogą być przydatne do określenia okresu trwałości wyrobu medycznego. Przestrzeganie tych protokołów jest ważne dla zachowania sterylności produktu. Aby jednak zapewnić skuteczność produktu, musi on zostać poddany badaniom stabilności.

Okres trwałości sterylnego opakowania zależy od rodzaju materiału, z którego wykonano opakowanie. Jakość materiału, z którego wykonano opakowanie, warunki podczas transportu i sposób postępowania mogą mieć wpływ na sterylność. Używanie artykułów z rozdartymi, ściśniętymi lub mokrymi opakowaniami jest nierozsądne. Jeżeli data ważności nie jest wydrukowana na etykiecie, najlepiej jest postępować zgodnie z wytycznymi dotyczącymi sterylności związanymi z danym wydarzeniem.

Regeneracja produktów sterylnych może być kosztowna i czasochłonna. Szpitale mogą obniżyć koszty, ograniczając konieczność regeneracji opakowań i poświęcając więcej czasu na ich przygotowanie. Ponadto nowa norma wymaga od szpitali przyjęcia zasad opartych na ich własnych praktykach wewnętrznych i potrzebach pacjentów. Dzięki tej zmianie produkty sterylne mogą pozostać sterylne dłużej, a personel może skoncentrować się na innych aspektach opieki nad pacjentem.

Badanie transportu może zmierzyć wpływ czasu na produkty sterylne i opakowania. Testowanie materiałów pod kątem ich właściwości może pomóc producentom w określeniu najlepszego opakowania sterylnego. Równanie Arrheniusa jest uznawane za prawidłowe podejście do określenia wpływu temperatury i czasu na opakowania sterylne. Jednak staranny dobór temperatury jest niezbędny, aby zapewnić bezpieczny i skuteczny produkt.



Oprócz przyspieszonego starzenia się opakowań sterylnych, ważne jest również zrozumienie wpływu wilgotności i temperatury na działanie produktu.

Źródło: www.autonomia-dent.pl

REKLAMA



Ośrodek Badań Atestacji
i Certyfikacji OBAC Sp. z o.o.

www.OBAC.com.pl



Badania i certyfikacja wyrobów medycznych

- Badania wyrobów: mechaniczne, elektryczne, środowiskowe i funkcjonalne
- Weryfikacja dokumentacji technicznej wyrobów medycznych
- Testy kompatybilności elektromagnetycznej EMC
- Certyfikacja aktywnych wyrobów medycznych klasy I
- Certyfikacja systemów zarządzania według PN-EN 13485: 2016-04

OBAC Sp. z o.o. | ul. Łabędzka 21, Gliwice

biuro@obac.com.pl
tel. 32 237 84 40



URZĄDZENIE DO DEZYNFEKCJI POWIETRZA Z WYMUSZONYM OBIEGIEM ZAMKNIĘTYM, OPATENTOWANY I CERTYFIKOWANY SYSTEM WENTYLACJI

PEGASO urządzenie do dezynfekcji firmy TIKO srl

To urządzenie zostało stworzone z myślą o umieszczeniu w gabinetach stomatologicznych i pracowniach medycznych, gdzie konieczna jest ochrona ludzi i obszarów przed zagrożeniem czynnikami biologicznymi. Opracowane i wyprodukowane w innowacyjnej konstrukcji, przewyższa problemy związane z bezpośrednią i pośrednią ekspozycją na promienie ultrafioletowe (UV-C 265 nm), oferując wolne od ryzyka ciągłe użytkowanie nawet w obecności ludzi.



PEGASO zostało zaprojektowane i zrealizowane w całości przez włoską firmę TIKO srl. Aby zapewnić wysokie standardy jakości produktów i wyników dezynfekcji, firma stworzyła łańcuch współpracowników, terytorialnie bliski, który pozwala zminimalizować wpływ produkcji na środowisko.

PEGASO swoje działanie opiera na systemie wymuszonej wentylacji w obiegu zamkniętym. Gdy powietrze jest pobierane przez urządzenie, przechodzi przez zawór wejściowy. Powietrze jest następnie wtłaczane do bezpośredniego kontaktu z UV-C LED-s, które dzięki promieniowaniu UV-C uzupełniają maksymalne działanie bakteriobójcze. Ekran lustrzany o wysokiej mocy koncentruje odbicia promieniowania UV-C. Powietrze jest następnie uwolnione przez zawór wylotowy, mikrobiologicznie czyste.

Dezynfekcja UV C pozostaje jedynym sprawdzonym, praktycznym i ekonomicznym rozwiązaniem, zapewniającym prawdziwe bezpieczeństwo mikrobiologiczne bez wpływu na zapach i smak. Najbardziej innowacyjnym źródłem promieni ultrafioletowych są UVC LED-s. Te mikroskopijne źródła światła UV są w stanie osiągnąć takie same wyniki jak standardowe lampy UVC, oferując jednocześnie rewolucyjne funkcje w zakresie mocy, przenośności i możliwości zastosowania.

Wysoka intensywność i działanie na żądanie UV LED-s pozwala na kompaktowe, innowacyjne projekty, czyniąc je trwałymi w czasie. W przeciwieństwie do tradycyjnych

źródeł światła, których wyjściowa długość fali jest stała, UV LED-s mogą być produkowane do pracy przy optymalnej długości fali dla danego zastosowania – 265 nm, jest powszechnie uznawany za szczyt absorpcji DNA.

UV LED-s włączają się i wyłączają natychmiast i mogą być pulsowane bez szkody dla ich "życia", czyniąc je bardziej przyjaznymi dla użytkownika. W porównaniu z tradycyjnymi lampami nie emitują jonizujących częstotliwości, więc nie generują ozonu (który jest szkodliwy dla ludzi).

PROSTOTA

Funkcje Pegaso są proste i intuicyjne. Technologia UVC powinna być wymieniana co 10 000 godzin użytkowania.

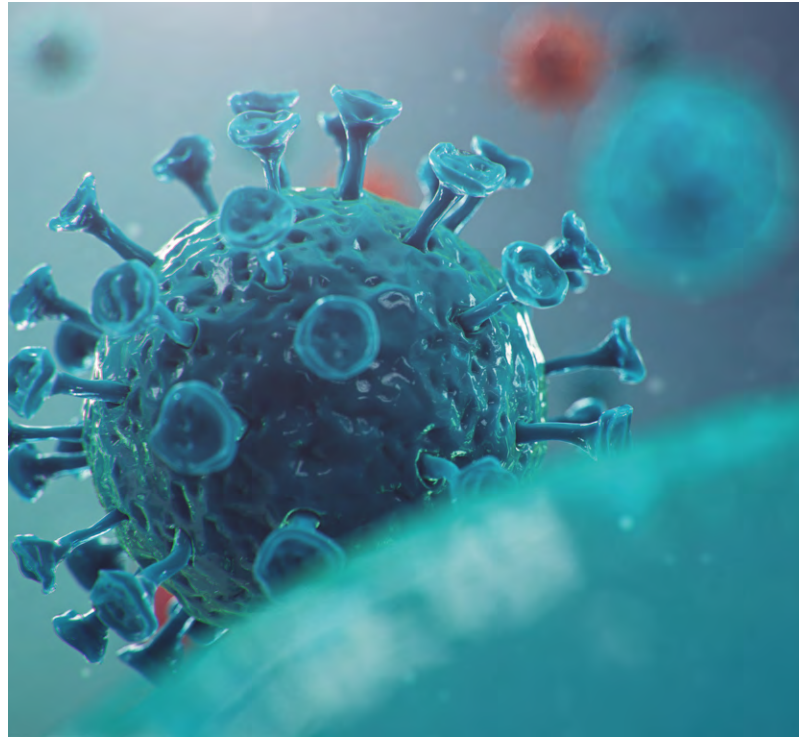
CO NOWEGO?

Poziom dezynfekcji powietrza: 99% w odniesieniu do bakteriobójczego promieniowania UV 265 nm w celu inaktywacji prątków gruźlicy. Wydajność: 80 m³/h.

Promieniowanie UV-C eliminuje bakterie, wirusy i zarodniki, niszcząc ich DNA i hamując ich reprodukcję i proliferację. Technologia UV-C jest fizyczną metodą dezynfekcji o doskonałym stosunku kosztów do korzyści, jest ekologiczna i w przeciwieństwie do środków chemicznych działa przeciwko wszystkim mikroorganizmom bez tworzenia oporu.

Urządzenie PEGASO z włoskim designem jest minimalistyczne i nowoczesne, pasujące do różnych stylów mebli, które można dostosować do każdego środowiska medycznego: pracowni, gabinetów i poczekalni.

Urządzenia charakteryzuje łatwość obsługi, niski poziom hałasu. Wyprodukowano we Włoszech, konfigurowalny, 99% dezynfekcji powietrza UVC LED-s.



Dystrybutor w Polsce



80-460 Gdańsk, ul. Cienista 21
tel./fax 58 302 99 25, tel.kom. 601 244 640
biuro@fach-med.pl www.fach-med.pl





Foto by Freepik

Nowoczesny gabinet stomatologiczny – wyposażenie

Czasy, kiedy wizyta w gabinecie stomatologicznym wiązała się z ogromnym stresem i strachem przed bólem, minęły bezpowrotnie. Dziś dentysta posiada wiedzę i narzędzia, które pozwalają mu niemal bezboleśnie leczyć zęby. Gabinet stomatologiczny jest wyposażony niezwykle profesjonalnie i nowocześnie

GABINET JEDNOSTANOWISKOWY

Niezbędne minimum wyposażenia, które powinno znajdować się w gabinecie stomatologicznym, jednostanowiskowym to:

- unit stomatologiczny, czyli specjalny fotel,
- asystor będący specjalnym meblem dentystycznym w postaci szafki łatwej do przesuwania posiadającej blat oraz szufladki, które są podręcznym magazynkiem na najbardziej potrzebne akcesoria,
- fotelik dla lekarza i asysty,
- umywalka,
- ewentualnie małe biurko z komputerem.

Profesjonalny gabinet stomatologiczny powinien być także wyposażony w szafki, w których stomatolog może przechowywać niezbędne materiały oraz narzędzia, sterylizator i zlewozmywak oraz punktowy aparat RTG.

NOWOCZESNY UNIT STOMATOLOGICZNY

Fotel stomatologiczny to centralny punkt każdego gabinetu stomatologicznego. Współczesne unity stomatologiczne charakteryzują się niezwykle funkcjonalnością. Składają się z kilku elementów.

Pacjenci zasiadają w wygodnym fotelu elektromechanicznym. Taki fotel posiada między innymi zagłówek z blokadą mechaniczną, programowalne pamięci pozycji pracy, pamięć pozycji „spluwaczkowej” i automatyczny powrót do pozycji „0”.

Kolejny element unitu to konsola dentysty wyposażona w funkcje maksymalnie ułatwiające jego pracę. Niezbędna jest również lampa halogenowa bardzo dokładnie oświetlająca stanowisko pracy. Ostatnią część unitu to blok spluwaczki ze szklaną, odchylaną i zdejmowaną misą. Blok spluwaczki posiada możliwość obrotu w stronę pacjenta.

WYPOSAŻENIE DODATKOWE

Wyposażenie dodatkowe obejmuje wszelkie narzędzia pracy stomatologa, a więc:

- kamery,
- kątnice,
- ssaki,
- wiertła stomatologiczne (m.in. wysokiej jakości niezawodne wiertła diamentowe,



- piaskarki,
- autoklaw, służący do sterylizacji.

W pełni profesjonalny gabinet nie może się również obyć bez dodatkowych kamer, aparatów i wywoływarki RTG, lamp ultradźwiękowych i bakterio-bójczych, negatoskopów oraz innych elementów wyposażenia specjalistycznego.

Oczywiście projektując gabinet, należy uwzględnić również wszelkiego rodzaju ułatwienia dla pacjentów, w tym również osób niepełnosprawnych. Toalety, wygodna poczekalnia, odpowiednia aranżacja wnętrza to czynniki, które z pewnością poprawiają komfort pacjentów. Wizyta u dentysty w żadnym wypadku nie powinna kojarzyć się z dodatkowymi uciążliwościami i powodować negatywnych skojarzeń.

NOWOCZESNY GABINET STOMATOLOGICZNY – KOMFORT I BEZPIECZEŃSTWO

W nowoczesnym gabinecie stomatologicznym powinny również znaleźć się urządzenia idące z duchem czasu, a nie tylko te, które niezmiennie znajdują się w ich wyposażeniu od dekad. Dlatego ważne będą także urządzenia, które poprawiają jakość powietrza w gabinecie stomatologicznym. Przekonała nas do nich pandemia, jednak

w wielu środowiskach medycznych były wykorzystywane dużo wcześniej. Podczas leczenia stomatologicznego czy ekstrakcji zęba może dojść do zakażenia krzyżowego. Dodatkowo pacjent na fotelu ma cały czas otwarte usta i jest bez maseczki. W sytuacji gdyby był chory, mógłby narazić na zachorowanie personel znajdujący się w gabinecie.

Właśnie w takiej roli doskonale sprawdzają się urządzenia do dezynfekcji powietrza, które pozwalają czuć się w pełni bezpiecznie zarówno pacjentowi, jak i pracownikom. Pobierają powietrze z pomieszczenia, oczyszczają je i wraca ono w pełni wolne od bakterii, wirusów, grzybów i innych potencjalnie zagrażających zdrowiu i życiu drobnoustrojów. Często są one wykorzystywane nie tylko w gabinetach, gdzie wykonywane są usługi stomatologiczne, ale także w większych skupiskach pacjentów, czyli w poczekalni. Dzięki temu nawet gdy na wizytę stawia się ktoś chory, ryzyko zarażenia zostanie zminimalizowane.

Drugim ważnym elementem wyposażenia nowoczesnego gabinetu stomatologicznego, który z kolei wpływa na komfort pacjenta podczas wizyty, jest urządzenie do sedacji wziewnej. To coraz popularniejsze rozwiązanie, które można spotkać już nie tylko w prestiżowych klinikach – należy spodziewać się, że już niedługo stanie się podstawowym wyposażeniem.

Wspomniane urządzenie dozuje podtlenek azotu oraz tlen w wybranych proporcjach. Jego działanie uspokaja i rozluźnia, a przy tym nie usypia i nie oślepia, dzięki czemu pacjent pozostaje przez cały czas świadomy. Jest w pełni bezpieczny, także dla dzieci, a po zakończeniu podawania bardzo szybko przestaje działać.

Doskonale sprawdza się u pacjentów z dentofobią, którzy nie są w stanie poddać się leczeniu czy ekstrakcji zęba tylko z wykorzystaniem klasycznego znieczulenia miejscowego. Może także przydać się podczas przyzwyczajania dzieci do wizyt u stomatologa lub kiedy pojawi się konieczność nagłego leczenia na pierwszej wizycie.

Źródło: stomatologia.malopolska.pl



Nowe Unity i RTG Premium Lifedent



Stomatologia dynamicznie się rozwija, wprowadzając innowacyjne technologie, które podnoszą standardy opieki zdrowotnej. Przełomowym krokiem w tej dziedzinie jest wprowadzenie nowych foteli stomatologicznych oraz aparatów RTG Premium LifeDent. Te zaawansowane urządzenia rewolucjonizują praktykę stomatologiczną, oferując wyższą jakość diagnostyki, większe bezpieczeństwo oraz komfort zarówno dla pacjentów, jak i stomatologów.

NOWOCZESNE TECHNOLOGIE UNITÓW PREMIUM LIFEDENT

Fotele stomatologiczne są sercem każdego gabinetu dentystycznego. Nowe unity Premium LifeDent wyróżniają się dzięki zastosowaniu najnowszych technologii, które podnoszą standardy opieki stomatologicznej.

1. Zaawansowane Systemy Diagnostyczne: Unity LifeDent wyposażone są w najnowocześniejsze kamery intraoralne oraz systemy skanowania 3D, umożliwiające precyzyjną diagnostykę i planowanie leczenia.
2. Ergonomia i Komfort: regulowane fotele, podłokietniki oraz podparcia głowy zapewniają komfort pacjentom i ergonomię pracy dla dentystów.
3. Integracja z Systemami IT: Unity LifeDent umożliwiają pełną integrację z systemami zarządzania gabinetem stomatologicznym, automatyzując procesy administracyjne i ułatwiając zarządzanie danymi pacjentów.

NOWOCZESNE APARATY RTG PREMIUM LIFEDENT

Diagnostyka obrazowa odgrywa kluczową rolę w stomatologii. Nowe aparaty RTG Premium LifeDent wprowadzają rewolucyjne zmiany w tej dziedzinie.

1. Wysoka rozdzielczość obrazów: aparaty RTG LifeDent

zapewniają obrazy o wyjątkowo wysokiej rozdzielczości, co umożliwia dokładniejsze diagnozowanie problemów stomatologicznych.

2. Minimalna dawka promieniowania: zastosowane technologie minimalizują dawkę promieniowania, co zwiększa bezpieczeństwo pacjentów.
3. Szybkość i efektywność: aparaty RTG LifeDent są zaprojektowane, aby maksymalnie skrócić czas wykonania zdjęcia oraz jego analizy, co przyspiesza proces diagnostyki.

KORZYŚCI DLA STOMATOLOGÓW

Wprowadzenie unitów oraz aparatów RTG Premium LifeDent do gabinetu stomatologicznego niesie ze sobą liczne korzyści.

1. Precyzyjna diagnostyka: Zaawansowane systemy diagnostyczne umożliwiają szybkie i dokładne ocenienie stanu uzębienia pacjentów, co pozwala na lepsze planowanie leczenia.
2. Ergonomiczne rozwiązania: Ergonomiczne unity LifeDent zmniejszają obciążenie kręgosłupa i stawów, co pomaga uniknąć problemów zdrowotnych związanych z długotrwałym wykonywaniem zawodu.
3. Zarządzanie czasem: Integracja z systemami IT umożliwia efektywniejsze zarządzanie czasem, pozwalając stomatologom skupić się na leczeniu pacjentów.

KORZYŚCI DLA PACJENTÓW

Pacjenci również czerpią korzyści z wprowadzenia nowoczesnych unitów oraz aparatów RTG Premium LifeDent.

1. Komfort zabiegów: ergonomiczne fotele i podparcia zapewniają pacjentom większy komfort podczas zabiegów.
2. Bezpieczeństwo i higiena: Unity i aparaty RTG LifeDent są projektowane z myślą o najwyższych standardach higieny, co minimalizuje ryzyko zakażeń.
3. Transparentność leczenia: wbudowane kamery i systemy skanowania umożliwiają pacjentom obserwowanie swojego leczenia w czasie rzeczywistym, co zwiększa ich zaufanie do podejmowanych przez dentystę działań.

PODSUMOWANIE

Nowe unity oraz aparaty RTG Premium LifeDent to innowacyjne podejście do stomatologii, które przynosi korzyści zarówno dentystom, jak i pacjentom. Dzięki zaawansowanym technologiom, ergonomii oraz integracji z systemami IT, unity te podnoszą standardy opieki stomatologicznej. Wprowadzenie takich urządzeń do gabinetów to inwestycja w przyszłość, która z pewnością przyniesie wymierne korzyści i przyczyni się do dalszego rozwoju gabinetu stomatologicznego.



RTG Premium LifeDent



**Naścienny
aparat RTG
Le Ray W**

Nowa jakość
pracy
implantologa
dostępna
już w Polsce.

Premiera
unitów
LIFEDENT



E9-X



lifedent

UNIT LIFEDENT już od **50 300** PLN

info:
+48 22 313 08 80
+48 693 465 184
+48 693 465 185
www.dentalholding.com

DentalHolding
Innowacyjna stomatologia cyfrowa

Stworzymy Twój Gabinet!®



Środowisko medyczne w obecnych czasach stawia przed sobą wysokie oczekiwania zarówno w zakresie jakości usług medycznych, jak i komfortu oraz estetyki placówek medycznych.

Ratyński Design & Build to firma, która z pełnym zaangażowaniem i profesjonalizmem odpowiada na te potrzeby, tworząc przestrzenie, które sprzyjają zarówno leczeniu, jak i pracy personelu medycznego.

Rozpoczynamy każdy projekt od gruntownego zrozumienia oczekiwań i potrzeb naszych klientów. Nasze projekty są tworzone na miarę, z myślą o zapewnieniu funkcjonalności i estetyki nowoczesnych gabinetów stomatologicznych. Projektujemy tak, by przestrzenie były nie tylko przyjemne wizualnie, ale także zoptymalizowane pod kątem procesów pracy medycznej. Każdy element, od rozmieszczenia pomieszczeń po wybór materiałów wykończeniowych, jest starannie planowany, aby zapewnić maksymalny komfort i efektywność.

Dzięki modelowi „jeden kontakt, jeden wykonawca”, zapewniamy płynność realizacji i spójność każdego etapu projektu. Integracja działań projektowych z wykonawczymi pozwala na efektywną kontrolę kosztów i terminowość realizacji. Nasz zespół specjalistów z dziedziny architektury, inżynierii oraz designu współpracuje, by każdy projekt był realizowany z najwyższą starannością o detale.

Stosujemy nowoczesne technologie i innowacyjne rozwiązania, które gwarantują ponadczasowość i funkcjonalność naszych projektów. Specjalistyczne oświetlenie medyczne, ergonomiczne meble i zaawansowane systemy wentylacyjne to standard naszych projektów, które wpływają na wyjątkowość naszych realizacji. Projekty i realizacje Ratyński Design & Build oraz PWM Architekci + stanowią połączenie nowoczesnej techno-



logii z najlepszymi praktykami designu, co przekłada się na podniesienie standardów opieki zdrowotnej.

Jako generalny wykonawca, rozumiemy, że nasze zadanie nie kończy się na przekazaniu kluczy do nowego obiektu. Oferujemy ciągłe wsparcie i serwis posprzedażowy, gwarantując, że każda realizacja długoterminowo spełnia oczekiwania klientów. Nasz zespół pozostaje do dyspozycji klientów, zapewniając wsparcie na każdym etapie — od koncepcji po użytkowanie.

Dzięki integracji działań projektowych i wykonawczych zapewniamy płynność i spójność każdego projektu. Odpowiednie zarządzanie kosztami, które jest możliwe dzięki wczesnej fazie planowania i dokładnej analizie, pozwala naszym klientom na oszczędności finansowe, bez kompromisów w zakresie jakości. Realizacja każdego elementu projektu, od instalacji po finalne wykończenia, odbywa się pod ścisłym nadzorem naszych specjalistów, co gwarantuje najwyższe standardy.

Nie uciekamy od wyzwań - przyjmujemy je z entuzjazmem jako możliwości do innowacji i ulepszeń. Nasze projekty, od małych gabinetów po wielospecjalistyczne centra medyczne, są dowodem na to, że każde wyzwanie jest szansą na stworzenie czegoś wyjątkowego.

Z naszym zespołem, każdy gabinet staje się przestrzenią, która nie tylko sprzyja leczeniu, ale jest także miejscem, gdzie każdy szczegół ma znaczenie. Naszym celem jest stworzenie miejsc, które inspirować profesjonalizmem i zaufaniem. Zapraszamy do kontaktu i rozpoczęcia współpracy, która przekształci Twoje marzenia o idealnym gabinecie w rzeczywistość.



RATYŃSKI
DESIGN & BUILD

PWM ARCHITEKCI +
medic

RATYŃSKI DESIGN & BUILD SP. Z O.O.
PWM ARCHITEKCI MEDIC +



NASTĘPNY KROK DLA NARZĘDZI SZTUCZNEJ INTELIGENCJI ORAZ ZDALNEGO PODEJMOWANIA DECYZJI I WSPARCIA KLINICZNEGO

Narzędzia sztucznej inteligencji i zdalne wspomaganie decyzji klinicznych: obecne i przyszłe możliwości

DAVID MORGAN, EDMOND TRUELOVE

Pierwszym urządzeniem medycznym, które wprowadziło zalety wizualizacji fluorescencji błony śluzowej jamy ustnej (FV) do stomatologii, był system **VELscope** (LED Dental, Vancouver BC), wprowadzony na rynek w 2006 roku.



Pierwszym urządzeniem medycznym, które wprowadziło zalety wizualizacji fluorescencji błony śluzowej jamy ustnej (FV) do stomatologii, był system VELscope (LED Dental, Vancouver BC), wprowadzony na rynek w 2006 roku. W 2023 r. fluorescencja jest coraz częściej wykorzystywana jako część kompleksowej oceny tkanek miękkich jamy ustnej w stomatologii, jako dodatkowa pomoc w ocenie pacjenta. **Zastosowanie VELscope jako narzędzia do badań przesiewowych błony śluzowej jamy ustnej zostało szeroko opisane w literaturze naukowej.**

W literaturze znaleziono 38 przeglądów i metaanaliz [1-38] dotyczących VELscope, 49 artykułów oceniających VELscope jako narzędzie do badań przesiewowych błony śluzowej jamy ustnej w badaniach klinicznych lub studiach przypadków [39-87] oraz kolejne 11 badań/przeglądów [88-98] związanych z VELscope pomagającym wyznaczyć marginesy chirurgiczne.

Użyteczność wizualizacji fluorescencyjnej VELscope została rozszerzona na inne obszary, w szczególności w identyfikacji martwiczej i żywej kości podczas chirurgicznego leczenia martwicy kości szczęki związanej z lekami [99-114]; chociaż z komercyjnego i regulacyjnego punktu widzenia jest to ściśle pozarejestrowane zastosowanie.

FV w badaniach przesiewowych błony śluzowej jamy ustnej jest głównym nurtem, chociaż rozwinęła się debata na temat ich odpowiednich zastosowań. Urządzenia FV, w tym VELscope, są z definicji i zatwierdzenia przez organy regulacyjne, uzupełnieniem tradycyjnego badania jamy ustnej. Zostały zaprojektowane jako dodatkowe pomoce wizualne, które uzupełniają badanie wizualne i do- >>

tykowe, wizualnie uwidaczniając nieprawidłowości, które w przeciwnym razie mogłyby zostać przeoczone. Pomagają wizualizować zmiany w tkankach, które sugerują nie tylko nowotwór złośliwy lub potencjalny nowotwór złośliwy, ale także wiele innych potencjalnych chorób. Późniejszy proces badania tych wyników, identyfikacji i usuwania przyczyn pośrednich oraz oceny potrzeby biopsji i ostatecznego leczenia, obejmuje jasny protokół, który jest dobrze zdefiniowany.

Wyrażono zaniepokojenie z powodu "wyników fałszywie dodatnich" nieprawidłowo przypisywanych urządzeniom opartym na FV, gdy ich użycie jest traktowane jako zapewniające ostateczny wynik diagnostyczny (pozytywny lub negatywny) w przypadku raka lub innych diagnoz. Takie wyniki nie są fałszywie dodatnie, ale warunki słuzówkowe, które zasługują na dalsze rozważenie, ponieważ niektóre mogą reprezentować oznaki znaczących miejscowych lub ogólnoustrojowych zmian w błonie śluzowej, które wymagają ostatecznej diagnozy i leczenia.

Autorzy byli ściśle zaangażowani w usługę wspomagania decyzji klinicznych (CDSS) ustanowioną przez LED Dental Inc. (LED) dla swoich klientów VELscope, aby zapewnić zdalne wsparcie gabinetom stomatologicznym w ich wysiłkach na rzecz podejmowania właściwych decyzji w leczeniu zmian w tkankach miękkich. Ta pierwsza, komercyjna, szeroko sprzedawana usługa jest dostępna dla klientów VELscope od ponad 10 lat, znacznie wyprzedzając program oparty na teledentystyce, który pomaga w zarządzaniu zmianami w tkankach miękkich w oparciu o obrazy światła białego i fluorescencji [115].

Lekarze są wyraźnie informowani, że komentarze LED do przypadków klinicznych CDSS w żaden sposób nie mają być postrzegane jako ostateczna diagnoza i / lub plan działania, ale powinny być postrzegane jako sugestie, które lekarz może rozważyć w leczeniu pacjenta. Wymagania CDSS obejmują anonimowe dane pacjenta, hi-

storię zmian, przepisane leki oraz zdjęcia odbicia światła białego i fluorescencji tkanki budzącej obawy.

Informacje te są przekazywane wysoko wykwalifikowanemu specjalście medycyny jamy ustnej (dr Edmond Truelove), który analizuje informacje i przedstawia spostrzeżenia oraz sugestie oparte na przesłanych informacjach. Raport zawiera następujące elementy:

- Opis wyników badania dostarczonych zdjęć w świetle białym i fluorescencyjnym.
- Podsumowanie historii pacjenta i zmian chorobowych dostarczone przez praktykę.
- Lista stanów klinicznych, które zaleca się uwzględnić w ramach diagnostyki różnicowej lekarza kierującego.
- Omówienie wyżej wymienionych schorzeń w kontekście wyników badań oraz historii pacjenta i zmian chorobowych.
- Kilka sugestii, które pomogą pokierować dalszym postępowaniem z pacjentem (np. sugestie dotyczące usunięcia zmiany, zalecenia dotyczące dalszych działań itp.)

Przykład kliniczny (Image Smiles Dental - Dr. Jim Yeganehi Inc. & Associates, Vancouver, BC, Kanada) ilustruje wartość dostarczaną przez tę usługę.

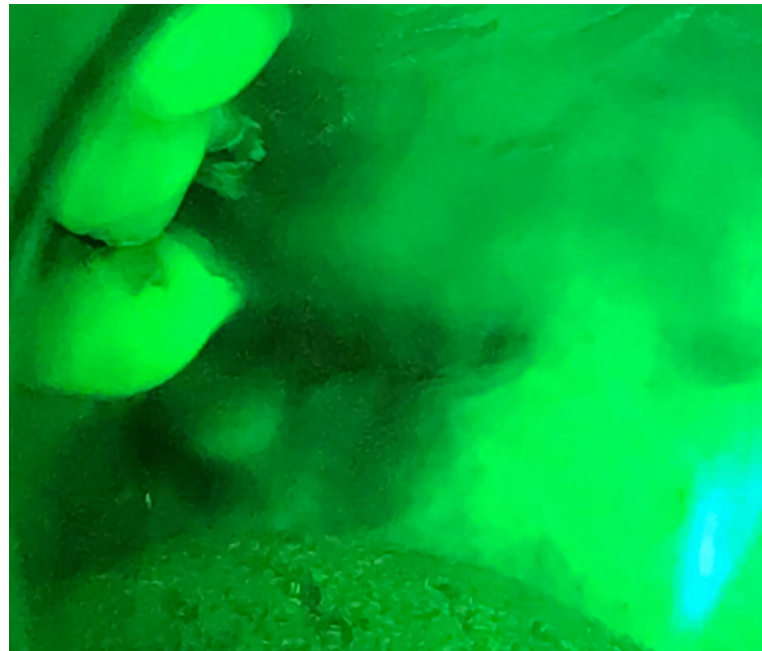
72-letnia kobieta zgłosiła się na rutynowe badanie stomatologiczne. Nie zgłaszała żadnych objawów ani zmian w jamie ustnej. Jej historia medyczna była negatywna dla znaczącego ryzyka chorób błony śluzowej i była pozytywna tylko dla niedoczynności tarczycy i reumatoidalnego zapalenia stawów. Leki które były stosowane w tym czasie to Synthroid i hydroksychlorochina. Obszar oglądany przy tradycyjnym oświetleniu światłem białym pokazano na rys. 1, a odpowiedź fluorescencyjną na rys. 2.

Stany sugerowane przez CDSS do rozważenia w diagnostyce różnicowej klinicysty obejmowały:

- dysplazja/rak nabłonka;



Rys. 1. Zdjęcie w świetle białym przedstawiające rumień rozciągający się na tylną część podniebienia twardego



Rys. 2. Zdjęcie fluorescencyjne pokazujące skrajnie ciemną utratę fluorescencji, co jest widoczne w przypadku intensywnego stanu zapalnego lub w przypadkach dysplazji nabłonka

- przewlekłe zakażenie z przetoką z sąsiedniego zakażenia zębopochodnego lub przyzębia;
- nowotwór złośliwy ślinianki przyusznej;
- niezamierzone faktyczne urazy.

Utrata fluorescencji jest rozszerzona na mankiet dziąsłowy zębów trzonowych.

Sekcja dyskusyjna raportu zawierała następujące wskazówki: "Brak objawów zwiększa prawdopodobieństwo, że zmiana stanowi istotne ryzyko zaburzeń uwzględnionych w diagnostyce różnicowej. Utrata fluorescencji może reprezentować zmianę zapalną lub dysplastyczną. Należy uważnie obserwować, aby wykluczyć miejscową infekcję odontogenną i ocenić, czy ryzyko zmiany dysplastycznej lub postępującej choroby błony śluzowej jest na tyle istotne, że należy rozpocząć biopsję i inne badania".

Ta usługa jest obecnie oferowana bezpłatnie dla użytkowników VELscope. Rosnące koszty utrzymania usługi i jej rozszerzenia mogą wymagać przeglądu tej polityki. Ponad 15 000 gabinetów stomatologicznych w Ameryce Północnej zakupiło urządzenia VELscope. W 2022 r. za pośrednictwem usługi przetworzono łącznie 237 przypadków klinicznych. Tylko niewielka mniejszość użytkowników VELscope korzysta z usługi konsultingowej CDSS. Ci, którzy to robią, generalnie uważają, że ma to wielką wartość.

Obecny proces składania wniosków odbywa się za pośrednictwem poczty elektronicznej. Pod koniec 2023 r. proces zgłaszania przypadków klinicznych został oparty na chmurze. Aby zgłosić przypadek, lekarz wypełnia internetowy formularz zgłoszeniowy, który jest przeglądalny przez specjalistę medycyny jamy ustnej. Ważną cechą tego nowego formularza jest wykorzystanie pól z predefiniowanymi opcjami wyboru, w przeciwieństwie do dowolnych pól tekstowych. Ułatwia to przesłanie sprawy, a specjalista powinien być w stanie szybciej odpowiedzieć. Kompleksowy raport PDF, zawierający wszystkie przesłane informacje i komentarze specjalisty w jednym dokumencie, zostaje automatycznie wysłany pocztą elektroniczną do lekarza pacjenta.

LED zamierza rozwijać usługę poprzez łatwość obsługi i automatyzację. Firma przeprowadzi kampanię informacyjną wśród swoich obecnych klientów, aby znacznie zwiększyć uczestnictwo w programie. LED zatrudni dodatkowych specjalistów medycyny jamy ustnej w celu zwiększenia wydajności.

Dodatkową motywacją do przejścia na predefiniowany format wyborów jest ułatwienie opracowania algorytmu opartego na sztucznej inteligencji, który może zapewnić automatyczne wskazówki. Badane są algorytmy oparte na sztucznej inteligencji bazujące na analizie obrazów odbicia i/lub autofluorescencji zmian błony śluzowej jamy ustnej [116-122].

LED i jej partner, KELLS (www.getkells.com), pracują nad kompleksowym podejściem sztucznej inteligencji opartym na danych obrazowych oraz informacjach o historii pacjenta i zmian chorobowych.

Początkowo algorytm będzie oparty na danych historycznych uzyskanych za pośrednictwem:

- a) Przypadki kliniczne przetwarzane za pośrednictwem

usługi CDSS LED do tej pory. Szkolenie w zakresie algorytmów będzie oparte na danych klinicznych przypadków, proponowanej przez specjalistów medycyny jamy ustnej diagnozie różnicowej i odpowiednio skategoryzowanych, zalecanych działaniach kontrolnych z pacjentem.

- b) Historie przypadków klinicznych dostarczone przez specjalistów wraz ze zdjęciami w świetle białym i fluorescencyjnym oraz danymi pacjentów, u których wykonano biopsję i uzyskano diagnozy histopatologiczne.

Idąc dalej, LED planuje zachęcać praktyki do dostarczania dalszych informacji na temat ostatecznego rozwiązania sprawy, w tym diagnozy histopatologicznej, jeśli wykonano biopsję. Odniesienie się do ostatecznych wyników diagnostycznych przypadków wzmocni rozwój algorytmu opartego na sztucznej inteligencji.

Nie przewiduje się, aby algorytm sztucznej inteligencji mógł zastąpić wsparcie kliniczne przez specjalistę medycyny jamy ustnej. Jednak jego rola może być bardzo cenna:

- a) Krok poprzedzający 1) przesłanie sprawy za pośrednictwem usługi w celu zaangażowania specjalisty medycyny jamy ustnej lub 2) skierowanie i/lub konsultacja ze specjalistą.
- b) Integracja z CDSS za pośrednictwem specjalistów medycyny jamy ustnej w celu ułatwienia i usprawnienia ich własnej analizy przypadku.

Ostateczna forma wdrożenia algorytmu sztucznej inteligencji będzie zależeć od jego wydajności po wystarczającym przeszkoleniu, ale LED jest pewien, że wniesie on wartość do społeczności dentystycznej, pomagając w identyfikacji i leczeniu zmian w tkankach miękkich jamy ustnej.

Oral Health z zadowoleniem przyjmuje ten oryginalny artykuł.

Zastrzeżenie autorów: David Morgan jest dyrektorem ds. technologii w firmie LED Dental Inc, producenta systemu VELscope; Edmond Truelove otrzymuje wynagrodzenie od LED Dental Inc. za swoją rolę konsultanta klinicznego w usłudze wspomagania decyzji klinicznych LED.

LITERATURA

Literatura u autorów.

dr David Morgan – dyrektor ds. technologii w LED Dental Inc

dr Edmond Truelove – emerytowany profesor Wydziału Medycyny Jamy Ustnej na Uniwersytecie Waszyngtońskim, przewodniczący Amerykańskiej Rady Medycyny Jamy Ustnej i Rady Spraw Naukowych ADA

Więcej informacji, publikacji:

Wyłączny Przedstawiciel Producenta w Polsce



ul. Cienista 21, 80-046 Gdańsk

e-mail: biuro@fach-med.pl

tel. 58 302 9925, tel. 601 244 640

Diagnostyka próchnicy powierzchni stycznych

PAWEŁ BERCZYŃSKI, ANNA SIEMIŃSKA, JADWIGA BUCZKOWSKA-RADLIŃSKA

Termin „diagnostyka próchnicy” jest często stosowany jako synonim „wykrywania klinicznych oznak uszkodzenia tkanek spowodowanych przez chorobę”, jednak gdy należy określić sposób leczenia, uwaga powinna być skupiona na stopniu aktywności próchnicy, ponieważ to od jej nasilenia zależy postępowanie kliniczne.



Głównym problemem w diagnostyce próchnicy pierwotnej powierzchni stycznych jest niedostępność badanej powierzchni przy wykorzystaniu metody wizualno-dotykowej, najpowszechniej stosowanej w gabinecie stomatologicznym. Ten rodzaj próchnicy rozwija się pomiędzy brzegiem dziąsła a punktem stycznym, zachowując znamienne dla powierzchni gładkich kształt ubytku w formie trójkąta wierzchołkiem skierowanego do połączenia szkliwno-zębinowego. Dość charakterystycznym objawem jest późne występowanie doznań subiektywnych, zgłaszanych przez pacjenta w wywiadzie. Bardzo często, jeżeli takie skargi występują, jest już za późno na leczenie nieinwazyjne. Plama próchnicowa występuje po 14 dniach nieprzerwanej demineralizacji i widoczna jest dopiero po osuszeniu powierzchni. Po 3–4 tygodniach zmiana mikroskopowo składa się z 4 warstw i jest widoczna bez osuszania. Za kredowo biały kolor zmiany odpowiedzialna jest jej wewnętrzna porowatość spowodowana ubytkiem substancji mineralnych. Największy ubytek występuje w korpusie zmiany. Charakterystyczną cechą próchnicy szkliwa jest pokrycie początkowego uszkodzenia warstwą względnie niezmienioną. Przyczyna tego fenomenu nie została do końca jednoznacznie wyjaśniona. W warunkach spadku pH do wartości 5,5 w miejsce hydroksyapatytu może zostać wbudowany fluoroapatyt o niższym, krytycznym pH równym 4,5. To właśnie nie naruszona warstwa powierzchniowa zmiany, posiadająca kanały dyfuzyjne dla przepływu i wymiany jonów, umożliwia zastosowanie leczenia remineralizacyjnego [1].

Początkowa zmiana próchnicowa przebiega pod postacią plamy próchnicowej (biała lub brązowa), prowadząc dalej do zajęcia coraz większej ilości tkanek zęba, powodując ubytek szkliwa i zębiny, a w konsekwencji zapalenie miazgi. Najistotniejsze dla przerwania tego procesu jest wykrycie obecności stadium początkowego i zatrzymanie go przez odpowiednie, nieinwazyjne leczenie. Plama próchnicowa stwarza bardzo duże problemy diagnostyczne, w szczególności, jeżeli zlokalizowana jest na

powierzchni niedostępnej dla badania klinicznego. Część metod, zaproponowanych w piśmiennictwie, które mają zapewnić dostęp do takiej zmiany, jest niechętnie stosowana przez lekarzy praktyków. Należy do nich użycie ortodontycznego separatora, którego zastosowanie wiąże się z ponowną wizytą stomatologiczną, a w przypadku zębów stałych może powodować znaczny dyskomfort.

Każda zastosowana metoda diagnostyczna musi charakteryzować się takimi cechami, jak:

- czułość – definiowana jako zdolność wykrycia wszystkich zmian próchnicowych;
- swoistość, specyficzność – brak fałszywie dodatnich rozpoznań próchnicy przy faktycznym jej braku;
- wiarygodność – powtarzalność wyników; test może być wielokrotnie stosowany z takim samym wynikiem. Gdy ten sam badacz powtarza test i osiąga ten sam rezultat, uważa się, że test jest wiarygodny – zachowujący zgodność w odniesieniu do tego samego badacza (*intraexaminer reliability*). Gdy kilku badaczy przeprowadza ten sam test i uzyskuje zgodne wyniki, wówczas mówi się o wiarygodności między badaczami (*interexaminer reliability*);
- prawomocność – potwierdza, że zastosowany test mierzy dokładnie to, czego się oczekuje; przekonujący test odzwierciedla dokładnie stan choroby. Pomocą w zakresie diagnostyki są obecnie produkowane nowoczesne urządzenia diagnostyczne, które powinny cechować się:
- wysokim obiektywizmem pomiarów,
- zdolnością precyzyjnego ustalenia zmian ilościowych,
- satysfakcjonującym kompromisem między czułością a swoistością metody.

TRADYCYJNE BADANIE KLINICZNE

Najczęściej stosowaną do niedawna skalą oceny badania klinicznego była skala zaproponowana przez Światową Organizację Zdrowia (World Health Organization):

- **0** – brak zmian;
- **1** – próchnica powierzchniowa – w badaniu klinicznym stwierdza się utratę połysku, zmatowienie szkliwa, subtelne zmiany barwy (kredowobiała, brązowa lub szara) i/lub zmianę transparencji, dostrzegalne od strony policzkowej i/lub jamy ustnej właściwej, ewentualnie także od powierzchni żującej;
- **2** – próchnica sięgająca głębokości zębiny – silniej zaznaczone zmiany barwy i przezierności szkliwa na znacznie większym obszarze, przeświecanie zmienionej próchnicowo zębiny przez warstwę zachowującą ciągłość szkliwa; zmiany wyraźnie dostrzegalne

w badaniu od strony powierzchni żującej oraz od strony policzkowej i/lub jamy ustnej właściwej.

W celu ujednolicenia systemu diagnostyki próchnicy w 2007 r. wprowadzono Międzynarodowy System Wykrywania i Oceny Próchnicy (*International Caries Detection & Assessment System – ICDAS II*) [2]. Dla diagnostyki powierzchni stycznych kształtuje się on następująco:

- **Kod 0** – zdrowa powierzchnia zęba, brak zmian translucencji szkliwa po osuszaniu powietrzem przez 5 s.
- **Kod 1** – pierwsza dostrzegalna wizualnie zmiana w szkliwie widoczna jest tylko po osuszeniu jako nieprzezierność próchnicowa (biała lub brązowa) na powierzchni policzkowej lub językowej; jest niewidoczna na wilgotnej powierzchni.
- **Kod 2** – wyraźna zmiana w szkliwie widoczna na wilgotnej powierzchni; próchnicowa nieprzezierność lub przebarwienie, które jest jeszcze bardziej widoczne po osuszeniu powierzchni zęba; zmianę widać przy bezpośrednim oglądaniu powierzchni policzkowej lub językowej, natomiast przy oglądaniu z kierunku okluzyjnego, widoczna jest jako ograniczony do szkliwa cień znajdujący się pod krawędzią brzezną.
- **Kod 3** – załamanie się szkliwa z powodu próchnicy, z brakiem dostrzegalnej zębiny: po osuszeniu przez 5 s, przy oglądaniu z kierunku policzkowego lub językowego, uwidacznia się wyraźna utrata integralności szkliwa; w razie wątpliwości przesuwamy zgłębnikiem z kuleczką delikatnie po powierzchni, w celu potwierdzenia utraty integralności szkliwa.
- **Kod 4** – ciemny cień znajdujący się pod miejscowo odłamanym lub nienaruszonym szkliwem: cień przebarwionej zębiny widoczny jest przez nienaruszoną krawędź brzezną, policzkową lub językową ścianę szkliwa; zmiana jest łatwiej dostrzegalna, gdy ząb jest wilgotny; ciemna barwa wynika z zabarwienia próchnicowej zębiny na kolor szary, niebieski lub brązowy.
- **Kod 5** – rozległy ubytek z dostrzegalną zębina: ubytek w nieprzeziernym lub przebarwionym szkliwie odsłaniający zębina; w razie wątpliwości lub potwierdzenia oceny wizualnej zgłębnik z kuleczką przesuwamy wzdłuż powierzchni i wykrywa ubytek w zębnie; dno ubytku znajduje się w zębnie.
- **Kod 6** – rozległy ubytek z dostrzegalną zębina: ewidentna utrata struktury zęba, ubytek jest głęboki i szeroki; zębina jest wyraźnie dostrzegalna na ścianach i dnie ubytku; krawędź brzeźna może być zachowana lub odłamana; ubytek obejmuje przynajmniej 1/2 powierzchni zęba lub osiąga miazgę.

Używanie zgłębnika do diagnostyki powierzchni zmienionych próchnicowo nie jest obecnie polecane. Już na początku lat 90. XX w. Penning i wsp. oraz Lussi zauważyli, że zgłębnikowanie cechuje się niską czułością [3] i prowadzi do pominięcia znacznej liczby zębów z próchnicą [4]. Zgłębnikowanie nie ma wpływu na zdrowe szkliwo, jednak uszkodzane są plamy próchnicowe, czyli miejsca, w których demineralizacja osiągnęła 200–300 µm [5]. Głębokość uszkodzenia zależy od przyłożonej siły [6]. Często zamiast zgłębnika zalecane jest stosowanie małego wydrążacza lub tępej sondy bez nacisku. Pitts donosi, że posługując się jedynie podstawowym badaniem



klinicznym, można wykryć mniej niż 50% wszystkich zmian na powierzchniach stycznych spośród wykrytych w wyniku połączenia badań klinicznych i radiologicznych, a samo zastosowanie zdjęć skrzydłowo-zgryzowych pozwala wykryć aż 90% zmian [7]. Ekstrand i wsp., którzy porównywali badanie kliniczne (ICDAS) z radiologicznym w warunkach *in vitro*, są zdania, że w przypadkach, gdy zmiana próchnicowa na powierzchni stycznej jest dobrze dostępna w badaniu, to wówczas metoda wzrokowa jest bardziej powtarzalna i umożliwia lepszą ocenę głębokości zmiany niż badanie radiologiczne [8]. Niewiele jest publikacji porównujących czułość metody wizualno-dotykowej z zastosowaniem lup stomatologicznych i bez nich. Haak i wsp. doszli do wniosku, że lupy stomatologiczne lub mikroskop nie powodują wzrostu czułości diagnostyki, jeżeli stosujące je osoby są niedoświadczone w korzystaniu z tego typu pomocy [9]. Zapoznając się jednak z wynikami Kielbassa i wsp., można założyć, że praca w powiększeniu w lepszym stopniu pozwala zauważyć ubytek tkanek twardych zęba. Autorzy badając zależność występowania ubytku od zaawansowania zmian radiologicznych na 285 usuniętych zębach, osiągnęli lepsze wyniki przy użyciu powiększenia. Ciekawym wydaje się być fakt, że ubytek tkanek był obecny na 10% powierzchni zdiagnozowanych za pośrednictwem badania radiologicznego jako zdrowe [10].

TRANSILUMINACJA OPTYCZNA I CYFROWA FOTI/DI-FOTI

Transiluminacja, inaczej diafanoskopia, to metoda wykorzystywana w medycynie od dwóch wieków. W stomatologii stosowana jest do prześwietlania tkanek twardych, pozwalając na ocenę ich ciągłości. Jest pomocna w wykrywaniu pęknięć, nadłamań szkliwa oraz lokalizacji kamienia nad- i poddziąsłowego. Pomimo braku doniesień na temat innych zastosowań, producenci podają również możliwość diagnozowania próchnicy wtórnej, kontroli jakości wypełnień, lokalizacji komory zęba czy wykrywania złamanych w kanale narzędzi. Światłem stosowanym historycznie do diagnostyki transiluminacją było światło żarowe. Niestety, używając takich aparatów jak Pantostat, Astom czy Unistom, nie można było wyko-

rzystać pełnych możliwości tej metody, ponieważ światło emitowane przez te urządzenia było za słabe, aby stosować je do odcinków bocznych uzębienia. Dopiero wraz z opracowaniem metody światłowodowej FOTI (*fibre optic transillumination*) oraz jej późniejszej modyfikacji metodą DI-FOTI (*digital imaging fibre optic transillumination*) transiluminacja dostarcza precyzyjnych i łatwych do interpretacji danych diagnostycznych.

Do prześwietlania powierzchni stycznych metodą FOTI można wykorzystać światłowody lamp polimeryzacyjnych lub specjalne transiluminatory stomatologiczne. Do tych ostatnich należą takie urządzenia, jak Nova-Omnilite firmy Demetron czy DIALux firmy KaVo [11, 12].

Badanie transiluminacyjne powinno być przeprowadzone przy zgaszonej lampie unitu, na zębach oczyszczonych i dobrze osuszonych. Końcówkę światłowodu umieszcza się w przestrzeniach międzyzębowych od strony przedsionka bądź jamy ustnej właściwej. Według Kruszyńskiej-Rosady linijne cienie mogą sugerować pęknięcia czy nadłamania szkliwa lub nieusunięte złoży kamienia nazębnego. O obecności próchnicy mogą świadczyć szersze cienie o kształtach figur geometrycznych. W zależności od głębokości może to być prostokąt (*c. incipiens*, *c. superficialis*), trójkąt (*c. media*) lub trapez (*c. profunda*). Jednak Kruszyńska-Rosada zauważa, że powyższa klasyfikacja jest trudna do zastosowania klinicznego [11]. Największą wadą, często zarzucaną przez autorów publikacji, jest brak powtarzalności wyników badań i różne możliwości ich interpretacji – jest to subiektywna metoda diagnostyczna [13]. Piśmiennictwo nie zawsze donosiło o niezawodności tej metody. Pojawiały się wskazania o niskiej czułości metody FOTI [14, 15]. Badania przeprowadzone przez Chłapowską i Żmijewską, porównujące wykrywanie próchnicy na powierzchniach stycznych różnymi metodami, wykazały, że najbardziej czułą metodą charakteryzują się zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe (27,1%), nieco mniej FOTI (20,6%), a metoda wizualno-dotykowa osiągnęła jedynie 17%. Chłapowska i Żmijewska zaznaczają jednak, że w przypadkach nakładania się na siebie powierzchni stycznych (*overlapping*) metoda FOTI może być przydatna i pomocna w ich diagnozowaniu [16].

Aby sprostać wymaganiom współczesnej diagnostyki, do urządzenia FOTI dołożono receptor ze sprzężeniem

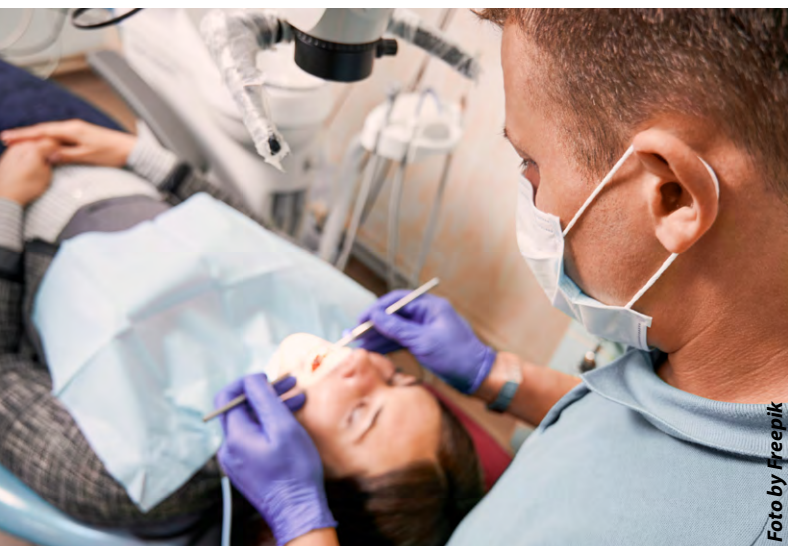
ładunkowym (*charge coupled device* – CCD), który zastąpił ludzkie oko. Receptor ten zawiera dużą ilość fotokomórek odbierających emitowane przez końcówkę diagnostyczną światło, zamieniając energię fotonów w prąd elektryczny. Prąd ten następnie jest transmitowany do wideoprocesora, który przekształcając go na wartości koloru, wyświetla badany ząb na monitorze. W ten sposób powstała metoda DI-FOTI.

Urządzeniem korzystającym z technologii DI-FOTI jest aparat DIAGNOCam firmy KaVo. Światło laserowe o długości fali równej 780 nm przenika przez tkanki zęba, a następnie odbierane jest przez kamerę i przekazywane na ekran monitora. Dzięki rozbudowanemu oprogramowaniu możliwa jest pełna archiwizacja danych, a także porządkowanie wyników do danego zęba. Według producenta badanie można wykonać na nieoczyszczonych zębach. Najważniejszą zaletą wydaje się być brak promieniowania jonizującego, co umożliwia przeprowadzenie diagnostyki u kobiet ciężarnych oraz dzieci. Urządzenie jest od niedawna dostępne na rynku, stąd brak publikacji na temat jego skuteczności diagnostycznej.

Bardzo ciekawe obserwacje przeprowadzili w 2005 r. Young i Featherstone. Był to eksperyment trwający 14 tygodni, w którym autorzy badali za pośrednictwem DI-FOTI oraz zdjęć radiologicznych sztucznie wytworzone ogniska demineralizacyjne w warunkach *in vitro*. Badanie to wykazało, że stosując metodę DI-FOTI, nie byli w stanie określić dokładnej głębokości zmiany na żadnym z etapów obserwacji, w przeciwieństwie do badania radiologicznego. Na uwagę zasługuje jednak fakt, że technika ta wykrywa zmiany już po 2 tygodniach od początku eksperymentu, co niemożliwe było przy korzystaniu z RTG [17]. Potwierdza to także badanie przeprowadzone przez Ástvaldsdóttir i wsp. w 2012 r. Dowiedli oni, że w warunkach *in vitro* wczesne zmiany na powierzchniach stycznych lepiej diagnozowane są za pomocą metody DI-FOTI niż metod radiologicznych. W badaniu uczestniczyło aż 8 obserwatorów, spośród których tylko 2 wcześniej publikowało prace dotyczące diagnostyki próchnicy. Wykrywali oni próchnicę na powierzchniach stycznych 56 usuniętych przedtrzonowców, których ustawienie miało imitować łuk zębowy. Posługiwali się przy tym metodą DI-FOTI oraz konwencjonalną i cyfrową radiologią. Każdy z nich oceniał obraz dwukrotnie z tygodniową przerwą, posługując się skalą 0–4. Badaniem referencyjnym było badanie histologiczne [18]. Liczne doniesienia z piśmiennictwa donoszą, że metoda transiluminacji powinna być traktowana raczej jako badanie dodatkowe niż takie, które może zastąpić, np. badanie RTG. Bin-Shuwaish i wsp. podają, że połączenie tych dwóch metod podwyższa czułość diagnostyki zmian dochodzących do zębiny, a czułość samej metody DI-FOTI określili na 84%. Należy jednak pamiętać, że badanie dotyczyło przypadków z próchnicą sięgającą do zębiny; brak było zębów zdrowych bądź ze zmianami zlokalizowanymi tylko w szkliwie [19].

POLARYZACYJNA SPÓJNA OPTYCZNA TOMOGRAFIA PS-OCT

Kolejną metodą diagnostyki wykorzystującą zjawiska optyczne jest polaryzacyjna spójna optyczna tomogra-



fia (*polarisation-sensitive optical coherence tomography* – PS-OCT). Jest ona nieinwazyjna, wolna od promieniowania i oparta o przechwytywanie trójwymiarowych obrazów z optycznie rozpraszających ośrodków. Technika ta korzysta ze światła o długości fali = 1310 nm. Do tej pory optyczna koherencyjna tomografia stosowana była z powodzeniem w gastroenterologii, okulistyce i stomatologii. Pierwszy raz opisana została przez Fujimoto i wsp. w 1991 r. [20]. Zasada działania PS-OCT jest taka sama, jak w metodzie ultradźwiękowej, jednak fala dźwiękowa została zastąpiona falą świetlną, która w przeciwieństwie do tej pierwszej rozchodzi się we wszystkich ośrodkach. Metoda ta nie wymaga stosowania substancji wspomagającej przewodzenie, co jest niezbędne w ultrasonografii. Dwu- lub trójwymiarowy obraz może zostać zapisany w szarości albo wariantie kolorowym i ma doskonałą rozdzielczość. Dzięki tym właściwościom możliwe jest zmierzenie nawet najmniejszych struktur anatomicznych [12, 21]. Baek i wsp. w swoich badaniach mierzyli wartość wydłużenia więzadeł ożębnej u szczurów, których siekacze zostały obciążone ortodontycznymi siłami o wartości 0; 0,5 i 10 g. Porównywali skuteczność metody radiologicznej i PS-OCT. W wynikach wykazano olbrzymią przewagę drugiej z tych metod [22]. Głównymi, niepodważalnymi zaletami PS-OCT jest obrazowanie struktur w czasie rzeczywistym [23] oraz wspinała dokładność sięgająca 20 μm [20]. Shane i wsp. w swoich badaniach uzyskali bardzo dobre rezultaty w wykrywaniu próchnicy na powierzchniach żujących. Skuteczne w tych badaniach było również określenie głębokości zmiany, co jest niewątpliwą zaletą nad metodami fluorescencyjnymi [24]. Polaryzacyjna spójna optyczna tomografia może służyć także do monitorowania procesów demineralizacyjnych oraz remineralizacyjnych [25]. Ta obiecująca metoda jest w fazie rozwoju i niestety brak jest obecnie badań porównujących jej czułość, czy swoistość z innymi metodami diagnostycznymi, co może być spowodowane wysokim kosztem aparatury.

DIAGNODENT 2095 ORAZ DIAGNODENT PEN 2190

Wprowadzony w 1998 r. aparat DIAGNODent firmy KaVo do swojego działania wykorzystuje zjawisko fluorescencji. Starsza wersja oznaczona numerem 2095 przystosowana była do diagnozowania bruzd oraz powierzchni gładkich. W nowszej, wprowadzonej w 2005 r. bezprzewodowej wersji, nazwanej DIAGNODent Pen 2190, pojawiła się opcja diagnozowania powierzchni stycznych. W urządzeniu zastosowano dwie szafirowe, w pełni obracalne końcówki. Pierwsza ma kształt stożka i służy do wykrywania próchnicy na powierzchni zgryzowej oraz gładkiej, druga o kształcie klina umożliwia odchylenie promienia lasera o 100° [26]. DIAGNODent Pen wyposażony jest dodatkowo w końcówkę Perio umożliwiającą wykrycie płytki nazębnej oraz kamienia poddziąsłowego. Laser diodowy wykorzystany w tym urządzeniu, charakteryzujący się mocą 1 mW, emituje podczerwień o długości fali 655 nm, która odpowiedzialna jest za wzbudzenie atomów badanej powierzchni, czego następstwem jest emisja światła. Zjawisko to nazywamy fluorescencją. W piśmiennictwie można znaleźć doniesienia, że udana

diagnostykę przeprowadzono również przy użyciu fali o długości 488 nm [27]. Próchnicowo zmienione tkanki zęba, w których zawarte są porfiryny – produkty metabolizmu bakterii, pod wpływem DIAGNODentu emitują falę świetlną o długości większej niż zaabsorbowana. Ta odbierana jest przez fotodiodę z filtrem pasmowo-przepustowym i przetwarzana na wartość cyfrową 0–99. Operator informowany jest o wyniku akustycznie oraz za pośrednictwem wyświetlacza, na którym prezentowany jest wynik. Dzięki komunikacji przez łącze podczerwieni, wynik badania przesyłany jest także na wyświetlacz zewnętrzny, co umożliwia pacjentowi obserwację. Podczas badania rejestrowana jest wartość chwilowa i maksymalna. Wyniki badań Ástvaldsdóttir i wsp. dowiodły, że to właśnie porfiryny odpowiedzialne są za zwiększenie fluorescencji, a nie poziom demineralizacji tkanek [28]. W interpretacji wyniku pomocne są wytyczne producenta lub 4-stopniowa skala Hibsta [12]:

- 0–8 – brak próchnicy;
- 9–15 – zmiany ograniczone do zewnętrznej połowy grubości szkliwa;
- 16–30 – zmiany sięgające od wewnętrznej połowy warstwy szkliwa do granicy szkliwno-zębinowej;
- powyżej 30 – próchnica zębiny.

Skala dostarczona przez producenta do urządzenia DIAGNODent Pen dla badania powierzchni żujących i gładkich jest odmienna i przedstawia się następująco:

- 0–12 – tkanki zdrowe – normalne zabiegi profilaktyczne;
- 13–24 – początkowa demineralizacja – zaawansowane zabiegi profilaktyczne;
- powyżej 24 – zmiana próchnicowa – minimalnie inwazyjne leczenie.

W diagnostyce powierzchni stycznych stosuje się następującą skalę:

- 0–7 – tkanki zdrowe – standardowe metody profilaktyczne;
- 8–16 – początkowa demineralizacja – zaawansowane zabiegi profilaktyczne;
- powyżej 16 – zmiana próchnicowa – minimalnie inwazyjne leczenie.

Przed każdorazowym badaniem należy skalibrować urządzenie poprzez przyłożenie końcówki do ceramicznego wzorca, aby nie zaniżyć wyników. Dodatkowo producent zaleca, aby przed badaniem przyłożyć końcówkę do zdrowego szkliwa. Czynniki, które mają istotny wpływ na uzyskany wynik, są złogi nazębne, obecność przebarwień oraz defektów jakościowych szkliwa [26, 29]. Przed badaniem zęb należy oczyścić przy użyciu past bezfluorowych, dokładnie wypłukując ich resztki, ponieważ, jak podają Buczkowska-Radlińska i Mayschak, dokładne oczyszczenie pozwala zwiększyć poziom czułości z 66,6% do 90,9%, a swoistość z 26,78% do 89,7% [30]. Podobnego zdania jest Socha i wsp., którzy swoje badania przeprowadzili na 40 zębach przedtrzonowych. Diagnostyce zostały poddane tylko bruzdy. Posłużono się dwoma modelami DIAGNODentu – 2095 oraz 2190. Dokonywano 2-krotnych pomiarów, przed zastosowaniem profesjonalnego oczyszczenia oraz po nim. W przypadku obydwa urządzeń wyniki wykazały wzrost czułości po

oczyszczaniu [31].

Bardzo ciekawe wyniki osiągnęli Chen i wsp., którzy badając powierzchnie styczne zębów mlecznych *in vivo*, doszli do wniosku, że DIAGNOdent Pen może zostać użyty w przypadku niepełnoletnich pacjentów zamiast zdjęć skrzydłowo-zgryzowych. Czułość DIAGNOdentu wynosiła 0,56 przy swoistości 0,95, natomiast zdjęcia skrzydłowo-zgryzowego 0,64 przy swoistości 0,97 dla zmian o charakterze białej plamy. Dla porównania czułość metody wzrokowej wynosiła jedynie 0,02 przy swoistości 0,94. Badanie to obejmowało 256 powierzchni stycznych. Na 39 powierzchniach wykryto próchnicę początkową, a 89 posiadało ubytek [32].

Z badań przeprowadzonych przez Kuhnish i wsp. wynika, że nie należy porównywać wyników badań przeprowadzonych za pomocą urządzeń DIAGNOdent i DIAGNOdent Pen. Badacze ci prowadzili pomiary na powierzchniach żujących, a zastosowany do tego DIAGNOdent Pen pokazywał znacznie wyższe wartości [33]. Według Moriyama i wsp. DIAGNOdent Pen ma mniej powtarzalne wyniki niż DIAGNOdent 2095. Może to być wynikiem zastosowania kruchej sondy wykonanej z szafiru. Zwrócono również uwagę, że obecnie urządzenie DIAGNOdent powinno znaleźć szersze zastosowanie w badaniach monitorujących procesy demineralizacji oraz remineralizacji [34]. Dla zastosowania prawidłowego leczenia najważniejsze jest określenie wartości granicznej, przy której próchnica obejmuje zębinę. Zarówno w skali Hibsta, jak i Lussiego w przypadku starszej wersji DIAGNOdent, tą wartością jest 30. Należy jednak zauważyć, że niektóre źródła określają wartość progową na 18 w warunkach wilgotnych i 21 po osuszeniu zęba [35]. Dla urządzenia DIAGNOdent Pen producent podaje, że wartość graniczna kształtuje się na poziomie 17. Większość autorów jest przychylna stwierdzeniom, że badanie DIAGNOdentem powinno być diagnostycznym badaniem dodatkowym, ponieważ z powodu tych ograniczeń istnieje duże ryzyko wyników fałszywie pozytywnych [26, 30]. Naturalnym jest, że badanie wzrokowe charakteryzujące się niską czułością, ale wysoką swoistością, może zostać uzupełnione badaniem dodatkowym DIAGNOdentem.

MIDWEST CARIES I.D.

Urządzenie firmy Dentsply, oprócz diagnostyki powierzchni żujących, ma zapewniać zdolność wykrywania zmian na powierzchniach apoksymalnych. Źródłem światła jest dioda LED emitująca światło w zakresie podczerwieni, które w ocenie producenta może dochodzić do głębszych warstw tkanek zęba. W praktyce producenci chcieli uzyskać możliwość diagnostyki powierzchni stycznych od strony powierzchni żujących. Wynik badania jest podawany w formie akustycznej oraz poprzez zmianę koloru diody na wyświetlaczu urządzenia. Skala dostarczona przez producenta przedstawia się następująco:

- 0 – brak próchnicy (zielone światło, brak sygnału dźwiękowego);
- 1 – próchnica szkliwa (czerwone światło, powolny sygnał dźwiękowy);
- 2 – próchnica w zewnętrznej warstwie zębiny (czerwone światło, średnioszybki sygnał dźwiękowy);

- 3 – próchnica głęboka (czerwone światło, szybki sygnał dźwiękowy).

Neuhaus i wsp. przeprowadzili badanie *in vitro* na 120 usuniętych trzonowcach, bez widocznego ubytku czy obecnego wypełnienia. W badaniu uczestniczyło 2 obserwatorów, którzy diagnozowali zęby przy użyciu metody wizualnej (ICDAS), DIAGNOdentu Pen oraz urządzenia Midwest Caries I.D. Pomiary zostały powtórzone po tygodniu przerwy, a badaniem referencyjnym była ocena histologiczna zmian próchnicowych. Autorzy dowiedli, że Midwest nie może być rekomendowany w diagnostyce próchnicy na powierzchni stycznej. Niska czułość tego urządzenia wynosząca 0,07 przy swoistości 0,96, dla próchnicy osiagającej zębinę może wiązać się ze zbyt dużą utratą sygnału. Jednocześnie warto zauważyć, że najlepszą czułością w tym badaniu wykazało się zdjęcie radiologiczne połączone z badaniem klinicznym ICDAS [36]. Aby móc określić stopień przydatności urządzenia, potrzebna jest większa liczba przeprowadzonych badań.

RENTGENODIAGNOSTYKA

Zdjęcie rentgenowskie jest przydatnym narzędziem w diagnostyce układu stomatognatycznego, w tym również diagnostyce próchnicy. Ubytki próchnicowe można wykryć w miejscach, w których nastąpiła demineralizacja twardych tkanek zęba sięgająca głębokości 0,5 mm, przy demineralizacji przekraczającej 5% [37]. Już w 1986 r. Pitts i Renson na podstawie swoich badań stwierdzili, że zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe nie pozwalają na wykrycie wczesnych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych [38]. Potwierdzili to w 1995 r. Ekstrand i wsp. [39]. Jeśli zmianę wykryto w badaniu radiologicznym, to zwykle proces próchnicowy rozwijał się już w zębinie. Trudności diagnostyczne pojawiają się w wypadku nakładania powierzchni stycznych oraz rozległych wypełnień, które swoim zasięgiem mogą przysłaniać ogniska próchnicy, głównie wtórnej [27]. Do wykrywania wczesnych zmian nie nadają się też zdjęcia pantomograficzne [40]. Sam kształt i zasięg zmiany ma również bardzo duży wpływ na obrazowanie radiologiczne. Przykładem jest płytka, ale stosunkowo szeroka zmiana próchnicowa, usytuowana na powierzchni stycznej, tworząca obraz głębszej zmiany, w porównaniu ze stosunkowo głęboką zmianą, której szerokość przy powierzchni jest względnie wąska [35].

Słaba jakość obrazu, długi czas oczekiwania na zdjęcie, ale przede wszystkim troska o zdrowie pacjenta, skłoniły badaczy do szukania nowszych, doskonalszych technik obrazowania. Obrazowanie cyfrowe zostało wprowadzone do radiologii w 1987 r. przez Francisa Mouyena. Opatentował on swój wynalazek, a nazwa systemu – radiowizjografia – została zarezerwowana dla sprzętu produkowanego przez firmę Trophy Radiologie (podobne rozwiązania innych firm noszą nazwę radiografii cyfrowej). Tradycyjną kliszę zastąpiono czujnikiem CCD – detektorem promieniowania. Przykładem metody pośredniej jest Digora, która wykorzystuje specjalny skaner do odczytania obrazu. Cyfryzacja umożliwiła zmniejszenie dawki pochłanianego promieniowania 10-krotnie, obraz stał się dużo dokładniejszy, a możliwość analizy i przetwarzania obrazu na monitorze komputera znacznie

ułatwia postawienie prawidłowej diagnozy. Radiografia pozwala także na zapisywanie obrazu, prowadzenie dokumentacji elektronicznej, monitorowanie zmian, a także konsultację na odległość [41]. W radiografii cyfrowej każdy piksel może przyjąć 256 wartości w skali szarości (0–255), a wzmocnienie lub osłabienie kontrastu i jasności pozwala uwidocznić struktury, które nie ujawniły się na konwencjonalnym filmie. Przydatna jest również funkcja powiększenia czy konwersja obrazu do pozytywu [42], jednakże z badań Różyło-Kalinowskiej i wsp. wynika, że obrys zniszczenia tkanek występujący w próchnicy pierwotnej, najlepiej widoczny jest w opcji negatywowej [43]. Podstawowymi ograniczeniami, oprócz wymienionego nakładania się powierzchni stycznych, jest słaba wykrywalność ubytków I i V klasy wg Blacka oraz brak możliwości rozróżnienia ubytków na powierzchniach językowych i przedsionkowych [44]. Przy ocenie zdjęcia na monitorze należy pamiętać, aby skala ocenianego zdjęcia wynosiła 1 : 1 lub 1 : 2. Haak i wsp. prowadzili badania, których celem była ocena wpływu skali wyświetlanego zdjęcia na czułość diagnostyki powierzchni stycznych. Swoje badanie przeprowadzili na 160 zębach przedtrzonowych i trzonowych, których cyfrowe zdjęcia oceniane były przez 6 obserwatorów, na 2 różnych typach monitorów. Autorzy nie stwierdzili wpływu modelu monitora na czułość diagnostyczną zdjęć, jednak istotna statystycznie różnica kształtowała się pomiędzy skalą zdjęcia 1 : 7 a 1 : 1 i 1 : 2. Dzięki tym ostatnim diagnostyka była bardziej czuła [45].

Perendyk i wsp. badali zastosowanie radiografii cyfrowej w diagnostyce powierzchni stycznych uzębienia mieszanego u dzieci w wieku 5–13 lat. Posługując się metodą cyfrową, wykryli oni o 22,53% więcej zmian w porównaniu z badaniem klinicznym. Autorzy zalecają, aby w przypadku pacjentów w wieku rozwojowym badanie kliniczne uzupełniać wykonaniem zdjęcia skrzydłowo-zgryzowego [46]. Mirska-Miętek zdiagnozowała 3190 powierzchni stycznych, posługując się metodą wizualno-dotykową, kamerą wewnątrzustną, transiluminacją oraz zdjęciem skrzydłowo-zgryzowym, z których zmiany próchnicowe obecne były na 1/3 łącznej liczby wszystkich powierzchni. Najwyższą czułość wykazało badanie radiologiczne, dzięki któremu udało się wykryć 74,3% zmian w szkliwie oraz 11,5% w zębinie. Największe nasilenie choroby próchnicowej wykazano dla pierwszych trzonowców żuchwy [47].

Warunki ekspozycji podlegają standaryzacji, dzięki czemu znacznie wpływają one na powtarzalność uzyskiwanych zdjęć oraz możliwość długofalowej obserwacji pacjenta [48]. Dużo większą powtarzalność daje stosowanie pozycjonerów [49], aczkolwiek nie zawsze umożliwiają one wykonanie podobnych zdjęć. Modyfikacja pozycjonera poprawia ponowne ułożenie czytnika lub kliszy [50]. Powyższe założenia spełnia ukształtowanie kęska zwarciowego z masy typu „putty” [51, 52]. Taka standaryzacja geometryczna projekcji jest preferowana w cyfrowej rentgenodiagnostyce [50, 53], szczególnie gdy wyznacza ona więcej punktów wspólnych w porównywanych obrazach [53]. Radiografia subtrakcyjna jest jedną z najnowocześniejszych technik radiologicznych. Aby wykorzystać tę metodę, powinno się dysponować dwoma identycz-

nymi pod względem ekspozycji zdjęciami, różniącymi się jedynie czasem wykonania. Wówczas stosuje się subtrakcję (odejmowanie) nałożonych obrazów, dzięki czemu zapisane wartości dla poszczególnych pikseli są porównywane i odejmowane [54, 55]. Subtrakcja wymaga małej różnicy kąta projekcji pomiędzy porównywanymi obrazami, ale też doświadczenia osoby oceniającej [56]. Ten sposób obrazowania początkowych zmian jest dużo dokładniejszy, jednak nie jest rutynowo wykorzystywany, prawdopodobnie z powodu trudności z zestrojeniem obrazów początkowych.

W ostatnim czasie badano również skuteczność diagnozowania powierzchni stycznych za pośrednictwem tomografii wiązki stożkowej – CBCT. Wenzel i wsp., badając *in vitro* 257 powierzchni stycznych z obecnymi ubytkami, wykazali, że badanie CBCT (3D Accuitomo FPD80) jest znacznie bardziej czułe w diagnozowaniu tego stanu w porównaniu do systemów radiografii cyfrowej (Digora Optime oraz Digora Toto CMOS). W badaniu brało udział 6 obserwatorów, którzy poza diagnostyką radiologiczną oceniali także obecność ubytku, posługując się tylko silnym światłem [57]. Analizując inne badania przeprowadzone w warunkach *in vitro*, w większości stwierdzono, że CBCT nie wykazuje większej czułości wykrywania początkowych zmian próchnicowych w porównaniu do konwencjonalnych i cyfrowych systemów radiologicznych [58, 59, 60, 61, 62, 63]. Tylko jeden artykuł zawierał informację, że dzięki tomografii można z większym prawdopodobieństwem określić głębokość zmiany [64]. W innym autorzy opisują, że badanie to jest czulsze w wykrywaniu zmian obecnych w zębinie w porównaniu do systemów z czujnikiem CCD [59].

Podsumowując, należy stwierdzić, że lekarz dentysta powinien posiadać wiele metod diagnostycznych, ponieważ żadna z zaprezentowanych, stosowana samodzielnie, nie gwarantuje stuprocentowego sukcesu postawienia prawidłowej diagnozy. Wszystkie mają swoje wady i zalety, dlatego tylko zastosowanie kilku z nich może przybliżyć lekarza do prawidłowego rozpoznania stanu tkanek przed podjęciem leczenia.

LITERATURA

Literatura u autora.

Artykuł został po raz pierwszy zamieszczony w Repozytorium Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego w Szczecinie 2020, s. 295-302.

dr n. med. Paweł Berczyński¹, Anna Siemińska²,
prof. dr hab. n. med. Jadwiga Buczkowska-Radlińska³

1 – DENTAL OFFICE Maciej Górski, Specjalistyczna Praktyka Stomatologiczna

2 – Centrum Stomatologiczne MEDIROY dr n. med. Rafał Rojek

3 – Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie, emerytowana profesor

Badania rentgenowskie w stomatologii – wybrane zagadnienia

DAVID AEBISHER, ADRIAN TRUSZKIEWICZ, DOROTA UCHMAN, ELŻBIETA CZACHOR

Badania rentgenowskie są dzisiaj podstawą szeroko pojętej diagnostyki medycznej. Również dzisiejsza stomatologia nie może się bez nich obejść. Wyrafinowane techniki, urządzenia medyczne i systemy medyczne pozwalają na doskonałe wręcz obrazowanie w stomatologii. Ciągłe ulepszany sprzęt pozwala już nie tylko pokazywać zdjęcia rentgenowskie, ale również tworzyć obrazy tomograficzne.

To krótkie opracowanie pokazuje wybrane aspekty diagnostyki rentgenowskiej w zakresie badań stomatologicznych.



Aparat rentgenowski jest w dzisiejszej dobie nieodzownym już elementem gabinetu stomatologicznego. Promieniowanie jonizujące wykorzystywane jest w obrazowaniu obszaru twarzoczaszki. Stosowane aparaty rentgenowskie pozwalają na prowadzenie diagnostyki zarówno jeśli chodzi o zdjęcia punktowe, jak również o badania wręcz tomograficzne. Zarówno oprogramowanie, jak również możliwości dzisiejszych pantomografów pozwalają uzyskiwać skany przestrzeni badanej okolicy na poziomie do tej pory niemożliwym. Wszystko to zawdzięczane jest technice cyfrowej. Ogromny postęp, jaki dokonał się w stomatologii, wydawać by się mogło, nie przypomina niczego z czasów, kiedy to radiologia wkraczała do stomatologii. Nic bardziej mylnego. W 1907 roku lekarz dentysta Antoni Cieszyński [1] wprowadził regułę izometrii, pozwalającej na wykonywanie na filmie zdjęć rtg zębów o rzeczywistej długości. Jest to do dzisiaj stosowana metoda obrazowania rentgenowskiego w stomatologii. Wówczas metoda ta stanowiła wręcz przewrót w diagnostyce stomatologicznej.

KILKA SŁÓW O PROFESORZE ANTONIM CIESZYŃSKIM

Antoni Cieszyński urodził się w Oleśnicy w 1882 roku. Uczęszczał do gimnazjum klasycznego w Poznaniu i Bydgoszczy. W Berlinie i Monachium studiował medycynę, stomatologię i filozofię [2]. W 1905 roku uzyskał dyplom lekarza dentysty. Stopień doktora uzyskał na podstawie rozprawy „O zdjęciach zewnątrzustnych szczęk promieniami Roentgena”. Należy dodać, iż praca ta została wyróżniona najwyższym odznaczeniem „summa cum laude”. W 1907 r. opracował pierwszy na świecie atlas radiologii stomatologicznej. Rok 1913 r. to czas kiedy Antoni Cieszyński został mianowany profesorem nadzwyczajnym

i kierownikiem Ambulatorium Dentystycznego Wydziału Lekarskiego we Lwowie. Dokonane zmiany w zakresie programu nauczania oraz modernizacja ambulatorium zaowocowały powstaniem pierwszego w Polsce Instytutu Dentystycznego później – w roku 1930 przemianowanego na Klinikę Stomatologiczną Uniwersytetu Jana Kazimierza we Lwowie. W 1920 roku Antoni Cieszyński został mianowany profesorem zwyczajnym stomatologii Uniwersytetu Jana Kazimierza we Lwowie.

Prof. Antoni Cieszyński był autorem 378 prac w siedmiu językach, obejmujących wszystkie dziedziny stomatologii. Tematyką jego publikacji były również etyka lekarska, medycyna, demografia, a także organizacja studiów stomatologicznych. W roku 1923 rozpoczął redagowanie czasopisma „Dentystyka Polska”. Należał do licznych towarzystw naukowych krajowych i międzynarodowych, był odznaczony wieloma nagrodami zarówno w kraju, jak i za granicą. Był autorem opracowań systematyki techniki wykonywania zdjęć rentgenowskich wewnątrz- i zewnątrzustnych, zastosowania radioterapii w stomatologii oraz reguły izometrii pozwalającej na wykonywanie na filmie zdjęć rtg zębów o rzeczywistej długości. Reguła ta to „prawo Cieszyńskiego-Diecka”. Jego autorstwa są również metody iniekcyjne do wszystkich gałęzi nerwu trójdzielnego. Antoni Cieszyński wprowadził wiele ulepszeń w sprzęcie rentgenowskim, a mianowicie: kasety do zdjęć stereoskopowych, wspornika do zdjęć zewnątrzustnych, przytrzymywacza filmów wewnątrzustnych, miarki do bezpośredniego odczytywania odległości filmu od ogniska oraz czapki z tabliczką ułatwiającą ustawienie promienia głównego do zdjęć typowych czaszki [4].

Czasy II wojny światowej, a szczególnie dzień 4 lipca 1941 r. przyniosły nauce polskiej, w tym stomatologii, niepowetowane straty. Wówczas to hitlerowcy rozstrzelali profesora Antoniego Cieszyńskiego wraz z grupą polskich profesorów. „Ogółem od 4 do 26 lipca 1941 r. Niemcy zabili 45 osób. Wśród nich było 22 profesorów, dwóch docentów, sześciu doktorów i czterech inżynierów. Największą grupę zawodową stanowili lekarze. Wśród zamordowanych znalazło się też dziewięciu obrońców Lwowa z listopada 1918 r. i jeden Żyd. Akcja wymierzona była zatem w polskie środowisko naukowe Lwowa.” [3] Było to na Wzgórzach Wuleckich.

Szerzej o życiu i pracy Antoniego Cieszyńskiego czytelnik może znaleźć w pracy [5].

ZDJĘCIA PUNKTOWE

Badanie to jest najczęściej wykonywanym z gabinetach stomatologicznych i jest podstawowym narzędziem

diagnostycznym. Pozwala na zobrazowanie od 3 do 4 zębów sąsiednich. W szczególności radiogram powinien pokazywać korzenie, korony tych zębów, jak również obszar przyzębia przyszczytowego. Badanie to jest realizowane przy wykorzystaniu detektora cyfrowego zastępującego wykorzystywane wcześniejsze błony medyczne. Podobnie jak poprzednio koniecznym jest umiejscowienie detektora w jamie ustnej. Wykorzystanie cyfrowego detektora promieniowania rentgenowskiego w badaniach stomatologicznych powszechnie jest nazywane radiowizjografią. Wynik badania w postaci zdjęcia rentgenowskiego po chwili pojawia się na ekranie komputera i stanowi dla lekarza stomatologa podstawę do dalszego planowania leczenia.

Oprócz samego urządzenia będącego odbiornikiem promieniowania, jakie przeszło przez tkankę pacjenta, do badania koniecznym jest również sam aparat rentgenowski. W obecnej dobie na rynku polskim istnieje wielu dostawców światowych producentów systemów rentgenowskich. Aparaty RTG do zdjęć punktowych posiadają różnorakie konstrukcje. Możliwymi są systemy montowane bezpośrednio do unitu stomatologicznego, systemy jezdne lub też montowane do ściany. Jaki wybór zostanie dokonany, zależy zawsze od możliwości konkretnego gabinetu stomatologicznego w zakresie jego wielkości czy też liczby stanowisk. Tutaj należy dodać, iż aparat rentgenowski to również zagadnienia związane z ochroną radiologiczną. Często dobrym rozwiązaniem jest wydzie-



Tabela 1. Zestawienie najważniejszych parametrów aparatów rentgenowskich do badań wewnątrzustnych dla wybranych modeli

Nazwa systemu	Zakres napięć anody [kV]	Zakres prądów anody [mA]	Zakres regulacji czasu ekspozycji [s]	Ognisko lampy RTG [mm]	Montaż	Dostępne długości ramienia [mm]	Odległość ognisko-twarz [cm]
Dentsply Sirona [6]	60-70	7	0,01–3,2	0,4	Wersja ścienna i sufitowa	410 700 950	20 30
Runyes [6]	65	7	0,01–2,0	0,4	Wersja ścienna	415	22
Dürr Dental [6]	60-70	4-7	0,04–2,0	0,4	Wersja ścienna	450 600 900	20 30
Owandy RX AC [7]	70	8	0,08–3,2	0,7	Wersja jezdna	410 825 110	31
Owandy RX DC [7]	60-70	4–8	0,02–3,2	0,7	Wersja jezdna	410 825 110	31
Dexis Focus [8]	60-70	7	0,02–3,2	0,7	Wersja ścienna i statywowa	3 długości, max. 216	
Owandy RX PORTABLE [7]	70	3		0,3	Aparat ręczny		
RiX-70 DC [9]	60 65 70	7	0,01–2,0	0,4	Wersja ścienna i jezdna	600 800 1000	20
X-Mind DC [11]	60-70	4–8	0,02–3,2	0,7	Wersja ścienna, jezdna i montowana na stojaku	400 800 1100	
VATECH EZRAY AIR [11]	65	3	0,05–0,5	0,4	Wersja ściana	450 600 900	20
Fona XDC [11]	60-70	7	0,01–3,2	0,4	Wersja ścienna i przenośna	1430 1730 1930 2130	20
Planmeca ProX [12]	60 63 66 70	2 3 4 5 6 7 8	0,01–2	0,4	Wersja ścienna, sufitowa, jezdna, kolumnowa, montaż na unicie stom.	152 165 178 190 203 224	20/30

lenie dodatkowego pomieszczenia, w którym umieszczany jest zestaw do badania RTG. Takie pomieszczenie służy niekiedy do instalacji nie tylko aparatu do zdjęć wewnątrzustnych, ale również pantomografu. Ten z kolei wymaga dodatkowej osłony z uwagi na parametry pracy, a tym samym dawkę, jaką otrzymuje pacjent, jak również specyfikę badania.

Aparaty do zdjęć punktowych posiadają możliwość regulacji napięcia anodowego w stosunkowo wąskim, ale w pełni wystarczającym zakresie – najczęściej począwszy od 60 do 70kV. Istnieją również rozwiązania systemów posiadających stałe napięcie anodowe. Również prąd lampy jest niewielki w porównaniu z innymi urządzeniami RTG i wynosi kilka mA - również w przypadku tego parametru nie zawsze jest możliwość zmiany jego wartości. Aparaty rentgenowskie posiadają regulację czasu ekspozycji, a tym samym zmianie podlega obciążenie prądowo-czasowe, a więc regulacji podlega dawka dla pacjenta. Zakres regulacji wartości czasów ekspozycji jest stosunkowo szeroki i może wynosić od milisekund do sekund. Systemy te wyposażone w wysokoczęstotliwościowe generatory wysokiego napięcia minimalizują udział miękkiego promieniowania w badaniu. Lampa RTG, jaka jest stosowana w aparatach stomatologicznych, jest lampą ze stałą anodą. Oznacza to, iż anoda w odróżnieniu od lamp dużej mocy stosowanych w rentgenodiagnostyce, pozwalających na obrazowanie ciała człowieka, nie wykonuje obrotów. Przy tak małych mocach nie jest uzasadnione stosowanie drogich lamp z wirującą anodą. Rozmiar ogniska lampy RTG jest na poziomie 0,3-0,7 mm, co czyni go ogniskiem małej mocy, ale dobrze obrazującym szczegóły anatomii, co jest bardzo ważne w tym przypadku.

Z punktu widzenia ergonomii pracy, montażu systemu rentgenowskiego oraz jego możliwości może się okazać

ważnym konstrukcja i zasięg ramienia. To na jego końcu zamontowany jest monoblok z lampą rentgenowską.

Technologia cyfrowa pozwala na znacznie więcej niż analogowe rozwiązania oparte o błony medyczne. Istnieją na rynku rozwiązania pozwalające na sterowanie dawką na podstawie obrazu. Te systemy Automatycznej Kontroli Ekspozycji (AEC) znane są już od dawna w aparatach RTG służących diagnostyce konwencjonalnej. Technika ta zaznacza swą obecność również w stomatologii. System AEC to metoda analizy danych w trybie ciągłym. Rozpoczyna się z chwilą rozpoczęcia emisji promieniowania i decyduje o jego zakończeniu po przekroczeniu progu dawki. Technologia ta zapewnia optymalną dawkę dla każdego zdjęcia RTG, chroniąc tym samym pacjenta przed nadmiernym narażeniem na promieniowanie jonizujące.

APARATY PANTOMOGRAFICZNE

Kolejnym narzędziem, które można spotkać w gabinetach stomatologicznych, są pantomografy. Te bardzo specjalistyczne systemy rentgenowskie pozwalają uzyskać obraz twarzoczaszki w sposób, który jest nieosiągalny dla innych metod obrazowania. Metoda ta nie należy do nowych, bo pierwsze eksperymenty z obrazowaniem pantomograficznym były wykonywane już w latach 30. ubiegłego wieku. Badanie to polega na wykonaniu ekspozycji promieniowania rentgenowskiego wraz z ruchem zestawu lampa – detektor wokół głowy pacjenta. W wyniku badania otrzymywany obraz pokazuje twarzoczaszkę – kości szczęki oraz żuchwy, zatoki szczękowe, jak również stawy skroniowo-żuchwowe. Cechą charakterystyczną tego obrazowania jest powiększenie badanych struktur o ok. 15%. Obrazowanie pantomograficzne jest zaliczane do badań warstwowych. Obecne pantomografy umożliwiają wykonywanie zdjęć cyfrowych z udziałem detektora, co

Tabela 2. Zestawienie wybranych parametrów aparatów pantomograficznych

Nazwa systemu	Zakres napięć anody [kV]	Zakres prądów anody [mA]	Zakres regulacji czasu ekspozycji [s]	Ognisko lampy RTG [mm]	Aktywna powierzchnia [mm]	Rozmiar piksela [µm]	Rozdzielczość [lp/mm]
Planmeca ProMax® 2D [16]	50-84	0,5-16	Pan. 2,7–16, Cef. 6,4–9,9, ProCeph. 0,1 – 0,8	0,5	Pan. 6 x 147 Cef. 6 x 295	48	Pan. 9 Cef. 5,7
Planmeca ProOne [16]	60-70	2-7	2-10	0,5			
OWANDY I-MAX PRO [7]	60-70	2-7	2,44 – 14,4	0,5			10,4
OWANDY I-MAX PRO CEPH [7]	86	12.5	2,44 – 14,4	0,5			10,4
Sirona Orthophos S [6]	60-90	16	14,2 (9,1)				
VistaPano S [7]	66-99	4-16	2,5-13,5	0,5	6x150,4	100	
VistaPano S Ceph [7]	60-99	4-16	4,1x19,9	0,5	5,9x230,4	100	
Gendex GXDP-700 [18]	57-90	16		0,5		100	
Dexis OP 3D [8]	60-95	2-16	9	0,5	147x112	80	
PaX-i VATECH [11]	60-99	4-10		0,5			
Carestream CS8100 [17]	50-99 60-90	2-15		0,5			

Tabela 3. Zestawienie wybranych parametrów tomografów

Nazwa systemu	Rozmiar voksela [mm]	Czas skanu [s]	Field-of-View	Ognisko lampy RTG [mm]	Typ detektora	Zakres napięć anody [kV]	Zakres prądów anody [mA]
i-CAT FLX [10]	0,4 0,3 0,25 0,2 0,125	4,8 8,9 14,7 17,8 26,9	Standard Scan: 4, 6, 8, 10, 11, 13 cm (h) x 16 cm (d) 8 cm (h) x 8 cm (d) Extended FOV (Cephalometric): 17 cm (h) x 23 cm (d)		Amorficzny krzem, CsI		
i-CAT FLX MV [10]	0,4 0,3 0,25 0,2 0,125	4,8 8,9 16,6 23	Standard Scan: 4, 6, 8,5 cm (h) x 8,5 cm (d) Extended FOV 4, 6, 8,5 cm (h) x 15,5 cm (d)		Amorficzny krzem, CsI		
VistaVox S	49,5	2-18	130x70, 130x85, 50x50	0,5	Zespół fotodiod CsI CMOS	60-99	4-16
VistaVox S Ceph	49,5 / 100	1,9-18	130x70, 130x85, 50x50	0,5	Zespół fotodiod CsI CMOS	60-99	4-16
Sirona Axelos [6]		14,2 9,1	5x5,5, 8x8, 11x10, 17x13			60, 90	16
Dexis OP 3D LX [8]	80	6,9-11,3	5x5, 6x9, 8x8, 10x10, 15x12, 15x20	0,5	IGZO TFT	60-95	2-16
Carestream CS9600 [17]	75		4x4 - 16x17				
GENDEX GXCB-500 [18]		8,9	14x8				
OWANDY I-MAX TOUCH 3D [7]	156	13,8			CCD HD + światłowód	60-86	6-10 6-12

powoduje dostępność obrazu bezpośrednio po jego wykonaniu. Zaawansowane techniki obróbki danych, w tym obrazowanie 3D, powodują, iż aparat pantomograficzny stanowi narzędzie w ręku lekarza stomatologa, które jest nie do przecenienia

TOMOGRAFY KOMPUTEROWE (CBCT)

Rozwój innowacyjnych technik obrazowania, z wykorzystaniem tomografii komputerowej o wiązce stożkowej (*Cone Beam Computed Tomography* – CBCT), dokonał rewolucji w diagnostyce, planowaniu leczenia, protetyce stomatologicznej oraz zabiegach implantologicznych. Pierwszy system CBCT do obrazowania szczękowo-twarzowego wyprodukowano w latach 90. [21]. Zaletą urządzeń do tomografii komputerowej o wiązce stożkowej jest ograniczenie dawki promieniowania. Urządzenia do wykonywania tomograficznych badań wolumetrycznych charakteryzują się dużą dokładnością badań w skali 1:1, przy średnim błędzie pomiaru w granicach 0,2 mm. Rozdzielczość dostępnych w obecnej chwili urządzeń umożliwia obrazowanie warstw o grubości od 0,4 mm do nawet 0,076 mm, co pozwala uzyskać bardzo wysoką jakość obrazów [19]. Obrazowanie trójwymiarowe 3D umożliwia szczegółową analizę struktur anatomicznych i ich trójwymiarową rekonstrukcję. Badanie wykonane w celach implantologicznych pozwala ocenić wielkość kości oraz odległości od struktur krytycznych w interesującym nas przekroju lub płaszczyźnie. Daje możliwość dokładnego, precyzyjnego zaplanowania lokalizacji i wstawienia

implantów. Dodatkową zaletą tomografii stożkowej jest krótki czas badania oraz małe wymiary urządzeń. Ma to wpływ na większą dostępność i mniejszy koszt w porównaniu z tomografią wielorzędową. Dzięki temu, urządzenia tego typu stają się standardem w wyposażeniu pracowni stomatologicznych zajmujących się leczeniem implantoprotetycznym, endodontycznym oraz chirurgicznym.

Tomografia komputerowa (KT) zazwyczaj kojarzy się nam z dużym systemem pozwalającym na obrazowanie całego ciała człowieka. W stomatologii zakres obrazowania ograniczony jest do struktur twarzoczaszki, a same systemy nie zawsze przypominają te znane pracowni KT.

Zasadniczo badanie tomograficzne polega na wykonaniu szeregu ekspozycji rentgenowskich i zarejestrowanie ich przez detektor. Szereg tychże ekspozycji jest wykonywanych w czasie obrotu zespoły lampa – detektor dokoła pacjenta – w przypadku stomatologii dokoła głowy pacjenta. Są one wykonywane co ściśle określony kąt obrotu. Na podstawie zebranych danych system komputerowy, realizując algorytm obliczeniowy, oblicza wartości każdego piksela obrazu i prezentuje je w postaci macierzy o wymiarach np.: 512x512 pikseli. Dane prezentowane są w postaci bitmapy, gdzie jasność punktu odzwierciedla stopień tłumienia promieniowania rentgenowskiego przez ośrodek.

W tomografii komputerowej każdemu pikselowi przyporządkowana jest wartość w jednostkach Hounsfielda (j.H.). Skala ta dla powietrza wynosi 1000 j.H., natomiast

dla wody destylowanej 0j.H. Obrazowane tkanki posiadają inne wartości tłumienia, które są określane na podstawie liniowych współczynników tłumienia odpowiednio dla badanej tkanki i wody:

$$HU_{tkanki} = 1000 \times (\mu_{tkanki} - \mu_{woda}) / \mu_{woda}$$

gdzie HU_{tkanki} – wartość jednostek Hounsfielda dla danej tkanki, μ_{tkanki} i μ_{woda} to liniowe współczynniki tłumienia odpowiednio tkanki i wody. Powyższy opis opisuje skalę Hounsfielda, która jest przyjęta w obrazowaniu medycznym w systemach KT. Jednakże w obrazowaniu z użyciem CBCT trzeba mieć na uwadze, iż konstrukcje i właściwości systemów KT i CBCT posiadają różnice. Konsekwencją tych różnic jest fakt, iż istnieją rozbieżności między pomiarami wartości szarości uzyskanymi za pomocą CBCT a jednostką Hounsfielda (HU) uzyskaną z wielodetektorowej tomografii komputerowej (KT). Na uzyskiwane wyniki ma wpływ lokalizacja rejonu zainteresowania (ROI, ang. *region of interest*) jak również rozmiar okna (FOV, ang. *field of view*), zwiększone błędy będą również przy obrazowaniu w obrębie zębów tylnych żuchwy. Rozbieżności, o których mowa, mogą być zmniejszane przez zmniejszanie wielkości pola obrazowania [14]. Głównym problemem jest jednak duży kąt stożka wiązki promieniowania rentgenowskiego. Skutkuje to silnymi artefaktami związanymi z rozproszeniem promieniowania, a to jest źródłem znacznych błędów niejednorodności przestrzennej j.H. [15].

Mimo wzmiankowanych w tym opracowaniu problemów związanych z CBCT narzędzie to jest podstawowym w wielu zastosowaniach związanych ze stomatologią. Jego stosowanie związane jest również z podwyższoną dawką, jaką otrzymuje pacjent w czasie badania, co nie jest bez znaczenia. Jednakże zasada ALARA, mówiąca o obniżaniu dawki tak jak to jest rozsądnie możliwe, i jej właściwa interpretacja oraz zastosowanie, pozwala na uzyskanie właściwych wyników badań.

W tabeli 3 zebrano wybrane parametry systemów CBCT. Nie są to oczywiście wszystkie z uwagi na rozległość danych technicznych tych jednak skomplikowanych systemów diagnostycznych.

DETEKTORY PROMIENIOWANIA

Płaski detektor służący rejestrowaniu promieniowania rentgenowskiego to zasadniczo układ scalony o dużej powierzchni. Jego konstrukcja składa się z tysięcy lub milionów pojedynczych elementów, będących pojedynczymi małymi detektorami.

W dzisiejszej dobie detekcja promieniowania rentgenowskiego odbywa się najczęściej przy udziale detektorów o działaniu bezpośrednim i pośrednim. Detektory, których działanie oparte jest na konwersji fotonów na pary elektron – dziura, wykonane są ze specjalnych materiałów takich jak: tellurku kadmu, tellurku kadmu-cynku i amorficznego selenu. Z kolei w metodzie pośredniej wykorzystuje się zamianę promieniowania rentgenowskiego na promieniowanie widzialne. W przeciwieństwie do metody bezpośredniej koniecznym jest stosowanie dodatkowej warstwy, którą jest scyntylator. Dostępnych

jest wiele rodzajów materiałów będących scyntylatorami, ale najczęściej wykorzystywanymi w obrazowaniu medycznym i badaniach nieniszczących są jodek cezu (CsI) i tlenosiarczki gadolinu (Gd_2O_2S). Detektory z CsI wytwarzane są w procesie chemicznego osadzania z fazy gazowej. Są to struktury amorficzne o budowie kolumnowej. Zaletą jodku cezu jest niska dyspersja optyczna. W porównaniu z tlenosiarczkiem gadolinu struktury te muszą być stosunkowo grube, ponieważ CsI ma niższą gęstość [12]. Jeśli chodzi o łączenie scyntylatora z modułem odbiorczym, możliwa jest metoda bezpośredniego lub pośredniego osadzenia materiału scyntylacyjnego za pomocą osadzania z fazy gazowej na powierzchni detektora. Inną metodą jest dodanie ochronnej warstwy powłoki wokół scyntylatora. Spowodowane jest to ochroną warstwy przed degradacją z powodu niewielkiej higroskopijności CsI. Jednakże zabieg ten może powodować zmiany, jeśli chodzi o transmisję światła do fotodiody. Trzecią metodą jest zastosowanie płytki zbudowanej z SiO_2 będącej rodzajem połączenia światłowodowego. Metody połączeniowe mają zasadniczy wpływ zarówno na cenę, jak również na szereg parametrów detektorów m.in. jest to wydajność kwantowa detekcji (ang. *detection quantum efficiency*, DQE) czy też funkcja transferu modulacji. (ang. *modulation transfer function*, MTF).

Opisując w skrócie działanie pojedynczej komórki odpowiedzialnej za konwersję promieniowania jonizującego na sygnał elektryczny należy zwrócić uwagę na to, iż jest to proces, w którym nie jest wykorzystywany dodatkowy materiał będący scyntylatorem. Każdy piksel generuje ładunek elektryczny proporcjonalny do ilości promieniowania jonizującego. Bezpośrednia konwersja polega na pochłanianiu promieniowania i generowaniu ładunku proporcjonalnego do tego promieniowania [13].

Tabela 4 zawiera wybrane parametry sensorów stosowanych w radiowizjografii produkowanych przez światowych producentów.

Czujniki cyfrowe oprócz niezaprzeczalnych zalet, jakimi są praktycznie natychmiastowe zdjęcia, bardzo duża ilość ekspozycji czy też brak konieczności używania dodatkowego urządzenia skanującego, posiadają wady. Można do nich zaliczyć sztywność konstrukcji, grubość, obecność dodatkowego przewodu, ograniczona liczba formatów. Tych ograniczeń nie mają płyty pamięciowe, jednakże do swojej pracy potrzebują skaner.

METODOLOGIA BADAŃ W STOMATOLOGII

1. Zdjęcia zębów wewnątrzustne

Główne wskazania

- wykrycie zapalenia przywierzchołkowego,
 - ocena stanu przyzębia,
 - urazy zębów i zębodołów,
 - ocena obecności i ustawienia niewyrzniętych zębów,
 - ocena morfologii korzeni przed usunięciem zęba,
 - podczas trwania leczenia endodontycznego,
 - ocena przed- i pooperacyjna,
 - szczegółowa ocena torbieli przywierzchołkowych i innych zmian w kości zębodołu,
 - ocena ustawienia implantów i prognoza [22].
- Zdjęcia wewnątrzustne to te, które otrzymywane są na

Tabela 4. Zestawienie najważniejszych parametrów sensorów do RVG dla wybranych modeli

Nazwa systemu	Aktywna powierzchnia [mm]	Rozmiar piksela [μm] / rozdzielczość [piksel]	Rozdzielczość [lp/mm]	Rodzaj czujnika	Rozmiar czujnika [mm]	Zasilanie/połączenie z komputerem
Runyes [6]	30x22,2	18,5	27	APS-CMOS	1,3x39x28,5	USB
Dentsply Sirona [6]	0,18x24 20x30 25,6x36	15	33,3	APS-CMOS	23,6x32x7,5 25,4x38,3x7,5 31,2x43x7,5	USB
Owandy ONE [7]	30x20 34x26	1500x1000 1700x1300		CMOS	5x39x25 5x43x31	USB
Owandy OPTEO [7]	30x20 34x26	1500x1000 1700x1300	22	CMOS	5x39x25 5x43x31	USB
Dexis IXS [8]	21x30 28x36	19,5	Teoretyczna 25,6 / Rzeczywista 20+	CsI	25x37 31x42	USB
I-View Gold [9]	30x20 33x25	1500x1000 1650x1250	20		20,00x31,01 25,95x37,96	USB
EzSensor HD VATECH [11]		14,8	33,78	MOS	25,4x36,8 29,2x39,5 31,3x72,9	USB
EzSensor Classic VATECH [11]		17	29,6	CMOS	25,4x36,8 29,2x39,5 31,3x72,9	USB
SOPIX Inside rozmiar 1 [11]	20x30	20	25	CMOS, CsI	25x39	USB
SOPIX Inside rozmiar 2 [11]	20x30	20	25	CMOS, CsI		USB
Acteon SOPIX PlugIn rozmiar 1 [11]	20x30	20	25	CMOS, CsI	25x39	USB
Aceon U-SENSE [11]	20x30	20	12-14	CMOS, CsI	5,2x38,6x24,7	USB
Aceon U-SENSE HD [11]	20x30	20	18-20	CMOS, CsI	5,2x38,6x24,7	USB
Fona StarX Pro [11]	20x30 26x34	20	Teoretyczna 25 / Rzeczywista 20	CMOS, CsI	5,3x35,4x28,1 5,6x39x25	USB
Planmeca ProSensor HD [12]	25,5x18,9 30,6x20,7 36x26,1	30 (standard) 15 (HD)	Teoretyczna 33 17 (standard) >20 (HD)		33,6x23,4 39,7x25,1 44,1x30,4	USB

Rys. 2 Uchwyt do techniki kąta prostego (opracowanie własne)



filmie rentgenowskim - detektorze promieniowania znajdującym się w jamie ustnej pacjenta podczas ekspozycji.

TECHNIKI WYKONYWANIA ZDJĘĆ WEWNĄTRZUSTNYCH PUNKTOWYCH

Technika kąta prostego – błona rtg lub czujnik radiografii cyfrowej jest trzymany przez pozycjonery do techniki kąta prostego.

Technika izometrii Cieszyńskiego - film lub czujnik radiograficzny jest podtrzymywany palcem pacjenta.

TECHNIKA KĄTA PROSTEGO

Do wykonywania zdjęć techniką kąta prostego stosowany jest specjalny uchwyt do pozycjonowania detektora w jamie ustnej. Film bądź czujnik jest umieszczony w uchwycie i ustawiony w jamie ustnej równolegle do osi

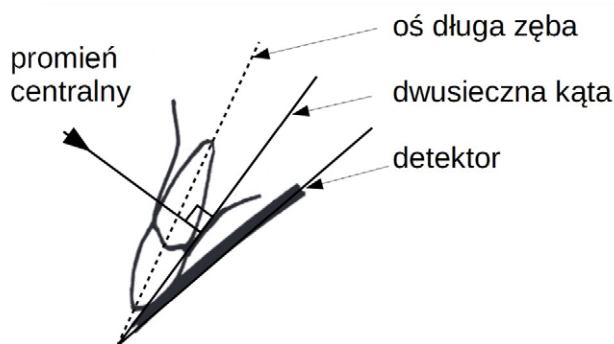


długiej badanego zęba. Lampę rtg kieruje się pod kątem prostym w stosunku do zęba i filmu. Przy użyciu uchwytu, technika ustawienia zatem jest powtarzalna. Możliwe jest więc ich porównywanie i analiza komputerowa. Wadą metody jest powiększenie obrazu ze względu na oddalenie detektora od obiektu badanego.

Budowa anatomiczna podniebienia i kształt łuków zębowych sprawiają, że nie zawsze film i ząb mogą być ustawione równoległe do siebie i stykać się ze sobą. Film musi znajdować się w pewnej odległości od zęba. Aby zapobiec powiększeniu obrazu wywołanemu przez oddalenie filmu od zęba, należy używać równoległej, nierozproszonej wiązki promieniowania rentgenowskiego. Użycie długiego tubusa lampy rentgenowskiej i dużej odległości ogniska na tarczy anody od skóry, pozwalają osiągnąć pożądaną cel.

TECHNIKA IZOMETRII CIESZYŃSKIEGO

Detektor jest umieszczony blisko zęba tak, aby wystawał 2 mm powyżej brzegu siecznego lub krawędzi zgryzowych i badany ząb rzutował się w linii środkowej filmu. Pacjent przytrzymuje delikatnie film za pomocą palca wskazującego lub kciuka ręki strony przeciwnej do strony badanej. Aby uniknąć skrócenia lub wydłużenia obrazu, lampę rentgenowską ustawia się pod kątem prostym do dwusiecznej kąta utworzonego przez oś długą zbadanego zęba i płaszczyznę filmu. Promień centralny wiązki promieniowania jest skierowany na wierzchołek zęba. Zaletą techniki izometrii Cieszyńskiego, najczęściej stosowanej w Polsce, jest łatwość ustawienia filmu w jamie ustnej oraz brak konieczności używania uchwytów do



Rys. 3 Technika izometrii Cieszyńskiego (opracowanie własne)

Tabela 5. Orientacyjne kąty padania promienia centralnego

		Siekacze	Kieł	Przedtrzonowe	Trzonowe
Szczeka	Płaszczyzna strzałkowa	0°	60°	60°	80-90°
	Płaszczyzna zgryzu	+ 45 -55°	+ 50°	+ 40°	+ 30°
Żuchwa	Płaszczyzna strzałkowa	0°	60°	60°	80-90°
	Płaszczyzna zgryzu	- 25°	- 20°	- 15°	- 5°

pozycjonowania. Technika ta posiada jednak szereg wad, z których najistotniejsze to brak powtarzalności ustawienia, a więc trudności w porównywaniu kolejnych zdjęć tej samej okolicy, jak też duża zależność od umiejętności osoby wykonującej zdjęcie.

Miejsce i kąt padania promienia centralnego są różne, w zależności od rodzaju zdjęć. Po ustawieniu głowy pacjenta należy dobrać odpowiedni kąt na lampie w stosunku do płaszczyzny zgryzu i płaszczyzny strzałkowej.

Przy obrazowaniu zębów szczęki płaszczyzna zgryzu - linia Campera / łącząca otwór słuchowy zewnętrzny z dolnym brzegiem skrzydełka nosa/ powinna być równoległa do podłogi, natomiast przy obrazowaniu zębów szczęki dolnej żuchwa ustawiona jest poziomo przy otwartych ustach.

ZDJĘCIA SKRZYDŁOWO – ZGRYZOWE

Główne wskazania:

- wykrywanie ubytków próchnicowych na powierzchniach stykających zębów,
- ocena wypełnień,
- ocena przyzębia w odcinku przyszyjkowym.

Zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe wykonywane są na filmach rtg ze specjalnymi paskami foliowymi służącymi do zagryzania przez pacjenta. Film ustawia się w jamie ustnej po stronie językowej. Pacjent zagryza odpowiedni pasek na filmie (zwany skrzydełkiem) lub uchwyt pozycjonera, tym samym utrzymując detektor promieniowania równoległe do koron zębów górnych i dolnych. Płaszczyzna pośrednia ciała musi być prostopadła do poziomu, a linia Campera równoległa do płaszczyzny poziomej. Promień centralny pada ortoradialnie pod kątem 5-10° w stosunku do płaszczyzny poziomej i prostopadle do detektora promieniowania.

Zdjęcia te służą do obrazowania koron górnych i dolnych zębów trzonowych i przedtrzonowych, rzadziej zębów przednich jednocześnie na jednym zdjęciu. Na nieprawidłowo wykonanym zdjęciu skrzydłowo-zgryzowym (zły kąt poziomy) powierzchnie stykające zębów sąsiadnych nakładają się na siebie i nie można zdiagnozować próchnicy.

ZDJĘCIA ZGRYZOWE

Główne wskazania:

- wykrywanie zębów zatrzymanych, nadliczbowych i zębów z ich dokładną lokalizacją,

- ocena wielkości zmian ekspansywnych położonych w przednim odcinku szczęki,
- ocena złamań zębów i zębodołów w przednim odcinku łuku zębowego.

Detektor promieniowania jest ułożony w płaszczyźnie zgryzu, promień centralny pada od góry lub dołu. W zależności od kierunku padania promienia centralnego otrzymuje się zdjęcia zgryzowe szczęki lub żuchwy, standardowe, skośne lub osiowe.

Pacjent siedzi z głową opartą na zagłówku, a płaszczyzna zgryzu szczęki ustawiona jest poziomo i równolegle do podłogi. Detektor promieniowania umieszczony jest w jamie ustnej i opiera się na powierzchni zgryzowej dolnych zębów. W tej pozycji pacjent zagryza delikatnie zęby. Miejsce i kąt padania promienia centralnego są różne, w zależności od rodzaju zdjęć.

Dla zdjęć zgryzowych standardowych szczęki promień centralny powinien padać w płaszczyźnie pośrodkowej pod kątem 65-70° od góry ku dołowi na grzbiet nosa, zaś obraz powinien uwidaczniać przednią część szczęki i przednie górne zęby. W przypadku zdjęć skośnych promień centralny powinien padać pod kątem 65-70° skośnie ku dołowi, z boku na policzek po stronie badanej tak, aby kość jarzmowa nie przesłoniła okolicy badanej. Radiogram powinien zawierać tylną część szczęki i górne tylne zęby po stronie badanej. Zdjęcia osiowe polegają na takim ustawieniu promienia centralnego, aby padał on doogonowo, na sklepienie czaszki w płaszczyźnie pośrodkowej. Zdjęcie powinno uwidaczniać część zębodołową szczęki.

We wszystkich rodzajach zdjęć zgryzowych żuchwy, zasada ustawienia detektora promieniowania jest analogiczna do zdjęć zgryzowych szczęki. Elementem różniącym jest skierowanie filmu lub cyfrowego detektora powierzchni przednią ku dołowi.

Dla zdjęć zgryzowych żuchwy standardowych promień centralny pada pod kątem 45° do detektora na okolicę bródki w płaszczyźnie pośrodkowej. Obraz powinien uwidaczniać dolne przednie zęby i przednią część żuchwy. W przypadku zdjęć skośnych lampę należy tak ustawić, aby promień centralny skierowany był ku górze w stronę dogłową i do przodu w kierunku detektora, od dołu i zza kąta żuchwy oraz prostopadle w stosunku do stycznej językowej powierzchni żuchwy. Na obrazie powinny być uwidocznione ślinianki podżuchwowe po stronie badanej. Przy zdjęciach osiowych promień pada pod kątem 90° do detektora na okolicę brody pacjenta, w płaszczyźnie pośrodkowej ciała, zaś radiogram powinien zawierać obraz części zębodołowej żuchwy.

ZDJĘCIA ZEWNĄTRZUSTNE

To zdjęcia, w których podczas ekspozycji film/detektor promieniowania rentgenowskiego znajduje się poza jamą ustną. Do zdjęć zewnątrzustnych zaliczamy:

1. pantomograficzne,
2. cefalometryczne - tele boczne czaszki,
3. tomograficzne kości szczęki i żuchwy lub stawów skroniowo-żuchwowych (wykonywane nierzadko aparaturą do zdjęć pantomograficznych wyposażoną w odpowiednie opcje),

4. zdjęcia części twarzowej w innych projekcjach.

ZDJĘCIA PANTOMOGRAFICZNE

Główne wskazania:

- ocena zmian patologicznych kości szczęki i żuchwy (torbiele, nowotwory itp.);
- przygotowanie do leczenia ortodontycznego – ocena liczby i umiejscowienia zębów wyrżniętych, wyrzynających się i zatrzymanych;
- ocena przyzębia (zaniki wyrostka zębodołowego);
- ocena podłoża protetycznego przed wykonaniem uzupełnień protetycznych;
- złamania wszystkich części żuchwy;
- przygotowanie do zabiegów implantologicznych.

Zdjęcia pantomograficzne – to zdjęcia warstwowe (tomograficzne) otrzymywane przy wykorzystaniu zasady tomografii obrotowej, w której ruch tomograficzny powstaje dzięki synchronizacji ruchu po łuku lampy rentgenowskiej w jednym kierunku i kasety z filmem w kierunku przeciwnym w płaszczyźnie poziomej. W rezultacie powstaje wyraźny obraz warstwy przebiegającej wzdłuż krzywizny łuków zębowych. Pantomogram jest zdjęciem przeglądowym, na którym uwidocznione są między innymi zęby górnego i dolnego łuku zębowego, kość żuchwy, szczeka, ściana przednia, dolna i tylna zatoki szczękowej, brzoż dolne oczodołów, jak też oba stawy skroniowo-żuchwowe.

ZDJĘCIA CEFALOMETRYCZNE – ZDJĘCIA TELE BOCZNE CZASZKI

Główne wskazania:

- diagnostyka wad zgryzu, planowanie, leczenie;
- kontrolowanie przebiegu leczenia oraz uzyskanych efektów;
- diagnostyka wad rozwojowych części twarzowej czaszki;
- badania procesu wzrostu części twarzowej czaszki;
- planowanie oraz oceny wyników leczenia chirurgicznego;
- ocena wieku kostnego na podstawie obrazu kręgów szyjnych widocznych na zdjęciu.

Cefalogram obrazuje czaszkę, tkanki twarde i miękkie twarzy, podniebienie twarde oraz zatoki przynosowe. Lekarz dokonuje pomiaru i porównania specyficznych punktów, odległości, linii i kątów w obrębie szkieletu twarzy.

Aparaty do zdjęć cefalometrycznych są przystawką do pantomografu lub mogą mieć postać samodzielnych unitów. Zdjęcia cefalometryczne wykonywane są w cefalostacie / kraniostacie pozwalającym na unieruchomienie głowy pacjenta i wyposażonym w filtr pozwalający na uzyskanie obrazu rentgenowskiego tkanek miękkich profilu twarzy. Przed wykonaniem badania pacjent ściąga wszelkie ozdoby metalowe z obrębu głowy i szyi, takie jak kolczyki, protezy i inną biżuterię. Głowa pacjenta zostaje unieruchomiona w kraniostacie przy użyciu uchwytów nakładanych na uszy oraz nasadę nosa. We wnętrzu uchwytów usznych tzw. oliwek znajdują się cieniujące

elementy, których obraz na otrzymanym zdjęciu wskazuje, czy pacjent był ustawiony symetrycznie. Gwarantuje to ustawienie pacjenta w takiej samej pozycji w kolejnych badaniach. Podczas zdjęcia pacjent nie porusza się. Musi również przełknąć ślinę i zaciśnąć zęby.

Zdjęcie cefalometryczne najczęściej wykonywane jest w projekcji bocznej, ale również w innych projekcjach: przedniej, skośnej, osiowej /podbródkowo – ciemieniowej/ w aparatach odpowiednio rozbudowanych.

ZDJĘCIA TOMOGRAFICZNE (WARSTWOWE) KOŚCI SZCZĘKI I ŻUCHWY

Główne wskazania:

- w diagnostyce implantologicznej do oceny wysokości kości wyrostka zębodołowego i wyznaczenia miejsca założenia wszczepów śródkostnych,
- przydatne są w określaniu położenia i wymiaru przednio-tylnego zmian patologicznych kości szczęki i żuchwy.

Tomografię wolumetryczną CBCT stosuje się najczęściej, gdy potrzebujemy dokładnego trójwymiarowego zobrazowania badanych struktur i ich trójwymiarową rekonstrukcję. Jest metodą z wyboru w planowaniu implantacji, dając pełny zakres informacji niezbędnych do przeprowadzenia zabiegu.

ZDJĘCIA CZĘŚCI TWARZOWEJ W INNYCH PROJEKCJACH

- zdjęcie skośne żuchwy,
- zdjęcie PA żuchwy,
- zdjęcie PA części twarzowej czaszki,
- zdjęcie boczne części twarzowej czaszki,
- zdjęcie zatok przynosowych,
- zdjęcie stawów skroniowo-żuchwowych wg Clementischa,
- zdjęcie osiowe czaszki.

PODSUMOWANIE

Podsumowując to krótkie opracowanie mówiące o diagnostyce obrazowej w stomatologii, należy powiedzieć, iż jest ona dziedziną, która rozwija się dynamicznie. Poprawa jakości otrzymywanych zdjęć rentgenowskich, jak również możliwości w zakresie tomografii powodują, iż diagnostyka ta jest podstawowym narzędziem w rękach stomatologa. Pozwala właściwie diagnozować, planować leczenie, oceniać skuteczność i analizować wyniki przeprowadzonych zabiegów. Rozwój technologii rentgenowskiej, w tym metod badania i ucyfrowienie aparatury zdecydowanie wpływają na polepszenie jakości diagnostycznej badania.

Jednocześnie należy dodać, iż każde badanie wymaga właściwej interpretacji obrazów, a zatem i rzetelnego przygotowania oraz starannego przeprowadzenia badania przez kompetentną osobę wykonującą to badanie.

Uwaga – wszystkie dane techniczne zostały zamieszczone po ich weryfikacji i za zgodą dostawców.

LITERATURA

[1] A. Urbanik, S. Leszczyński. Radiologia Polska w XIX i XX wieku. 2019 Wydawnictwo Indygo Zahir Media Uniwersytet Jagielloński, Biblioteka Jagiellońska, ISBN: 978-83-

952995-8-2. Wydanie 1

[2] https://www.olesnica.nienaltowski.net/Antoni_Cieszyński.htm (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[3] <https://przystanekhistoria.pl/pa2/teksty/92969,Wzgorza-Wuleckie-splynely-krwia.html> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[4] https://pl.wikipedia.org/wiki/Antoni_Cieszy%C5%84ski (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[5] B. Bruziewicz-Mikłaszewska, Polak i Europejczyk – profesor medycyny i stomatolog Antoni Cieszyński (1882-1941) i jego uczniowie. 23 (2019) Wydawnictwo Uniwersytetu Wrocławskiego, DOI:10.19195/1429-4168.23.13

[6] <https://amadar.pl/> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[7] <https://www.mdsjonczyk.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[8] <https://miserwis-rtg.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[9] <https://dentomax.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[10] <http://www.dol-med.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[11] <https://www.roydental.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[12] M.S. Kim, K.T. Lim, G. Kim, G. Cho, A comparative study of scintillator combining methods for flat-panel X-ray image sensors, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 2018, 882, 84-90.

[13] S.O. Kasap, M. Zahangir Kabir, J.A. Rowlands, Recent advances in X-ray photoconductors for direct conversion X-ray image detectors. Current Applied Physics. 2006, Volume 6, Issue 3, 288-292.

[14] Yadegari A, Safi Y, Shahbazi S, Yaghoutiazar S, Ghazizadeh Ahsaie M. Assessment of CBCT gray value in different regions-of-interest and fields-of-view compared to Hounsfield unit. Dentomaxillofac Radiol. 2023 Nov;52(8):20230187.

[15] Hu Y, Xu S, Li B, Inscoe CR, Tyndall DA, Lee YZ, Lu J, Zhou O. Improving the accuracy of bone mineral density using a multisource CBCT. Sci Rep. 2024 Feb 16;14(1):3887.

[16] www.dentalexcellent.pl/ (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[17] <https://optident.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[18] <http://kormed.pl> (ostatni dostęp: 2.04.2024r.)

[19] I. Różyło-Kalinowska, T.K. Różyło, Tomografia wolumetryczna w praktyce stomatologicznej. Wydawnictwo Czelej Sp.z.o.o. Wydanie I, Lublin 2011.

[20] T.K. Różyło, I. Różyło-Kalinowska, Radiologia stomatologiczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Wydanie I, Warszawa 2014.

[21] J. Krzyżostaniak, A. Surdacka, Rozwój i zastosowanie tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce stomatologicznej. Dental Forum, 2010

[22] E. Whaites: Podstawy radiodiagnostyki stomatologicznej. Red. Wyd. pol. T.K. Różyło i I. Różyło, Wyd. Czelej, Lublin 1994.

dr hab. n. med. Prof. UR David Aebisher¹, dr n. o zdr. inż. Adrian Truszkiewicz¹, st. tech. elektroradiologii Dorota Uchman², mgr Elżbieta Czachor³

1 – Kolegium Nauk Medycznych Instytut Nauk Medycznych - Zakład Fotomedycyny i Chemii Fizycznej

2 – Stowarzyszenie Elektroradiologii

3 – Medyczno Społeczne Centrum Kształcenia Zawodowego i Ustawicznego w Jaśle

SKANERY I TOMOGRAFIA

POZNAJ SKANERY I TOMOGRAFIĘ NAJWYŻSZEJ JAKOŚCI

SHINING 3D
DENTAL

Skaner wewnątrzustny
Shining 3D Aoralscan 3

DEXIS

Skaner wewnątrzustny
Dexis 3800

SHINING 3D
DENTAL

Skaner twarzy
MetiSmile

Carestream
DENTAL

Tomograf
CS 8200 3D

Optident
DIGITAL DENTAL SOLUTIONS

Odwiedź nas na stoisku podczas targów WDMS

HALA B I STOISKO B2.08



Aparaty RTG wewnątrzustne – zestawienie wybranych firm*

Nazwa dostawcy: Biomedix Nazwa producenta: Acteon Adres strony internetowej: biomedix.pl	RTG X-Mind Unity ze zintegrowaną radiowizjografią Sopix to jedyny system z automatyką kontroli ekspozycji minimalizujący nadmierne narażenie pacjenta na promieniowanie X i eliminujący prześwietlanie zdjęć. Oferujemy sprzęt najwyższej jakości renomowanych producentów i zapewniamy kompleksowe rozwiązania w radiologii stomatologicznej. Opracowujemy pełną dokumentację do odbioru i prowadzenia stomatologicznego gabinetu RTG, tj. projekt osłon stałych oraz dokumentację Systemu Zarządzania Jakością. Biomedix posiada również akredytowane przez PCA Laboratorium wykonujące testy stomatologicznych aparatów RTG.	
Nazwa dostawcy: DentalHolding Sp. z o.o. Nazwa producenta: SIGER Medical Adres strony internetowej: sigerpolska.pl	Aparaty RTG SIRAY oferują zaawansowaną technologię DC wysokiej częstotliwości, zapewniającą doskonałą jakość obrazu i minimalizującą dawkę promieniowania. Spersonalizowane ustawienia parametrów umożliwiają precyzyjne dostosowanie czasu ekspozycji (0,02-3,2 s), napięcia lampy (55-70 kV), natężenia (4 mA, 7 mA), oraz wybór trybu pracy i obrazowania. 48 procedur obrazowania, dostosowanych do różnych potrzeb klinicznych, zapewniają wygodę użytkownika. Profesjonalne ustawienia i precyzyjne pozycjonowanie zapewniają wysoką jakość obrazów rentgenowskich.	
Nazwa dostawcy: Denteq Sp z o.o. Nazwa producenta: Planmeca Adres strony internetowej: denteq.pl	Aparat rentgenowski Planmeca ProX™ zapewnia łatwe i precyzyjne pozycjonowanie, bezproblemowe obrazowanie oraz najlepszą jakość obrazów w wysokiej rozdzielczości. Stanowi niezwykle korzystną i skuteczną opcję obrazowania 2D dla wszystkich klinik stomatologicznych. Szczegółowa diagnostyka RVG, dzięki czujnikowi Planmeca ProSensor HD, zapewnia ostre obrazy o dużym kontraście oraz małej ilości szumów. Dzięki rzeczywistej rozdzielczości przekraczającej 20 lp/mm, czujnik ten zapewnia jakość obrazu HD, a jego szeroki zakres dynamiki pracy gwarantuje wykonywanie udanych zdjęć przy każdym podejściu.	
Nazwa dostawcy: Medif Sp. z o.o. Sp.k. Nazwa producenta: Acteon Satelec Adres strony internetowej: medif.com	Estetyczny i nowoczesny. X-MIND unity to aparat łączący nowoczesny design z niezawodnością urządzeń ACTEON. Płynność ruchu i duży zakres parametrów pracy sprawiają, że odnajdzie się w każdej klinice. Integracja czujnika z głowicą aparatu ułatwia dostęp oraz eliminuje ryzyko jego upadku i uszkodzenia. Innowacyjna technologia ACE®, zastosowana tylko w aparacie X-MIND unity jako jedynym na rynku, umożliwia czujnikowi SOPIX® Plug-in automatyczny dobór parametrów poprzez zatrzymanie i skrócenie ekspozycji, gdy tylko pacjent otrzyma wystarczającą dawkę. Parametry: ognisko lampy: 0,4mm; napięcie anodowe: 60/65/70 kV; prąd anodowy: 4-7 mA, czas ekspozycji: 0,02 – 2,00 s.	

* Zestawienie opracowano na podstawie materiałów własnych firm



Aparaty RTG wewnętrzne – zestawienie wybranych firm*

Nazwa dostawcy: MISERWIS Michał Sergot Nazwa producenta: DEXIS Adres strony internetowej: cyfrowyrentgen.pl	Aparat FOCUS jest wyjątkowo stabilny, a mimo to niezwykle lekki i poręczny. Można go płynnie ustawić jedną ręką. Głowica zatrzymuje się dokładnie tam, gdzie chcesz – bez konieczności ciągłego poprawiania pozycji. Możliwość wyboru trzech różnych długości ramienia sprawia, że można dopasować go do przestrzeni w każdym gabinecie. Parametry techniczne: - Waga aparatu: 30 kg - Napięcie głowicy: 60 kV, 70 kV - Prąd anodowy: 7 mA - Regulowany czas ekspozycji: 0,02 do 3,2 s - Ognisko lampy: 0,7 mm - Minimalna filtracja: 2,5 mm Al	 CYFROWYRENTGEN.PL
Nazwa dostawcy: Optident Nazwa producenta: Carestream Dental Adres strony internetowej: optident.pl	Aparaty RTG Carestream – CS 2100 i CS 2200 cechują się wysoką jakością obrazowania i nowoczesnymi technologiami. Model CS 2100, łatwy w obsłudze i ergonomiczny, zapewnia precyzyjne diagnozy i obniża dawkę promieniowania. Model CS 2200 oferuje autokalibrację, kontrolę dawki i wszechstronność montażu. Oba modele gwarantują bezpieczeństwo pacjenta, niską dawkę promieniowania, łatwy montaż oraz ergonomiczny design i precyzyjne obrazowanie zębów i kości, zapewniając rewelacyjną ostrość obrazów. Optident oferuje nowatorskie systemy radiologiczne, zapewniając wsparcie techniczne i profesjonalny serwis.	
Nazwa dostawcy: Promedus Sp. z o.o. Nazwa producenta: DEXIS, Planmeca Adres strony internetowej: promedus.pl	Odkryj ofertę aparatów RTG wewnętrznych wiodących firm DEXIS i Planmeca, dostępnych w Promedus. Dzięki sprawdzonym rozwiązaniom, nowoczesnym technologiom i doskonałej jakości zdjęć rentgenowskich zapewniają one komfort pracy i wiarygodne rezultaty. Promedus, instalujący stomatologiczne systemy cyfrowe od 2005 roku, oferuje aparat DEXIS FOCUS oraz Planmeca ProX, które są wyjątkowo stabilne i łatwe w obsłudze. Trzy długości ramienia umożliwiają dopasowanie do każdego gabinetu, a duży zasięg sprawia, że aparaty są zawsze tam, gdzie ich potrzebujesz. Wybierz odpowiedni aparat już dziś!	 Promedus DEXIS PLANMECA
Nazwa dostawcy: Xdental Sp. z o.o. Nazwa producenta: Dentsply Sirona Adres strony internetowej: xdental.pl	Heliodent Plus to punktowy aparat rentgenowski, który służy do wykonywania wewnętrznych badań RTG. W połączeniu z systemami radiografii cyfrowej uzyskamy wysokiej jakości badania wewnętrzne. Producentem tego modelu jest niemiecka firma Dentsply Sirona, która w każdym swoim urządzeniu implementuje niemieckie standardy jakości. Dlaczego powinienem wybrać Heliodent Plus? • Możliwość zmiany napięcia lampy 60 kV lub 70 kV • Natężenie 7 mA • Czas ekspozycji od 0,01 s do 3,2 s • 3 długości ramion • Ogniskowa 0,4 mm • Filtracja 1,5 Al • Analogowy lub cyfrowy tryb pracy • Instalacja na ścianie lub na maszcie lampy w unie Dentsply Sirona.	

* Zestawienie opracowano na podstawie materiałów własnych firm

Metody obrazowania warstwy mazistej

ALEKSANDRA SMOLANA, WOJCIECH RYNIEWICZ, PRZEMYSŁAW KUSTRA, MAŁGORZATA PIHUT



Definicja warstwy mazistej (ang. *smear layer*) powstała po raz pierwszy w 1975 roku. McComb i Smith, wykorzystując w swojej pracy mikroskop skaningowy, opisali ją jako nagromadzenie zanieczyszczeń, powstających podczas chemo-mechanicznego opracowywania systemu korzeniowego zębów. Od tej pory nieustannie podejmowane są próby ustalenia jej składu oraz roli w leczeniu endodontycznym i zachowawczym, wykonywane są szeregi badań *in vitro* z użyciem różnorodnej aparatury [1]. Analizując dostępne źródła, można jednoznacznie stwierdzić, że składa się ona z części nieorganicznej (resztki zeszkrobanej zębiny, opiłki instrumentów) oraz części organicznej (pozostałości miazgi, podarte wypustki odontoblastów, kolagen i mikroorganizmy) [2, 3, 4, 5, 6]. Niewątpliwie jest, że z powodu swojej struktury ogranicza dyfuzję płynów w głąb zębiny korzeniowej, przez co utrudnia jej dezynfekcję. Będąc wrażliwa na działanie enzymów proteolitycznych, jest przyczyną powstawania nieszczelności wypełnień systemu kanałowego, a blokując światło kanałków zębinowych, uniemożliwia napływanie do nich uszczelnacza. Z tego powodu znakomita większość autorów uważa za konieczne usunięcie warstwy mazistej, by w końcowym efekcie uzyskać sukces leczenia endodontycznego [2, 3, 4, 5, 6, 7]. Najbardziej popularnym preparatem, wykorzystywanym w tym celu, jest roztwór EDTA o stężeniu 15 – 17%. Po ponad 30 latach prac nad warstwą mazistą, mimo tak wielu istotnych osiągnięć, brak jest jednolitego poglądu, jaka aparatura daje najbardziej korzystne wyniki w jej obrazowaniu.

SKANINGOWY MIKROSKOP ELEKTRONOWY (SEM)

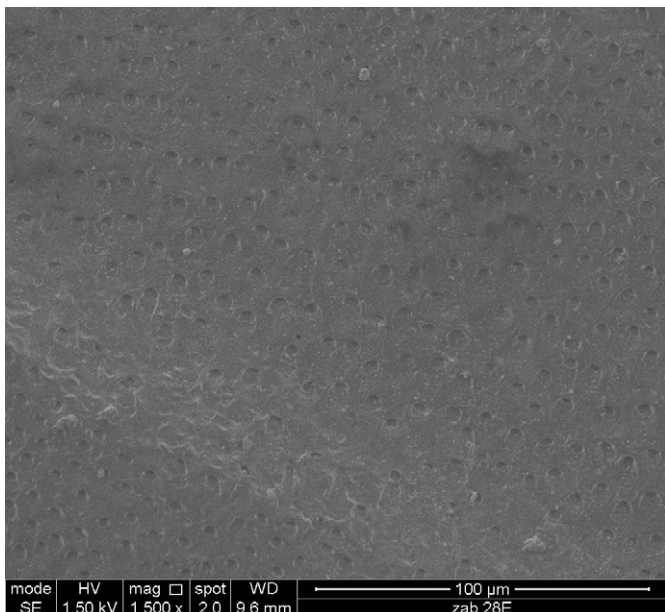
Skaningowy mikroskop elektronowy (SEM) to podstawowe urządzenie do badania struktur, wykorzystywane również w pracach nad warstwą mazistą. Zasada jego działania nie jest szczególnie skomplikowana - układ elektromagnesów skupia i nakierowuje strumień rozprzeczonych elektronów na punkt na powierzchni próbki, by następnie zarejestrować te odbite od jej powierzchni (elektrony wstecznie rozproszone – BSE) lub powstałe w wyniku zmian energetycznych w powłokach atomowych (elektrony wtórne – SE, elektrony Augera). Struktura jest w ten sposób skanowana punkt po punkcie i ostatecznie uzyskany zostaje obraz powierzchni [4].

Mikroskop elektronowy swoje działanie opiera na wychwytywaniu odbitych elektronów, nie fotonów, stąd

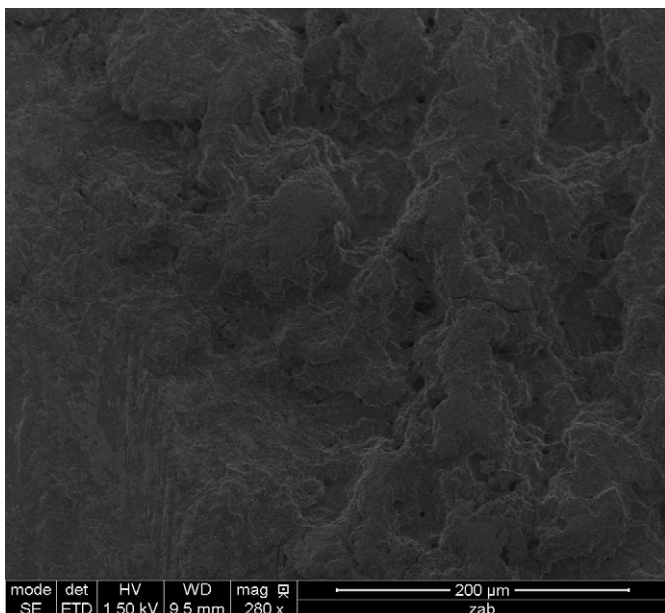
nie rozróżnia on kolorów czy stopnia przezroczystości, jedynie kształt wierzchniej warstwy próbki. Charakteryzuje się jednak zdecydowanie lepszą głębią ostrości niż mikroskop optyczny [5], dzięki czemu dokładnie widać ukształtowanie obserwowanej powierzchni, a kanałki ukazują się w znacznym kontraście względem otaczającej zębiny, uwidaczniając się jako bardzo ciemne zagłębienia. Długość fali elektronów jest dużo mniejsza niż światła widzialnego, toteż zdolność rozdzielcza SEM w żadnym stopniu nie ogranicza jego zastosowania w badaniu. Do oceny warstwy mazistej stosuje się powiększenia rzędu 200x-2000x, możliwe do uzyskania nawet mikroskopem optycznym. Autorzy jednak czasem wykorzystują powiększenia sięgające do 5000x dostępne już tylko w mikroskopie elektronowym [5, 6].

Obecność warstwy mazistej powstałej po opracowaniu kanału korzeniowego ocenia się przeważnie po kształcie heterogennej masy i pośrednio poprzez stwierdzenie zatkaných ujść kanałków zębinowych. Nie można dokładnie określić grubości warstwy, obserwując jedynie jej powierzchnię. Podczas badań utrudnieniem okazała się znaczna obliteracja kanałków w części przywierzchołkowej, mylnie kwalifikowana jako obecna warstwa mazista. Trudności w ocenieniu jej istnienia powodują, że analiza za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego jest mało obiektywna i powinna być wykonana przez niezależną osobę, która dobrze zna techniki badania i oceny próbek, nie zna jednak metod, jakimi poszczególne próbki zostały przygotowane (powinny być one zakodowane) [5, 7, 8, 9]. Inną możliwością jest jednoczesne ocenianie przez kilku badaczy [6].

Przygotowując próbkę zębiny do badania SEM, musimy najpierw przepołowić badany korzeń (by zobraować powierzchnię ściany jego kanału). Najpopularniejsza metoda polega na wykonaniu podłużnych rowków na przeciwległych ścianach korzenia (nie dochodzących do światła kanału), a następnie rozdzieleniu korzenia na dwie części za pomocą ostrego dłuta [3, 4, 5, 8, 9, 10]. Stosując tę metodę, unikamy zatkania kanałków przez opiłki, powstające przy przecinaniu korzenia. Ze względu na odmienną budowę kanału i skuteczności jego opracowania w różnych odcinkach, próbki są zwykle badane oddzielnie w części koronowej, środkowej i wierzchołkowej korzenia [5, 6, 7, 8, 10]. Próbkę należy przytwierdzić do aluminiowej podstawki (odpowiedniej dla danego mikroskopu), na której zostanie umieszczona wewnątrz komory urządzenia. Warunkiem działania SEM jest uzyskanie



Rys. 1. Powierzchnia zębiny po całkowitym usunięciu warstwy mazistej 37% kwasem ortofosforowym



Rys. 2. Warstwa mazista pokrywająca całą powierzchnię zębiny

próżni wewnątrz komory, żeby elektrony nie odbijały się od cząsteczek gazu, zanim dotrą do powierzchni próbki. Korzeń musi zostać osuszony, co uzyskuje się zanurzając go w roztworach alkoholu etylowego o wzrastających stężeniach (aż do 100%) [5,6]. Tkanki zęba nie przewodzą prądu, muszą być więc pokryte cienką warstwą (ok. 200 Å [10]) cząsteczek metalu (zwykle złota, palladu lub srebra), by ujemny ładunek nie gromadził się na ich powierzchni. W przeciwnym razie obraz byłby zakłócony i z licznymi artefaktami. Pokrycie metalem powoduje jednak, że próbka nie może zwykle dalej uczestniczyć w badaniu, przez co nie jest możliwe obrazowanie zmian w pojedynczym kanale. Zarówno wysuszenie próbki, jak i umieszczenie jej w warunkach wysokiej próżni, nie są obojętne dla wyników badania. Stąd pomysł użycia ESEM (SEM środowiskowy) – przygotowując materiał do badania w tym urządzeniu

nie jest wymagane osuszenie próbki, pokrycie jej złotem, a do obrazowania wystarczy uzyskanie jedynie niskiej próżni (120 Pa) [5]. Próbkę bada się w trybie elektronów wtórnych (SE). W badaniu [5] wykorzystano fakt niepokrycia zębiny korzeniowej warstwą metalu i zanalizowano wielokrotnie te same próbki, zwiększając stopniowo czas płukania poszczególnymi roztworami usuwającymi warstwę mazistą.

Samo badanie jakościowe powierzchni zębiny jest relatywnie proste, polega na analizie wzrokowej obrazu z mikroskopu i niepozbawionej subiektywności ocenie przez badacza obecności resztek (ang. *debris*) i warstwy mazistej, zgodnie z opracowaną w tym celu kilkustopniową skalą (Hülsmann i wsp.) [8]:

– **badanie resztek zębiny (przy powiększeniu 200x–300x):**

- 1 Czysta ściana kanału, z obecnością nielicznych cząstek.
- 2 Obecność kilku małych skupisk.
- 3 Duża ilość skupisk, pokrywających mniej niż 50% powierzchni.
- 4 Więcej niż 50% powierzchni pokryte resztkami zębiny.
- 5 Cała lub prawie cała ściana pokryta resztkami.

– **badanie warstwy mazistej (przy powiększeniu 1000x–2000x):**

- 1 Brak warstwy mazistej, ujścia kanalików są otwarte (rys. 1).
- 2 Mała ilość warstwy mazistej, część kanalików otwarta.
- 3 Jednorodna warstwa mazista pokrywająca znaczną część powierzchni, nieliczne otwarte kanalik.
- 4 Cała ściana kanału pokryta warstwą mazistą, brak otwartych kanalików.
- 5 Gruba warstwa mazista pokrywająca cały badany obszar ściany kanału (rys. 2).

Podana skala poddana została drobnym modyfikacjom na potrzeby badań [5, 9, 10]. Ograniczeniem badania jakościowego powierzchni jest brak możliwości zmierzenia grubości warstwy mazistej oraz stwierdzenia jej obecności w ujściach kanalików. W tym celu ocenia się obraz przekroju poprzecznego wewnętrznej części zębiny korzeniowej [6, 11].

W mikroskopii elektronowej otrzymujemy obraz w formie cyfrowej, co okazuje się pomocne, gdyż całe badanie powierzchni ściany kanału może odbyć się automatycznie, obejmując analizę nawet do 20000 kanalików dla każdej badanej próbki [5]. Uzyskane wyniki analizy ilościowej są bardziej obiektywne i dotyczą zwykle większego obszaru ściany kanału. Za pomocą zaprogramowanych algorytmów komputer może określić parametry takie, jak: ilość kanalików przypadających na daną powierzchnię, ich przeciętną średnicę oraz stosunek powierzchni kanalików do całkowitej powierzchni badanego obszaru [4, 5].

Skaningowy mikroskop elektronowy jest często używany w badaniach (m.in. warstwy mazistej) ze względu na stosunkowo nieskomplikowany proces przygotowania próbek i łatwość uzyskania wyników. Należy jednak liczyć się z wieloma ograniczeniami tej metody badawczej: niepewna ocena warstwy mazistej w części przywierzchołkowej (znaczną obliteracja kanalików), pokrycie warstwą metalu (powstałego po mechanicznym opracowaniu po-

wierzchni zębiny) uniemożliwiające dalsze badanie, a także niekorzystne warunki wewnątrz komory urządzenia.

TRANSMISYJNY MIKROSKOP ELEKTRONOWY (TEM)

W mikroskopie transmisyjnym (TEM) detektor umieszczony pod próbką wychwytuje elektrony przez nią przechodzące, czym różni się od mikroskopu skaningowego, badającego strukturę powierzchni.

Zasada jego działania stawia wymóg maksymalnej grubości próbki rzędu $0,1\ \mu\text{m}$, co zdecydowanie utrudnia proces przygotowania materiału do analizy. Z opracowanego według założeń badania korzenia wykonuje się cienkie krążki, przecinając poprzecznie korzeń w odpowiednich odległościach od wierzchołka [12]. Tak wykonane próbki można poddać dalszym procedurom, zależnie od ustalonej metodyki. Krążek należy osuszyć (podobnie jak przy obrazowaniu SEM), zatopić w żywicy epoksydowej. Następnie umieszcza się go w ultramikrotomie, za pomocą którego uzyskuje się nierzeczywiście cienkie skrawki, oddzielane od krążka ostrzem diamentowym [13].

Urządzenie obrazuje struktury wewnątrz skrawka i różnicuje je według stopnia wychwytywania przez nie wiązki elektronów – cięższe atomy ukazują się jako ciemniejsze, a atomy lżejsze jako jaśniejsze. W pracy badawczej dotyczącej systemu BioPure MTAD [12] wykorzystano to zjawisko do oceny nanoprzecieku, wytrącając w pustych przestrzeniach srebro z amoniakalnego roztworu azotanu srebra (50% wagowo) pod wpływem roztworu wywołacza fotograficznego. Miejsca obecnego przecieku wyraźnie ukazały się na obrazie z mikroskopu TEM jako czarne skupiska. Została także zobrazowana nieusunięta warstwa mazista – fragmenty pokrywające zębinę oraz zatykające ujścia kanalików objętych w przekroju.

W badaniu Tay i Pashley [13] wykorzystano TEM do oceny skuteczności samowytrawiających systemów wiążących pod względem penetracji warstwy mazistej i tworzenia warstwy hybrydowej. Posłużenie się techniką mikroskopii transmisyjnej umożliwiło ocenę grubości uzyskanych powłok.

Pomimo trudności, jakie sprawia przygotowanie próbek do mikroskopii transmisyjnej (przede wszystkim uzyskanie skrawka o maksymalnej grubości $100\ \text{nm}$), technika ta oferuje szereg cennych zalet - ogromna zdolność rozdzielcza, "prześwietlanie" przekroju zębiny (można dostrzec np. włókna kolagenowe w warstwie hybrydowej), możliwość oceny wypełnienia kanalików (warstwą mazistą, uszczelniaczem), dokładne określenie grubości warstwy mazistej na powierzchni zębiny korzeniowej (z precyzją do $0,1\ \mu\text{m}$). Próbką, w przeciwieństwie do mikroskopii skaningowej, nie jest pokrywana złotem. Można natomiast wytrącić pierwiastek nieprzepuszczalny dla elektronów (np. srebro), by uwidocznienie puste przestrzenie. Ze względu na bardzo małą grubość skrawka, podczas badania warstwy mazistej i światła kanalików zębinowych, nie dochodzi do nakładania się struktur na siebie. Istotną wadą TEM jest wystawienie próbki na działanie bardzo niekorzystnych warunków (wysoka próżnia, eliminacja wody), a podczas ścinania skrawków w ultramikrotomie często dochodzi do rozwarstwienia struktur. W badaniu znanym problemem okazało się być roz-

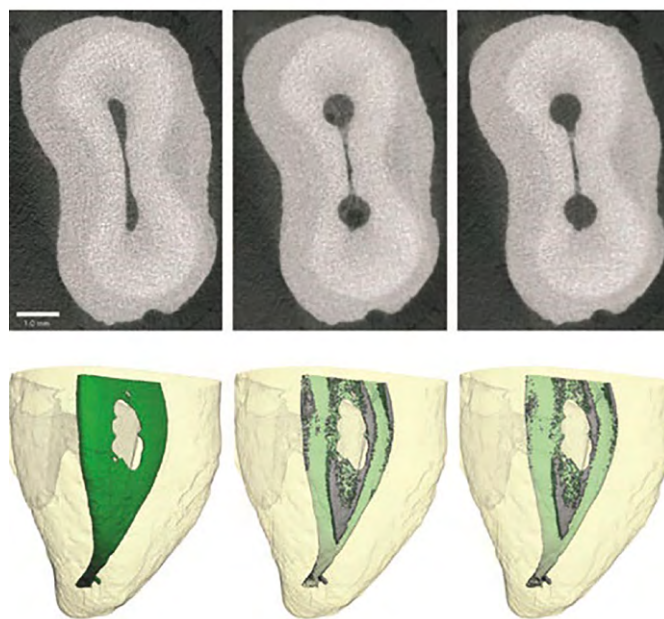
rózniczenie warstwy mazistej od hybrydowej, ze względu na podobną przepuszczalność obu struktur oraz ich wzajemne przenikanie się [13].

MIKROTOMOGRAFIA KOMPUTEROWA

Mikrotomografia komputerowa to stosunkowo nowa, nieinwazyjna metoda trójwymiarowego obrazowania i analizy wewnętrznej struktury małych próbek. Pozwala na uzyskiwanie obrazów o stosunkowo dużej rozdzielczości, rzędu nawet kilku μm /piksel. Aparatura działa analogicznie do tomografii komputerowej. Lampa rentgenowska produkuje stożkową wiązkę promieniowania rentgenowskiego, która po przejściu przez próbkę pada na dwuwymiarowy cyfrowy detektor CCD, gdzie jest rejestrowana. Projekcje mogą być wykonywane pod wieloma kątami, dzięki precyzyjnej rotacji próbki. Następnie odpowiednie oprogramowanie generuje poprzeczne przekroje, które są bazą do stworzenia modelu 3D [14].

Najważniejszą zaletą mikrotomografii jest możliwość wielokrotnego (niezależnie od ustawienia) obrazowania trójwymiarowego struktury wewnętrznej próbki bez jej niszczenia. Urządzenie posiada wiele zalet technicznych takich, jak szybkość uzyskiwania danych i rekonstrukcji obrazu oraz możliwość cyfrowej obróbki wyników z dużą liczbą szczegółów. Niestety, badanie jest czasochłonne i obciążone wysoką dawką promieniowania, stąd zastosowanie go w badaniach morfologii kanałów korzeniowych możliwe jest jedynie poza organizmem człowieka. Od niedawna mikrotomografia jest wykorzystywana w celu obrazowania, oceny ilościowej i jakościowej resztek nieorganicznych powstałych podczas mechanicznego [14] i chemo-mechanicznego [15] opracowywania kanałów, a także oceny efektu opracowania kanału różnymi narzędziami (rys. 3) [14,16,17,18].

Przed badaniem próbki są przechowywane w roztworze śliny lub tymololu w temperaturze kilku stopni. Nie



Rys. 3. Badanie mikrotomografii komputerowej zęba przedtrzonowego górnego (przekroje) i rekonstrukcja 3D skomplikowanego systemu kanałowego zęba

wymagają one wstępnej obróbki do badania. Ząb należy ustawić koroną w dół na podstawce. Oś długą zęba kieruje się prostopadle do podłogi i źródła promieniowania. Przykładowe parametry aparatury podczas badania: rozdzielczość rzędu kilkunastu mikrometrów przy napięciu 80kV i natężeniu 124mA [16]. Czas skanowania jednej próbki to 25 minut [17]. Dla uzyskania pełnej analizy wykonujemy skany kilkakrotnie: przed rozpoczęciem pracy, w trakcie czynności badawczych i po ostatecznym opracowaniu kanałów korzeniowych. Uzyskujemy kilkaset przekrojów poprzecznych korzeni (600-1200). Do stworzenia obrazu 3D używamy specjalistycznego oprogramowania. Przestrzeń kanału uzyskujemy przez nałożenie przekrojów.

Warstwa maziasta składająca się z części nieorganicznej i organicznej nie jest możliwa do całościowego wykrycia na obrazie. Widoczne są jedynie cząstki nieorganiczne. Nie można także jednoznacznie rozróżnić ich od zębiny korzeniowej (z powodu takiej samej przepuszczalności promieni rentgenowskich). Trwają jednak badania nad próbami obrazowania resztek powstałych po opracowaniu, a także ich pomiarem. Między zębiną, a kanałem korzeniowym obserwowany jest wysoki kontrast. Pozwala to na uwidocznienie powietrza lub płynu w przestrzeni nieopracowanego kanału, a następnie zidentyfikowania go pod postacią wokseli. Objętości wybranych do badań kanałów korzeniowych zostają wyliczone za pomocą specjalistycznego oprogramowania (IPL V5.06B, Scanco Medical). Woksele rozpoznane na obrazach wykonanych przed rozpoczęciem procedury opracowywania, jako tkanki miękkie, płyn lub powietrze, a w kolejnych etapach ukazujące się jako nieprzepuszczalne dla promieni RTG ujęte zostają, jako resztki opracowanej zębiny (ang. *hard tissue debris*) [14, 15, 16, 17]. Kubatura nieorganicznej części warstwy maziastej zostaje skalkulowana poprzez pomnożenie ilości wokseli zaobserwowanych w obliczonej wcześniej objętości kanału przez gabaryty jednego wokseli. W tym skomplikowanym procesie otrzymujemy przybliżone jej wymiary, w których jednak nie trudno o błąd wynikający np. z zatkania cieśni kanałów przez pozostałe resztki substancji nieorganicznej, nie dające się odróżnić od położonej w sąsiedztwie zębiny korzeniowej [14, 17].

Reasumując, micro-CT jest aparatem przydatnym do badań laboratoryjnych nad prawidłowym opracowywaniem kanałów podczas leczenia endodontycznego. Trwają badania nad oceną powstałych zanieczyszczeń i resztek podczas opracowywania kanału, skutecznością instrumentów i środków płuczających. Zęby używane do badań nie ulegają zniszczeniu. Dzięki temu istnieje możliwość wielokrotnych pomiarów, po poszczególnych krokach leczenia. Uzyskiwany obraz 3D o dużej rozdzielczości jest przejrzysty, można na nim dokonać skrupulatnych pomiarów. Istotne jest też to, że ocenie mogą podlegać wszystkie zęby, nawet wielokorzeniowe, w przeciwieństwie do analizy w skaningowym mikroskopie elektronowym, w którym częściej używa się zębów jednokorzeniowych (łatwiej przygotować je do badania i odpowiednio złamać). Klinicznie częstsze jest leczenie kanałowe zębów wielokorzeniowych (Kabak & Abbott, Kir-

kevang i wsp.) [19, 20], w związku z tym istnieje potrzeba badań nad skomplikowanymi systemami korzeniowymi trzonowców i możliwościami ich właściwego opracowania (skutecznego usuwania warstwy maziastej) podczas leczenia endodontycznego. Przy ocenie kanałów wizualizacja przestrzenna uzyskiwana metodą micro-CT jest korzystniejsza niż obraz powierzchni wnętrza przeciętego korzenia generowany w SEM. Niestety, na razie badania przy użyciu mikrotomografii są prowadzone tylko poza organizmem człowieka z powodu dużej dawki promieniowania i długiego czasu ekspozycji. Brak oceny proteolitycznego i chemicznego działania środków płuczających przyczynia się do wątpliwości nad klinicznym zastosowaniem tej skomplikowanej aparatury [21, 22].

SKANUJĄCY LASEROWY MIKROSKOP KONFOKALNY (LSCM)

Skanujący laserowy mikroskop konfokalny (Laser Scanning Confocal Microscope) jest to nowoczesna odmiana mikroskopu fluorescencyjnego, w którym źródłem światła jest laser helowo – neonowy. W dużym skrócie, zasada działania LSCM polega na detekcji wypromiowanego wcześniej światła po jego absorpcji przez daną substancję. System specjalnych przesłon zapobiega wykryciu fluorescencji w punktach leżących poza obszarem obrazowania. Otrzymana wizualizacja próbki ma wysoką rozdzielczość i kontrast, pozbawiona jest większości artefaktów uzyskiwanych za pomocą innych urządzeń. Nazwa aparatury wywodzi się z położenia źródła światła, oświetlonego punktu preparatu oraz powstającego obrazu w płaszczyznach konfokalnych (czyli w ogniskowych soczewki) [23].

Ze względu na półpłynną konsystencję warstwy maziastej, złożoną w znacznej części ze zrębu nieorganicznego zatopionego w matrycy organicznej [1], możliwe byłoby jej obrazowanie za pomocą mikroskopii konfokalnej pod warunkiem dodania do niej znacznika fluorescencyjnego. Jednak w analizowanym piśmiennictwie międzynarodowym brak jest danych o tego typu pomiarach. Naukowcy wykorzystują powyższą aparaturę głównie do badania szczelności brzeżnej materiałów wypełniających kanały korzeniowe [23, 24]. Choć obrazowanie warstwy maziastej nie jest głównym celem powyższych prac, to autorzy w sposób pośredni wykazują jej obecność poprzez zarejestrowanie pustych przestrzeni na granicy zębiny i materiału uszczelniającego lub materiału uszczelniającego i użytych ćwieków, gdyż w znakomitej większości to właśnie warstwa maziasta jest przyczyną braku szczelności [1, 25].

Przygotowanie próbek do analizy w skanującym laserowym mikroskopie konfokalnym nie jest czynnością skomplikowaną. Usunięte zęby, opracowane według ogólnie przyjętych zasad, wypełnia się ćwiekami wraz z uszczelniaczem znakowanym 0,1% roztworem rodaminu B, której długość fali emisji wynosi 590 nm, a długość fali absorpcji 540 nm [23, 24]. Następnie wykonuje się poziome cięcia korzenia na wybranych wysokościach i uzyskane części obrazuje się w odpowiednich dla danego badania powiększeniach (najczęściej 10-krotnym lub 40-krotnym). Zawartość kanału korzeniowego sprawdzo-



Foto by Freepik

na zostaje w reprezentatywnych próbkach pod 63-krotnym powiększeniem, by potwierdzić założenie, iż większa fluorescencja wynika z większej ilości uszczelnacza umieszczonego w danym obszarze [23]. Bez zbędnej analizy oglądający potrafi ocenić adaptację materiału do ściany kanału korzeniowego i wielkość jego penetracji w głąb kanałków zębinowych. Dla dokładniejszych pomiarów wykorzystuje się dołączone do aparatury oprogramowanie (np. Image Tool Software v.3 – The University of Texas Health Science Center of San Antonio, USA), za pomocą którego oblicza się wartości wybranych parametrów [26]. Niestety, wyznaczenie dokładnego położenia i pola powierzchni warstwy mazistej nie jest możliwe, gdyż na zdjęciu widoczny jest tylko uszczelnierz wykazujący fluorescencję, nie widać natomiast zębiny korzeniowej ani ćwieka upchniętego do kanału. Przypuszczalną obecność lub brak warstwy mazistej możemy ocenić jedynie porównując dwie próbki, z których jedna została poddana procesom usuwania warstwy mazistej, a druga nie. W takim wypadku widoczna będzie mniejsza penetracja znakowanego rodaminy B uszczelnacza w głąb kanałków zębinowych w próbce z pozostałą warstwą mazistą. Niestety, w tej metodzie istnieje możliwość uzyskania wyników fałszywie dodatnich wynikających z niedoskonałych własności uszczelnacza kanałowych, które nawet bez obecności warstwy mazistej nie wykazują adhezji do powierzchni zębiny. Obecność pustych przestrzeni może być również związana z błędnym postępowaniem osoby wykonującej zabieg wypełnienia kanału korzeniowego.

Niedawno znaleziono kolejną możliwość zastosowania skanującego laserowego mikroskopu konfokalnego w badaniach *in vitro*. Używając specjalnego fluorescencyjnego barwnika LIVE/DEAD BacLight Bacterial Viability zawierającego jodek propidyny i pigment SYTO 9 można uwidocznąć żywe i martwe GRAM (+) i GRAM (-) bakterie bytujące w warstwie mazistej. Mikroorganizmy przetrwałe po dezynfekcji kanałów korzeniowych wybarwiają się na kolor zielony, natomiast te ze zniszczonymi błonami komórkowymi na czerwono. Obrazy analizowane są za pomocą oprogramowania bioImage_L [26], dostępnego na stronie: http://www.bioimageL.com/get_bioimage_L for 2-Danalysis. Rozszerzona jego wersja umożliwia badanie trójwymiarowych wizualizacji rozkładu bakterii w warstwie mazistej kanału korzeniowego [27, 28].

Obrazowanie za pomocą mikroskopii konfokalnej ma wiele zalet. Przede wszystkim proces przygotowywania materiału do badań jest niedestruktywny i nie powoduje odwodnienia zębów, dzięki czemu mogą one być wykorzystane w dalszej diagnostyce. Możliwe jest obrazowanie poszczególnych warstw próbki ze skokiem nawet do 0,3 mikrometra, a na ich podstawie tworzenie rekonstrukcji 3D [29]. Obrazy uzyskane tą techniką cechują się znaczną rozdzielczością i dużym kontrastem. Odrzucony został także wpływ rodaminy B na chemo-mechaniczne właściwości uszczelnacza (Zapata i wsp.) oraz jego penetrację do kanałków zębinowych ze względu na znikomą ilość barwnika [23]. Jak zaobserwowano, intensywność fluorescencji w kanałkach jest ściśle powiązana ze znajdującą się w nich ilością uszczelnacza (słabsza fluorescencja – niekompletne wypełnienie). Autorzy prac naukowych nie znajdują właściwie wad w obrazowaniu za pomocą mikroskopii konfokalnej, stąd konieczność przeprowadzenia większej ilości badań nad tą aparaturą, by rozszerzyć jej możliwości w naukach biologicznych i uczynić ją jeszcze bardziej dostępną i popularną niż dotychczas.

PODSUMOWANIE

W dostępnym piśmiennictwie brak jest informacji na temat optymalnej metody obrazującej jednocześnie zęb organiczny, jak i nieorganiczny warstwy mazistej. Większość pomiarów opartych jest na pewnych przypuszczeniach wynikających z wybranej metody opracowania, ułatwiających umiejscowienie warstwy mazistej w świetle kanału korzeniowego. Największe nadzieje pokładane są w mikroskopii konfokalnej, której rozwój przyczynia się do coraz dokładniejszego obrazowania wybranych struktur. Konieczne wydaje się też opracowanie techniki zdolnej analizować tę heterogenną masę *in vivo*. Bezinwazyjne techniki obrazowania 3D przyspieszą oraz ułatwią diagnostykę, a także rozwiążą wiele problemów w trakcie wizyt klinicznych pacjenta bez konieczności odwoływania się do domysłów i założeń.

LITERATURA

- [1] Stachera N., Kroczyńska P., Gaj E., Lipski M.: Wpływ warstwy mazistej na szczelność wypełnień kanałów korzeniowych wykonanych z zastosowaniem uszczelnacza GuttaFlow; Mag. Stomatol., 2011; 9: 131 – 135.
- [2] Jhamb S., Nikhil V., Singh V.: An *in vitro* study to determine the sealing ability of sealers with and without smear layer removal. J Conserv Dent 2009; 12: 150-153.
- [3] Reis C., De-Deus G., Leal F., Azevedo E., Coutinho-Filho T., Paciornik S.: Strong effect on dentin after the use of high concentrations of citric acid: An assessment with co-site optical microscopy and ESEM; Dent Mater 2008; 24: 1608-1615.
- [4] Di Lenarda R., Cadenaro M., Sbaizero O.: Effectiveness of 1 mol citric acid and 15% EDTA irrigation on smear layer removal, Int Endod J 2000; 33, 46-52.
- [5] Venkataram V., Gokhale S. T., Kenchappa M., Nagara-jappa R., Effectiveness of chamomile (*Matricaria recutita* L.), MTAD and sodium hypochlorite irrigants on smear layer; Eur Arch Paediatr Dent 2013; 14: 247-252.

- [6] Paloma Dias da Silva Telles, Maria Aparecida A. Moreira Machado, Jacques Eduardo Nör: SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth; *Pediatr Dent* 1998; 20(4): 315-320.
- [7] Tzanetakis G., Kakavetsos V., Kontakiotis E.: Impact of smear layer on sealing property of root canal obturation using 3 different techniques and sealers. Part I; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109:145 - 153.
- [8] Paque F., Musch U., Hulsmann M.: Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments; *Int Endod J* 2005; 38: 8-16.
- [9] Hariharan VS., Nandlal B., Srilatha KT.: Efficacy of various root canal irrigants on removal of smear layer in the primary root canals after hand instrumentation: A scanning electron microscopy study; *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2010; 4: 271-277.
- [10] Naaman A., Kaloustian H., Fouad Ounsi H., Naaman-Bou Abboud N., Ricci C., Medioni E.: A Scanning Electron Microscopic Evaluation of Root Canal Wall Cleanliness after Calcium Hydroxide Removal Using Three Irrigation Regimens; *J Contemp Dent Pract* 2007, 8(1): 11-18.
- [11] Gutmann J.L., Dumsha T.C., Lovdahl P.E.: Problem solving in endodontics rok wydania I numeru zeszytu(s. 148-149).
- [12] Tay F.R., Hosoya Y., Loushine R. J., Pashley D. H., Weller R. N., Low D.: Ultrastructure of Intraradicular Dentin After Irrigation with BioPure MTAD. II. The Consequence of Obturation with an Epoxy Resin-Based Sealer; *J Endod* 2006; 32(5): 473-477.
- [13] Tay F. R., Pashley D. H.: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers; *Dent Mater* 2001; 17: 296-308.
- [14] Paqué F., Laib A., Gautschi H., Zehnder M.: Hard-tissue debris accumulation analysis by high-resolution computed tomography scans; *J Endod* 2009, 35(7):1044-1047.
- [15] Paqué F., Boessler C., Zehnder M.: Accumulated hard tissue debris levels in mesial roots of mandibular molars after sequential irrigation steps; *Int Endod J* 2011, 44(2):148-153.
- [16] Robinson J. P., Lumley P.J., Claridge E., Cooper P.R., Grover L.M., Williams R.L., Walmsley A.D.: An analytical MicroCT methodology for quantifying inorganic dentine debris following internal tooth preparation; *J Dent* 2012, 40(11):999-1005.
- [17] Moura-Netto C., Palo R.M., Camargo C.H., Pameijer C.H., Bardauil M.R.: Micro-CT assessment of two different endodontic preparation systems; *Braz Oral Res* 2013, 27(1):26-30.
- [18] Paqué F., Al-Jadaa A., Kfir A.: Hard-tissue debris accumulation created by conventional rotary versus self-adjusting file instrumentation in mesial root canal systems of mandibular molars; *Int Endod J* 2012, 45(5):413-418.
- [19] Kabak Y., Abbott PV. Prevalence of apical periodontitis and the quality of endodontic treatment in an adult Belarusian population. *Int Endod J*. 2005 Apr;38(4):238-45.
- [20] Kirkevang LL, Hörsted-Bindslev P, Ørstavik D, Wenzel A. Frequency and distribution of endodontically treated teeth and apical periodontitis in an urban Danish population. *Int Endod J*. 2001 Apr;34(3):198-205.
- [21] Różyło-Kalinowska I., Taras M.: Zastosowanie mikrotomografii w stomatologii; *Mag. Stomatol* 2009; 19 (5) 44-46.
- [22] Kustra P., Malisz P., Zarzecka J.: Metody trójwymiarowego obrazowania w endodoncji; *Porad Stomatol* 2009; 11 (8) 312-317.
- [23] Ordinola – Zapata R. i wsp.: Depth and percentage of penetration of endodontic sealers into dentinal tubules after root canal obturation using a lateral compaction technique: A confocal laser scanning microscopy study; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: 450 – 457.
- [24] Kok D., Duarte M., Abreu da Rosa R., Wagner M., Pereira J., So M.: Evaluation of Epoxy Resin Sealer After Three Root Canal Filling Techniques by Confocal Laser Scanning Microscopy; *Microsc Res Technique*, 2012; 75: 1277 – 1280.
- [25] Czonstkowsky M., Wilson E.G., Holstein F.A.: The smear layer in endodontics; *Dent Clin North Am* 1990; 34(1): 13 – 25.
- [26] Chávez de Paz L. E.: Image analysis software based on color segmentation for characterization of viability and physiological activity of biofilms; *Appl Environ Microbiol* 2009; 75 (6): 1734 -1739.
- [27] Stojicic S., Shen Y., Qian W., Johnson B., Haapasalo M., Antibacterial and smear layer removal ability of a novel irrigant, QMiX; *Int Endod J* 2012; 45: 363 – 371.
- [28] Lee J., Woo Chang S., Perinpanayagam H., Lim S., Park Y., Han S., Baek S., Zhu Q., Bae K., Kum K.: Antibacterial Efficacy of a Human B-Defensin-3 Peptide on Multispecies Biofilms; *J Endod* 2013; 39(12): 1625 – 1629.
- [29] Wang Z., Shen Y., Haapasalo M.: Effect of Smear Layer against Disinfection Protocols on *Enterococcus faecalis* – infected Dentin; *J Endod* 2013; 39(11): 1395 – 1400.

Autorzy deklarują własne źródło finansowania badań, oświadczają, że nie mają powiązań ani finansowych zależności wobec żadnej organizacji lub kogokolwiek posiadającego bezpośredni finansowy wkład w przedmiot badań lub materiały badane w danej pracy.

Autorzy deklarują brak potencjalnych konfliktów interesów w odniesieniu do badań, autorstwa i publikacji tego artykułu.

Artykuł został po raz pierwszy zamieszczony w czasopiśmie „Stomatologia Współczesna” nr 5/2022, tom. 29, s. 22-29.

lek. dent. Aleksandra Smolana¹, dr hab. n. med. Wojciech Ryniewicz¹, dr n. med. Przemysław Kustra², prof. dr hab. n. med. Małgorzata Pihut¹

1 – Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Katedra Protetyki Stomatologicznej i Ortodoncji, Kraków

2 – Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Kraków

Zastosowanie szablonów chirurgicznych w praktyce implantologicznej

DANIEL CIAPIŃSKI, MATEUSZ KUBOŃ



Zabiegi implantacji z zastosowaniem szablonów chirurgicznych zostały wprowadzone ponad 25 lat temu i miały na celu ułatwienie planowania wszczepienia implantów oraz uniknięcie powikłań śródoperacyjnych, takich jak uszkodzenie nerwu zębodołowego dolnego, perforacje zatok, dehiscencje i fenestracje kości [1–4]. W tym czasie dostępnych było tylko kilka systemów, które pozwalały na implantację z szablonem chirurgicznym. Wraz z rozwojem implantologii i świadomości lekarzy dentystów obecnie niemal każdy system posiada w swoim portfolio możliwość zastosowania szablonów chirurgicznych z pełną nawigacją. Precyzyjne zaplanowanie z uwzględnieniem istotnych struktur anatomicznych, celów regeneracyjnych oraz przyszłej odbudowy protetycznej jest niezbędne do prawidłowego pozycjonowania implantu dentystycznego. Szczególnie dużym wyzwaniem dla implantologa jest maksymalna precyzja przy wszczepianiu implantów w sytuacji bezzębia oraz braku punktów anatomicznych, np. zęba czy ubytków poekstrakcyjnych. Pomimo dokładnej diagnostyki, między innymi przy pomocy tomografii komputerowej, nie jest możliwe przeniesienie planu zabiegu na pole operacyjne bez zastosowania szablonów implantologicznych.

KLASYFIKACJA NAWIGACJI

Przedzabiegowe planowanie jest coraz bardziej powszechne dzięki dostępności tomografii komputerowej CBCT i skanerów wewnątrzustnych. Jest kilka koncepcji planowania komputerowego w celu przeniesienia wirtualnego obrazu z komputera na pole operacyjne, między innymi nawigacja komputerowa statyczna i nawigacja komputerowa dynamiczna. Najczęściej stosuje się statyczny przewodnik chirurgiczny. Prowadnice w tym systemie wytwarzane są w laboratoriach dentystycznych przy użyciu drukarek 3D lub frezarek. Zastosowanie szablonów implantologicznych umożliwia precyzyjne przeniesienie planu zabiegu na pole operacyjne [5].

Systemy dynamiczne na żywo śledzą położenie wiertła za pomocą kamer i kierują chirurga w czasie rzeczywistym, dostarczając informację zwrotną na ekranie jak należy prowadzić wiertło [8, 9, 10, 11]. Zabieg z użyciem dynamicznej nawigacji nie jest często wykonywany, głównie ze względu na wysokie koszty sprzętu [13].

Nadal w większości implanty są wszczepiane w miejscu z największą objętością kości. Małą uwagę przykładają się do przyszłego położenia docelowej odbudowy protetycznej na implantach [7]. Brak uwzględnienia protetycz-

nych aspektów przy planowaniu pozycji implantu może prowadzić do nieprawidłowego dostosowania do warunków okluzji i artykulacji, co niesie za sobą ryzyko niezadowalających efektów estetycznych i biomechanicznych [5, 6].

PODZIAŁ SZABLONÓW CHIRURGICZNYCH

Szablony chirurgiczne dzielą się na:

- nonlimiting design,
- partially limiting design,
- completely limiting design.

Szablony typu *nonlimiting* obrazują jedynie położenie planowanej korony w stosunku do wybranego miejsca implantacji. Szablony takie powstają zazwyczaj w oparciu o szablony protetyczne. Kąt nawiercania i pozycjonowanie implantu zależą od chirurga, który w nawigacji kieruje się sąsiednimi i przeciwstawnymi zębami, co może być przyczyną nieakceptowalnego pozycjonowania implantu poza tkanką kostną.

Typ *partially limiting* określa tor wprowadzenia tylko pierwszego wiertła (pilotowego) do osteotomii. Dalszy przebieg implantacji jest przeprowadzany przez chirurga „z wolnej ręki”, co może implikować błędy w angulacji przy nawiercaniu i ostatecznie nieprawidłową lokalizację wszczepu; zwłaszcza u pacjentów z niską gęstością kości (typ IV). Mimo licznych modyfikacji, materiałów, z którego szablony powstawały, jak i budowy oraz typu obrazowania, nie jest możliwe osiągnięcie kompletnego ograniczenia błędów w czasie osteotomii.

Typ *completely limiting* zapewnia odpowiednią angulację dla wszystkich wiertel w sekwencji użytych do osteotomii. Jest to typ szablonu zapewniający największą możliwą dokładność nawiercania, jednak badania wykazały, że implanty wszczepione przy użyciu tego typu szablonu również wykazują pewną dyslokację przestrzenną w stosunku do zaplanowanej wcześniej pozycji [12].

Szablony chirurgiczne mogą opierać się bezpośrednio na kości, błonie śluzowej lub sąsiadujących zębach. Szablony opierające się bezpośrednio na kości lub śluzówce wymagają dodatkowej stabilizacji przy użyciu dodatkowych pinów stabilizujących.

Zabiegi z użyciem szablonów chirurgicznych mogą być przeprowadzane bez odwarstwiania płata śluzowo-kościny. Unikanie niepotrzebnego uwalniania płata pozwala na utrzymanie okostnowego łożyska naczyniowego, które pomaga zapewnić optymalne ukrwienie. Liczne badania wskazują, że pacjenci leczeni tym podejściem mogą doświadczyć szybszego gojenia się tkanek i lepszego przebiegu pooperacyjnego [14, 15].

Wykonywanie zabiegów bezpłatowych jest ściśle związane z zastosowaniem szablonów chirurgicznych.

Coraz większą popularność wśród klinicystów i pacjentów zyskuje możliwość wczesnego wirtualnego zaplanowania zabiegu wspomagane komputerowo oraz operacje chirurgiczne bez płatów w celu umieszczenia implantu przy użyciu szablonów stereolitograficznych. Zaletami tego systemu jest wizualizacja anatomicznych struktur tkanek twardych i miękkich, wirtualny prototyp ostatecznej protezy, dokładność umieszczenia implantu, małoinwazyjne zabiegi chirurgiczne, większa przewidywalność i skrócenie czasu niezbędnego do ostatecznej rehabilitacji. Pozwala także na optymalizację pozycji implantów

i ich równoległości ze względu na wysoką precyzję planowania, zapobiegając w ten sposób uszkodzeniom struktur anatomicznych i pomagając w uzyskaniu odpowiedniej natychmiastowej tymczasowej rehabilitacji przed operacją [16,17].

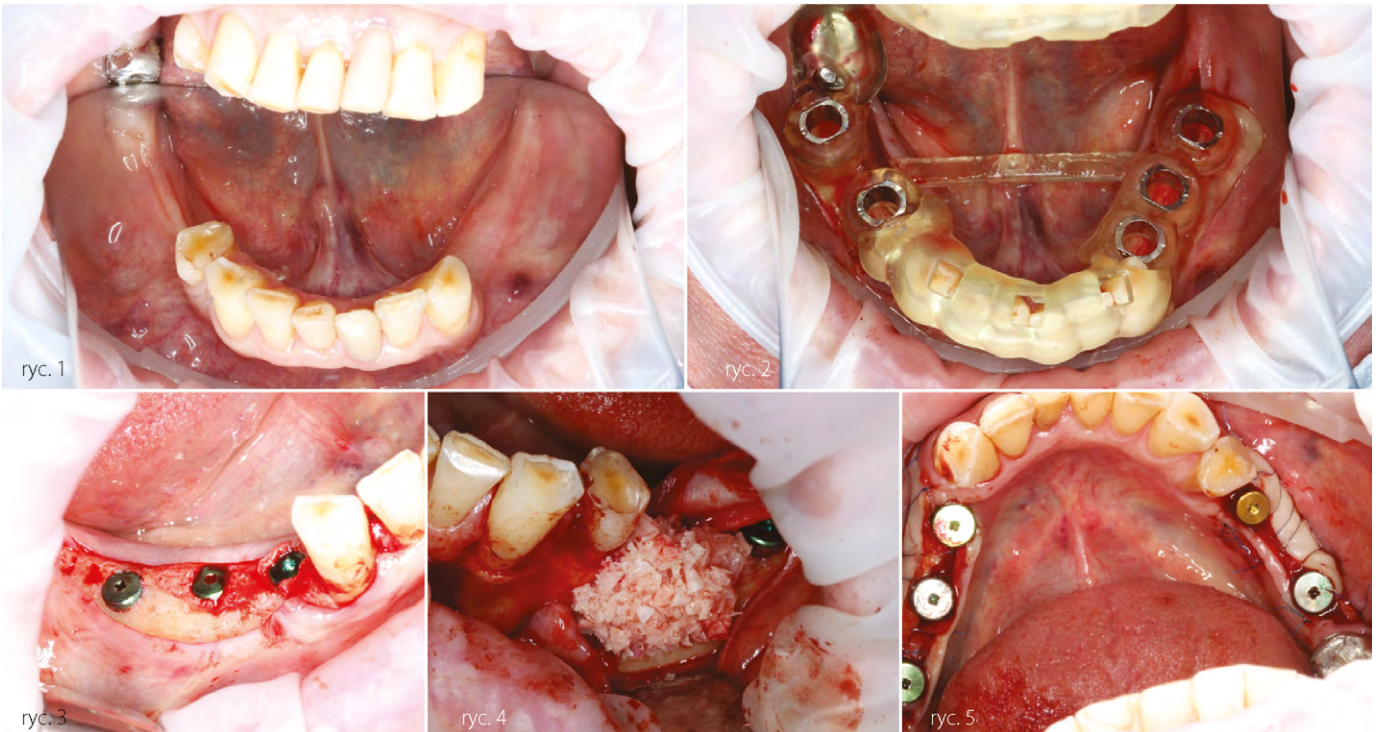
Ponadto zastosowanie szablonów chirurgicznych poszerzyło możliwości procedur rekonstrukcji jamy ustnej, czyniąc proces planowania bardziej precyzyjnym, szybszym, czystszy oraz bardziej przewidywalnym.

DYSKUSJA

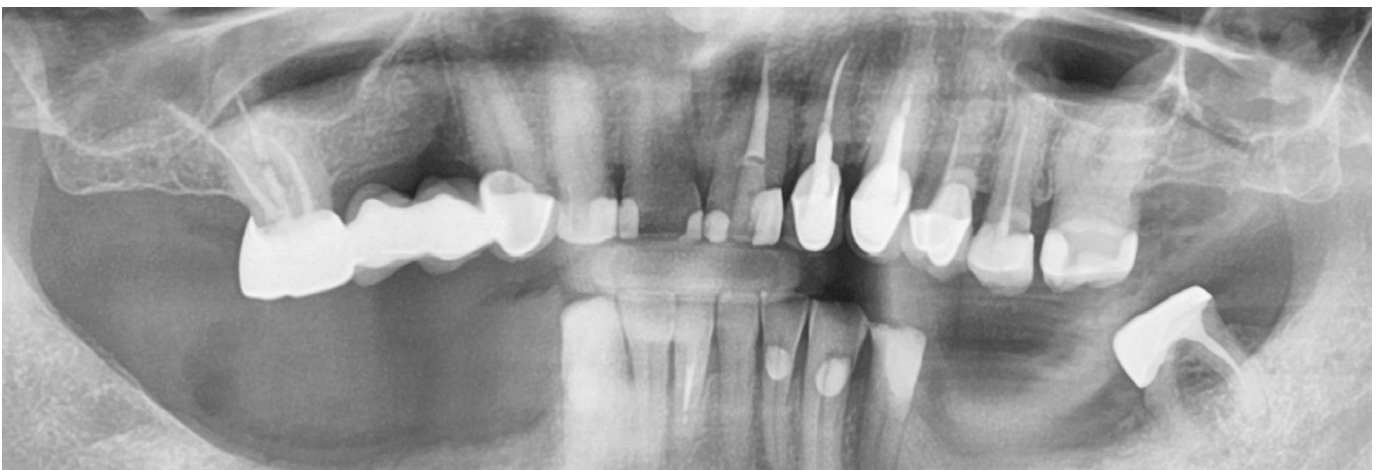
Na przestrzeni lat dokonywano wielu badań *in vitro*, na zwłokach i badań klinicznych mających na celu ocenę >>

Przypadek 1

Zastosowanie szablonu do pełnej nawigacji u pacjenta w podeszłym wieku celem ograniczenia regeneracji kości. Szablon wykonany przy użyciu programu Implat Studio (3shape).



Rys. 3. Wszczepione implanty po stronie prawej. Rys. 4. Niewielka regeneracja kości przy implancie w poz. 35. Rys. 5. Odślonienie implantów z przeszczepem FGG (free gingival flap)



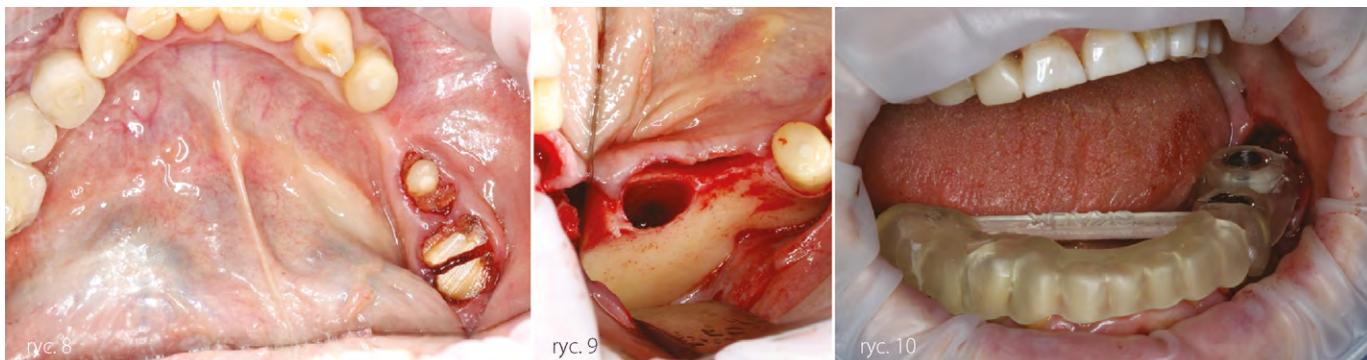
Rys. 6. Zdjęcie pantomograficzne przed zabiegiem



Rys. 7. Zdjęcie pantomograficzne wykonane po zabiegu implantacji i regeneracji kości

Przypadek 2

Przypadek pokazuje zastosowanie szablonu chirurgicznego do pełnej nawigacji u pacjentki z jednoczasowym usunięciem zębów oraz regeneracją kości na szerokość oraz wysokość techniką prof. Khury.



Rys. 8. Zdjęcie po usunięciu mostów oraz separacji korzeni

Rys. 9. Zdjęcie ukazuje znaczny deficyt kości w okolicy odpowiadającej zębowi 35 w której ujście znajduje także nerw bródkowy

Rys. 10. Szablon chirurgiczny wykonany przy użyciu programu Implant Studio (3shape)



Rys. 11. Stan po wszczepieniu implantów Thomenn Medical w poz. 35 oraz 36

Rys. 12. Stan po regeneracji kości techniką prof. Khurego

Rys. 13. Wygojona rana po okresie 2 tygodni



ryc. 14

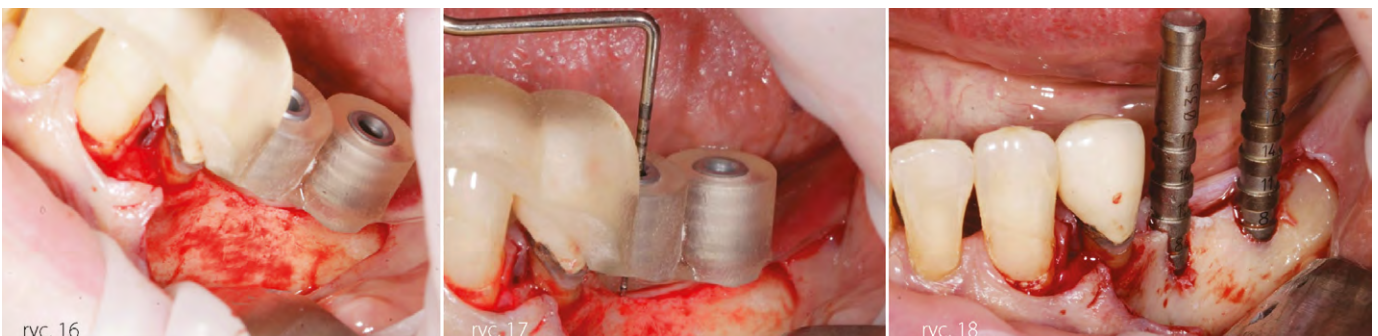
ryc. 15

Rys. 14. Zdjęcie pantomograficzne przed zabiegiem

Rys. 15. Zdjęcie pantomograficzne wykonane po zabiegu implantacji i regeneracji kości

Przypadek 3

Zastosowanie szablону chirurgicznego do niepełnej nawigacji celem ograniczenia zakresu zabiegu i zastosowanie krótkich implantów Thomenn Medical 6,5mm. Zdecydowano się na takie postępowanie ze względu na podeszły wiek pacjentki (78 lat) i choroby ogólne, które ograniczały możliwość regeneracji kości na szerokość i wysokość. Stosując w takich wypadkach krótkie implanty ograniczamy także czas i koszt zabiegów. Szablon zaplanowany przy użyciu programu DDS pro.



ryc. 16

ryc. 17

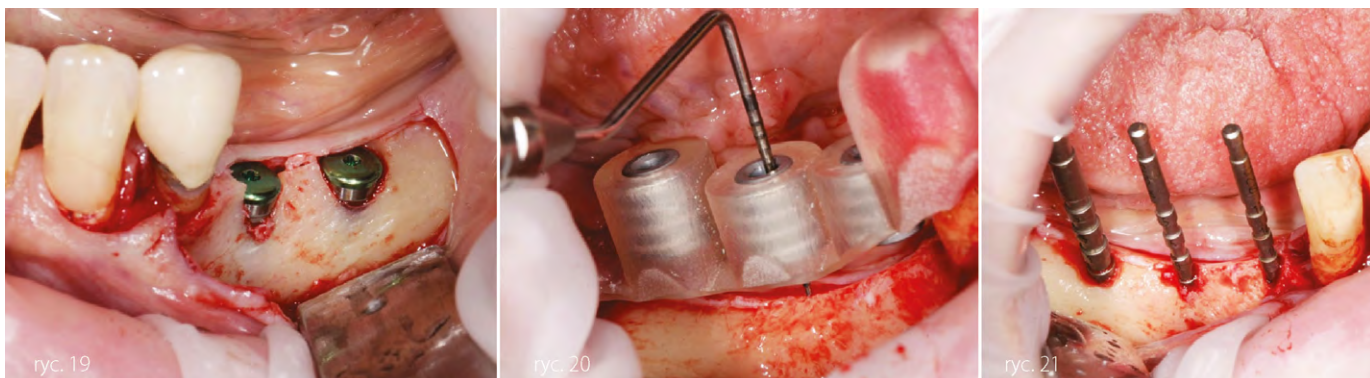
ryc. 18

Rys. 16. Szablon do niepełnej nawigacji w 3 ćwiartce

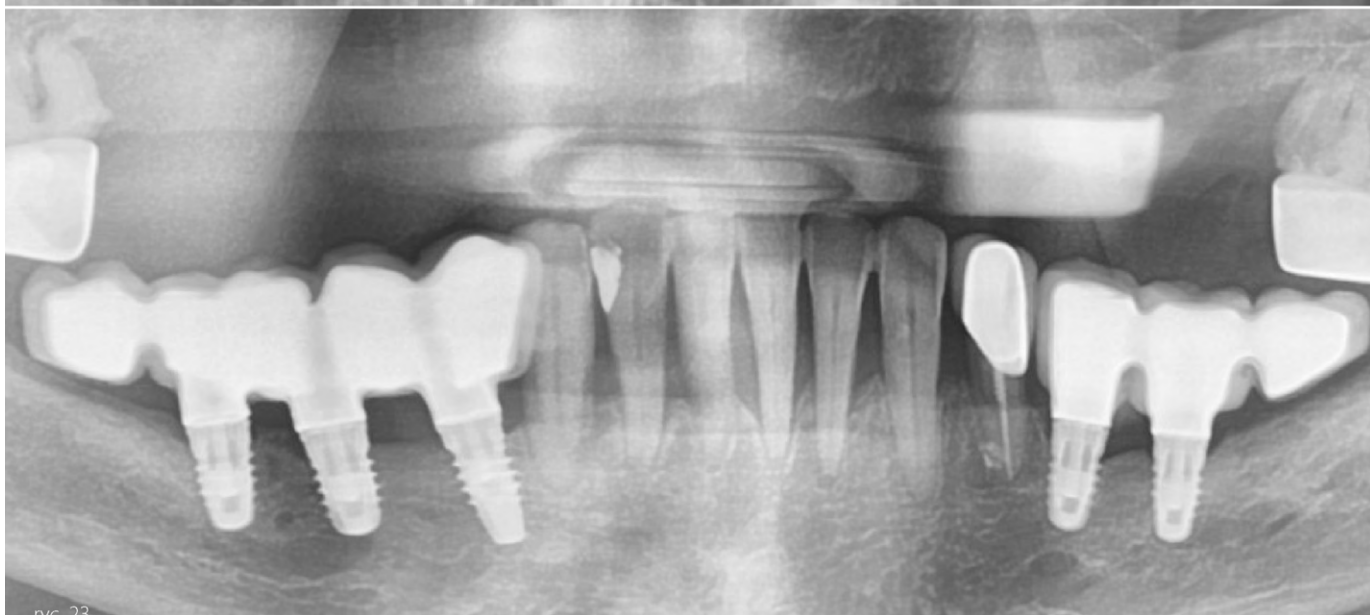
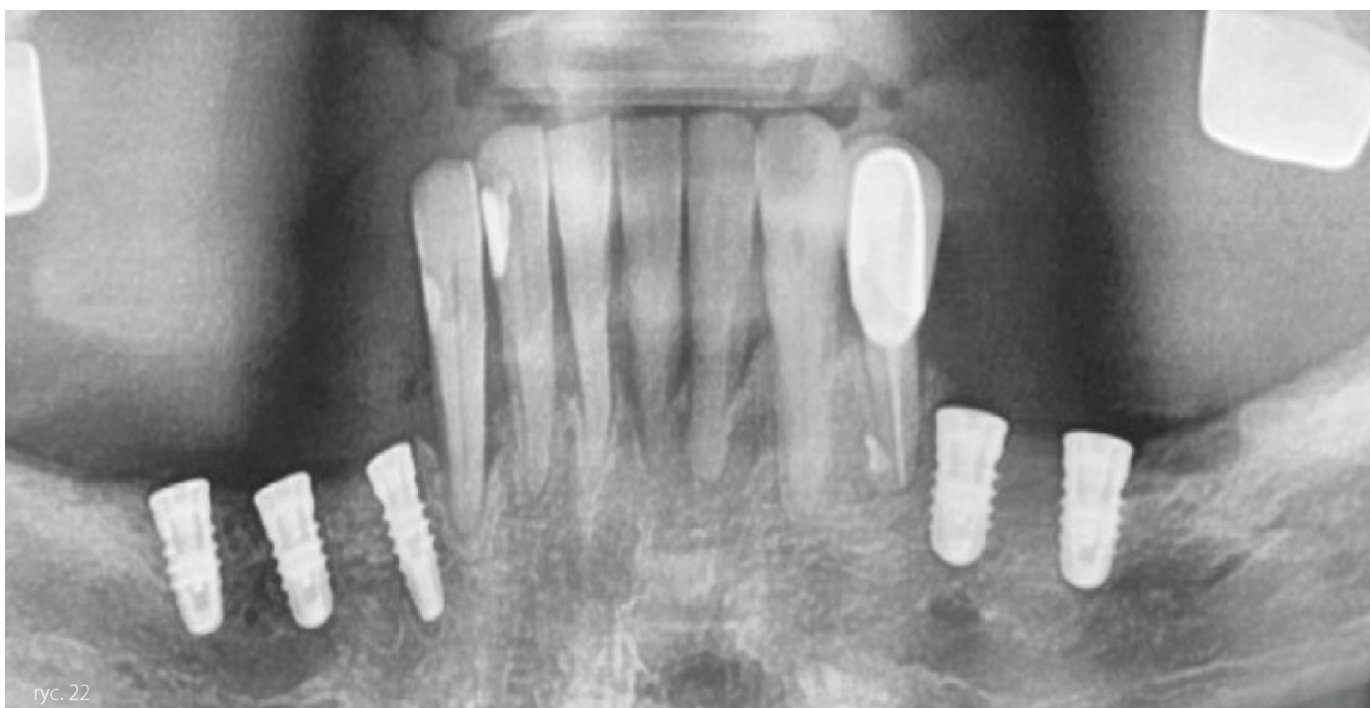
Rys. 17. Pomiar odległości od szczytu wyrostka do górnej części tulei. Ze względu na to, iż przy zastosowaniu nawigacji niepełnej i wykorzystaniu wiertel pilotowych różnych długości autorzy zalecają pomiar celem weryfikacji tej odległości i doliczeniu długości implantu można być pewnym, jak długie wiertło pilotowe można zastosować.

Rys. 18. Równoległościomierze po wykonaniu kolejnych nawierć pokazuują odpowiednią głębokość oraz równoległość. Pozycja implantów została zaplanowana na podstawie wirtualnego wax-upu i wynika z optymalnej pozycji przyszłej odbudowy protetycznej, łącznik prosty. Niestety ze względu na wieloletni brak zęba doszło do znacznej utraty tkanki kostnej, przez co konieczna stała się odbudowa kostna ubytku.





Rys. 19. Implanty po wszczepieniu w przygotowane łoża. Implanty należy w przypadku użycia szablonów do niepełnej nawigacji wszczepiać z „wolnej ręki”
 Rys. 20. Pomiar odległości od szczytu wyrostka do górnej części tulei w 4 ćwiartce
 Rys. 21. Równoległościomierze po wykonaniu kolejnych nawiertów



Rys. 22. Zdjęcie pantomograficzne bezpośrednio po zabiegu
 Rys. 23. Zdjęcie pantomograficzne wykonane po odbudowie protetycznej. W przyszłości planowane jest wykonanie uzupełnienia na implantach.

dokładności pozycjonowania implantów. Chociaż obecny stan oprogramowania i technologii sprzętowej poprawił się, mogą występować niedokładności w implantacji i mogą zależeć od różnych czynników, takich jak wsparcie szablony (kość, błona śluzowa, zęby, implanty), czynniki wewnętrzne prowadnicy chirurgicznej (tolerancja średnicy między wiertłem i tuleją prowadzącą, dokładność wykonania prowadnicy) [17,18] i czynniki związane z człowiekiem podczas przebiegu wirtualnego planowania i operacji z przewodnikiem [19, 20].

Pierwsza istotna publikacja dotycząca przeglądu piśmiennictwa ukazała się w 2009 r. pt. „A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry” autorstwa: Davida Schneidera, Pascala Marquardta, Marcela Zwahlena, Ronalda E. Junga.

Analiza i badania wszczepionych implantów wykazały średnie odchylenie w punkcie wejścia 1,07 mm (0,76-1,22 mm) i na szczycie 1,63 mm (1,26-2 mm). Nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy badaniami dotyczącymi metody produkcji szablonów lub wsparcia i stabilizacji szablonu [13].

Badania nad dokładnością, precyzją szablonów chirurgicznych na przestrzeni lat nie wykazują większych odchyleń.

PODSUMOWANIE

Dostępne są różne metody nawigacji komputerowej. Wiele systemów implantologicznych wprowadza swoje autorskie programy do nawigacji implantologicznej. Różnią się oprogramowaniem, szablonem, urządzeniem prowadzącym, stabilizacją. Literatura wskazuje, że należy zaakceptować pewną niedokładność wynoszącą $\pm 2,0$ mm, która początkowo wydaje się duża, ale jest wyraźnie mniejsza niż w przypadku zabiegów chirurgicznych „z wolnej ręki”. W celu znalezienia najlepszego systemu do nawigacji zapewniającego optymalną dokładność, konieczne są bardziej randomizowane badania kliniczne oraz dłuższe okresy obserwacji.

LITERATURA

[1] Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Martens K, Marchal G, Van Steenberghe D, Suetens P. An image-guided planning system for endosseous oral implants. *IEEE Trans Med Imaging*. 1998;17(5):842–852. doi: 10.1109/42.736056.
 [2] Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Naert I, Suetens P, Van Steen-Berghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(6):806–810.
 [3] Van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P. A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):663–670.
 [4] Tardieu Pb, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case re-port: treatment of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(4):599–604.
 [5] Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computeraided implant surgery: A review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:305-13.

[6] Sarment Dp, Al-Shammari K, Kazor CE. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23:287-295.
 [7] D'Souza Km, Ajay Aras M. Types of implant surgical guides in dentistry: a review. *Journal of Oral Implantology* 38.5 (2012): 643-652.
 [8] Jung Re, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Haemmerle Ch, Tah-Maseb A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 92–109.
 [9] Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer aided implant placement. *Clin Oral Impl Res* 2012; 23(Suppl. 6): 112–123.
 [10] Vercruyssen M, Fortin T, Widmann G, Jacobs R, Quirynen M. Different techniques of static/dynamic guided: modalities and indications. *Periodontol* 2000 2014; 66: 214–227.
 [11] Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, Van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 454– 474.
 [12] Schneider D, Schober F, Grohmann P, Hammer-Le Ch, Jung RE (2014) In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computer-assisted guided implantology produced by 3-D printing. *Clinical Oral Implants Research* 26:320-325.
 [13] Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung R. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* [serial online]. August 2, 2009;20:73-86.
 [14] Di Torresanto VM, Milinkovic I, Torsello F, Cordaro L. Computer assisted flap-less implant surgery in edentulous elderly patients: A 2-year follow up. *Quintessence Int*. 2014;45:419-429.
 [15] Arisan V, Bolukbasi N, Oksuz L. Computer-assisted flapless implant placement reduces the incidence of surgery-related bacteremia. *Clin Oral Invest*. 2013;17:1985-1993.
 [16] Chandran S., Sakkir N. Implant-supported full mouth rehabilitation: a guided surgical and prosthetic protocol. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2016;10(2):ZJ05–ZJ06. doi: 10.7860/JCDR/2016/17467.7264.
 [17] Cassetta M., Stefanelli L. V., Giansanti M., Calasso S. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(3):655–663.
 [18] Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli Lv, Cavallini C. The intrinsic error of a stereolithographic surgical template in implant guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42(2):264–275. doi: 10.1016/j.ijom.2012.06.010.
 [19] Vercruyssen M, Fortin T, Widmann G, Jacobs R, Quirynen M. Different techniques of static/dynamic guided implant surgery: modalities and indications. *Periodontology* 2000. 2014;66(1):214–227. doi: 10.1111/prd.12056.



[20] Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli Lv, Barbato E. How does an error in positioning the template affect the accuracy of implants inserted using a single fixed mucosa-supported stereolithographic surgical guide? Int J Oral Maxillofac Surg. 2014;43(1):85–92. doi: 10.1016/j.ijom.2013.06.012.

Artykuł został po raz pierwszy zamieszczony w czasopiśmie „Implantologia Stomatologiczna” rok XI, nr 1 (21) 2020, s. 72-78.

dr n. med. Daniel Ciapiński¹, lek. dent. Mateusz Kuboń²

1 – DENTRUM centrum implantologii i stomatologii estetycznej, Katowice

2 – NOVADENTIS, Warszawa

REKLAMA

Czy dobre informacje
nie są lepsze
od najwspanialszej
kawy?



czytaj nasze czasopismo na
www.e-wyrobymedyczne.pl



32.

Środkowoeuropejska Wystawa
Produktów Stomatologicznych

EXPO ŁÓDŹ 7-9.11.2024

FORUM STOMATOLOGII CYFROWEJ

W programie Forum m.in.:



CYFROWA
STOMATOLOGIA
REKONSTRUKCYJNA

moderator:
Prof. Jan Pietruski



ORTODONCJA

moderator:
Prof. Piotr Fudalej



PERIODONTOLOGIA
I IMPLANTOLOGIA

moderator:
Prof. Małgorzata Pietruska

SESJA DLA HIGIENISTEK
I ASYSTENTEK STOMATOLOGICZNYCH

moderatorki:

Dr hab. Ewa
Dolińska

piel. dypl. hig.
Joanna
Juszczak

dypl. hig.
Natalia
Terefenko



PROTETYKA,
TECHNIKA
DENTYSTYCZNA

moderator:
Dr hab. Mariusz Pryliński



STAW SKRONIOWO-
ŻUCHWOWY

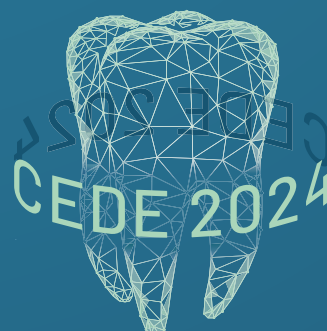
moderator:
Prof. Małgorzata Pihut

Do zobaczenia w Łodzi!

www.cede.pl

[in showcase/central-european-dental-exhibition-cede](https://www.linkedin.com/showcase/central-european-dental-exhibition-cede)

[f cede.wystawa](https://www.facebook.com/cede.wystawa)



Ostatnie doniesienia na temat nanocząstek złota jako biomateriału w stomatologii i medycynie

JULIA SADLIK, JOANNA SZECHYŃSKA, OLIWIA GRZYWACZ, DAGMARA SŁOTA, KARINA PIĘTAK, WIOLETTA FLORKIEWICZ

W ostatnich latach nanotechnologia znacząco się rozwinęła jako dziedzina nauki, badająca obiekty o rozmiarach nanometrycznych. Każdego roku pojawia się coraz więcej doniesień i kolejnych koncepcji wykorzystujących różne rodzaje nanomateriałów, głównie w dziedzinie biomedycyny. W tym kontekście, szczególnie interesujące są nanocząstki złota, ciesząc się rosnącym zainteresowaniem naukowców przede wszystkim ze względu na swoje unikalne właściwości optyczne i chemiczne.

W poniższym przeglądzie skupiono się na ostatnich doniesieniach dotyczących wykorzystania nanocząstek złota, ponadto omówieniu metod syntezy oraz ich właściwościach.



Pojęcie nanotechnologii wprowadził po raz pierwszy Richard Feynman w 1959 roku, gdy wspominał o nich w swoim wykładzie pt. „There is plenty of room at the bottom” sugerując, że punktem krytycznym jest skala, a gdy skala przedmiotów jest coraz mniejsza, ta sama objętość może pomieścić więcej elementów. Feynman mówił również, że jeśli pojemność jest ogromna, nie ma powodu, aby marnować przestrzeń na dole, a jedynym czynnikiem ograniczającym ludzi w zgłębianiu nanotechnologii jest brak odpowiednich technologii, nie zaś prawa natury [1] [2]. Prefiks ‘nano’ sam w sobie pochodzi z greki i dosłownie oznacza ‘karzeł’ lub coś bardzo małego i reprezentuje jedną tysięczną milionową metra. Stąd więc wynika, że nanotechnologią nazywamy naukę zajmującą się tworzeniem struktur w skali nanometrycznej, czyli na poziomie pojedynczych atomów [3].

NANOCZĄSTKI ZŁOTA

Złoto jest to materiał znany wszystkim od lat, odgrywa ogromną rolę w historii ludzkości, ponieważ jest substancją nietoksyczną i obojętną. Jednakże, nanocząstki złota (AuNPs) mogą wykazywać zupełnie odmienne własności i działanie biologiczne od złota metalicznego [4].

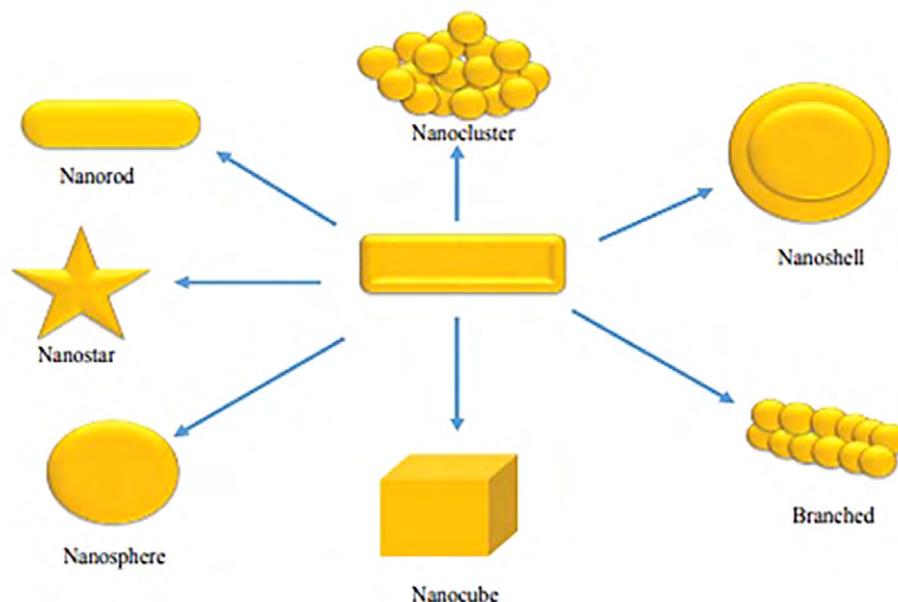
WŁAŚCIWOŚCI I CHARAKTERYSTYKA

Obiekty nanozłota występują w najróżniejszych kształtach, mogą przyjąć formę kulistą, wydłużoną bądź bardziej skomplikowaną (rys.1). To samo dotyczy rozmiaru, od 1 nm do nawet 200 nm [5][6]. Mogą one być hydrofilowe bądź hydrofobowe, o ładunku dodatnim lub ujemnym. Posiadają zdolność pochłaniania oraz rozpraszania światła, przez co przyjmują różne barwy [7]. Co więcej, wykazują się dużym stosunkiem powierzchni do objętości, a więc są świetnym materiałem wykorzystywanym w katalizie związków organicznych i nieorganicznych [8, 9]. Ważną cechą nanozłota jest fakt, że jego właściwości zależą głównie od sposobu modyfikacji. To jak jest ono wytwarzane, ma wpływ na jego ostateczne cechy, a takie niesfunkcjonalizowane cząstki są rzadko wykorzystywane. Różnorodność cech nanocząstek złota daje mu wiele zastosowań i możliwości modyfikacji, uzyskując tym samym różne działanie biologiczne, wchłanianie czy oddziaływanie z komórkami. AuNPs charakteryzuje się wysokim współczynnikiem absorpcji promieniowania rentgenograficznego, co może dawać szerokie zastosowanie w medycynie [10]. Zainteresowanie nanomateriałami ze złota w tej dziedzinie zrodziło wiele pytań odnośnie toksyczności AuNPs. Dokonano wielu badań *in vitro*, które potwierdzają, że cytotoksyczność tych nanocząstek zależy od ich wielkości i stężenia. Potwierdza to wyżej wspomnianą tezę odnośnie istoty, jaką jest sposób wytwarzania i modyfikacji powierzchni. Nanozłoto jest dużo mniej toksyczne w porównaniu z innymi metalami, a niepożądanych efektów można uniknąć, stosując odpowiedni proces wytwarzania [11].

METODY OTRZYMYWANIA

Główną substancją do otrzymywania nanoobjektów złota jest kwas tetrachlorozłotowy (III) – (HAuCl₄). Składnik ten jest poddawany redukcji różnymi czynnikami redukującymi, np. formaldehydem, borowodorkami, kwasem cytrynowym. Następnie zabezpiecza się je przez łączenie cząstek w większe agregaty, poprzez przyłączanie do ich powierzchni różnych czynników stabilizujących – grup fosforanowych, siarkowych bądź środków powierzchniowo czynnych [12, 13]. Taki sposób syntezy AuNPs może być dodatkowo wspomagany mikrofalami i jest to kolejny sposób na otrzymywanie nanocząstek złota. Mieszanie

Rys. 1. Różne kształty nanocząstek złota [6]



reakcyjne poddaje się działaniu promieniowania mikrofalowego, ta metoda charakteryzuje się stosunkowo krótkim czasem reakcji oraz uzyskiwaniem wysokich stężeń stabilnych czasowo produktów [14]. Najprostszym sposobem jest metoda Turkevicha, dzięki niej uzyskujemy sferyczne nanocząstki złota zawieszone w wodzie o średnicy 10-20 nm [11]. To badanie jest charakterystyczne poprzez intensywne zmienianie się kolorów roztworu podczas syntezy nanocząstek – począwszy od żółtego, przez klawrowny i ostatecznie ciemnofioletowy [15]. Technikę tę zaprezentowano na rys. 2 [16].

Inną, bardziej zaawansowaną metodą wymagającą specjalistycznej aparatury jest wykorzystywanie niskotemperaturowej mikroplamzy atmosferycznej generowanej w ciągłym układzie przepływowym, w skrócie APGD (*Atmospheric Pressure Glow Discharge*). Ten sposób pozwala uzyskać nanostruktury złota w fazie ciekłej. Przygotowane według odpowiednich proporcji roztwory (składające się także z prekursora i stabilizatora jak w technikach wymienionych wyżej) wprowadza się do reaktora za pomocą pompy, przepuszcza przez reaktor, który jest zasilany za pomocą generatora wysokiego napięcia i uzyskuje gotowy produkt w postaci wycieku (rys. 3.) [17, 18]. Można uzyskać nanocząstki złota, które są rozpuszczalne w rozpuszczalnikach organicznych metodą Brust-Schiffrina. Powstają w wyniku reakcji kwasu chlorozłotowego z toluenowym roztworem bromku tetraoktyloamoniowego i reduktorem w postaci borowodorku sodu [19]. W tej syntezie otrzymuje się cząstki od 1,5-5 nm. Wielkość uzyskanych cząstek zależy od stosunku dodanego do substratu odczynnika redukującego [20].

NANOCZĄSTKI ZŁOTA – ZASTOSOWANIE W STOMATOLOGII

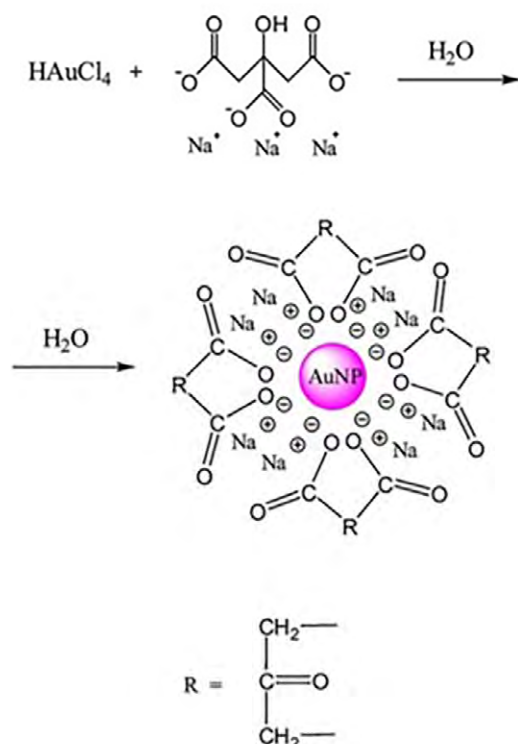
Uszkodzone tkanki zęba mogą doprowadzić do chorób przyzębia, nadwrażliwości zębów i dziąseł oraz próchnicy. Na szczęście istnieją możliwości wyleczenia infekcji poprzez interwencję terapeutyczną czy też zastosowanie biokompatybilnych materiałów syntetycznych. Udowodniono, że nanocząstki oraz nanokompozyty naśladują właściwości tkanek gospodarza [21].

Nanocząstki złota (AuNPs) są stosowane jako nośniki środków przeciwdrobnoustrojowych. Aby zwiększyć działanie i możliwość zastosowania w medycynie, stosowano do nich różne środki powlekające [22]. Dadkan i wsp. wykazali, że optymalne stężenie nanocząstek pod kątem właściwości mechanicznych są pięciokrotnością dla wytrzymałości na rozciąganie i dziesięciokrotnością na zginanie. Im wyższe stężenie nanocząstek, tym bardziej negatywny ma to wpływ na wytrzymałość [23].

Regiel-Futyr i wsp. opracowali folie kompozytowe na bazie chitozanu modyfikowane AuNPs. Materiał ten był pozbawiony cytotoksyczności, który wykazał się wysoką aktywnością przeciwbakteryjną. Grupa naukowców doszła do wniosku, że nanokompozyty chitozan-AuNPs można wykorzystać w charakterze opatrunków hydrożelowych, powłokach, czy bandażach samoprzylepnych [25].

AuNPs są formą nanomateriału, który można łatwo wytworzyć w jednoetapowym, przyjaznym dla środowiska procesie zielonej chemii. Są one powszechnie znane ze swojej biokompatybilności i nietoksyczności. Ze względu na swoje właściwości są również doskonałym претенdentem do zastosowań biologicznych [26].

AuNPs znalazły również zastosowanie w stomatologii. Wykorzystuje się je w leczeniu ubytków zębowych, chorób dziąseł, inżynierii tkankowej, implantologii stomatologicznej. Dzięki właściwościom przeciwgrzybicznym i przeciwbakteryjnym stosuje się je w celu wzmocnienia ich działania w biomateriałach. Dzięki AuNPs poprawiają się właściwości mechaniczne materiałów co przekłada się na wysokie wyniki, dzięki czemu są przyszłymi kandydatami jako wypełniacze biomateriałów [25, 27]. Ich większa powierzchnia właściwa determinuje tempo zachodzenia reakcji nieorganicznych oraz organicznych. AuNPs można stosować jako środki przeciwpóchnicze. Niedawno odkryto, że gdy włączy się AuNPs do środków dezynfekujących ubytki w zębach, to zmniejszy się ryzyko wystąpienia próchnicy wtórnej [25]. Biokompatybilność oraz specyficzność powierzchni AuNPs pokazuje, że mogą być stosowane jako czynniki osteogeniczne do regeneracji kości. Jadhav i wsp. opracowali implant modyfikowany >>>



Rys. 2. Schemat syntezy AuNP metodą Turkevicha [16]

ekstraktem roślinnym i AuNPs. Materiały wykazały dobrą stabilność w różnych składnikach biologicznych (0,2 M histydyny, 0,2 M cysteiny, 2% albuminy surowicy bydlęcej i 2% albuminy surowicy ludzkiej) oraz potencjał osteoindukcyjny [28]. Jednak potencjał osteoindukcyjny potwierdziły również badania przeprowadzone przez Heo i wsp., którzy w swoich badaniach nad modyfikowanymi nanocząstkami metalu w implantach tytanowych zaobserwowali promowanie regeneracji otaczającej implant tkanki kostnej w warunkach *in vitro* i *in vivo* [24].

Yang i wsp. opracowali nowy rodzaj cementu kostnego zawierającego AuNPs w celu zbadania jego zdolności osteoindukcyjnych dla ludzkich komórek macierzystych miazgi zębowej. Wyniki badań wykazały, że opracowany biomateriał znacząco zwiększył tę funkcję względem badanych komórek [29].

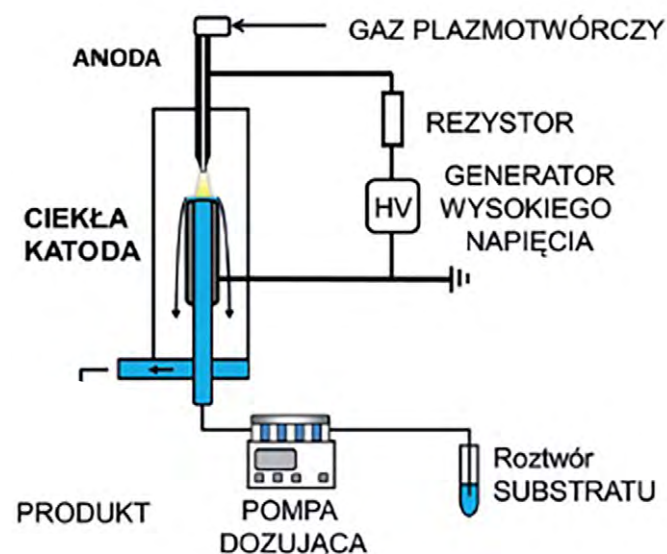
Z kolei Zhanga i wsp. skomponowali środek do powlekania biomateriałów, zawierający nanocząstki złota modyfikowane 4,6-diamino-2-pyrimidynotiolem. Zaobserwowano, że w obecności opracowanego materiału zmniejsza się liczba komórek planktonicznych, a ponadto zapobiega on tworzeniu się biofilmów. Materiał ten wykazuje również dobrą biokompatybilność *in vivo* i *in vitro* [30]. P. Durgesh i wsp. poszli o krok dalej, przeprowadzając analizę oceny zanieczyszczenia mikrobiologicznego oraz oceny stanu płytki nazębnej po zastosowaniu szczoteczki do zębów pokrytej powłoką z nanozłota. Porównując uzyskane wyniki ze stanem uzębienia pacjenta stosującego szczoteczkę niepokrytą warstwą metalu, zaobserwowano, że użycie szczoteczki do zębów pokrytej AuNPs wykazało znacznie mniejsze zanieczyszczenie włosów i niższą punktację płytki nazębnej po tygodniu stosowania [31].

Li i wsp. wykazali, że nanocząstki złota mogą promować proliferację ludzkich komórek macierzystych wiązadła przyzębia [32].

WYKORZYSTANIE NANOCZĄSTEK ZŁOTA W TERAPII PRZECIWNOWOTWOROWEJ

Rak jest potoczną nazwą grupy chorób genetycznych, które charakteryzują się przypadkowymi i nieograniczonymi podziałami komórek. Rozwój raka jest najczęściej spowodowany przez mutacje genów zaangażowanych w naprawę DNA, zmiany w ekspansji patoonekogenów czy wpływu czynników środowiskowych. Tylko w 5 do 10 % przypadków rak jest związany z dziedzicznymi uwarunkowaniami genetycznymi, w związku z czym bardzo ważne jest to, aby zadbać o swój tryb dnia oraz odpowiednią dietę [33]–[35]. Nowotwór jest uważany za jeden z głównych powodów zgonów na świecie. Na podstawie wyników podanych przez National Cancer Institute (NCI) w 2012 r. odnotowano 14 milionów nowych zachorowań oraz 8,2 miliona zgonów. Tak wysokie statystyki są swoistym kołem napędowym naukowców do kontynuowania badań nad opracowaniem coraz bardziej zaawansowanych terapii antynowotworowych.

Tradycyjnymi metodami leczenia raka są leki chemioterapeutyczne, które podaje się doustnie lub dożylnie. Niestety ta metoda powoduje tylko częściowe docieranie leku do miejsca docelowego, jakim jest guz nowotworowy. Ponadto, taki sposób może powodować wiele skutków ubocznych dla zdrowych komórek. Naukowcy opracowali nanocząstki, które otworzyły ogromne możliwości w zakresie dostarczania leków. Niewielkie rozmiary mogą z łatwością przenikać przez naczynia włosowate, aby dotrzeć do komórki docelowej. Łatwiejsze gromadzenie się nanocząstek w guzie nowotworowym jest związane z nieszczelnymi naczyniami krwionośnymi komórki [36], [37]. Najlepszymi nośnikami leków wśród nanocząstek okazały się AuNPs. Przygotowuje się je w różnych rozmiarach, które ułatwiają kontrolę dyspersji. Ujemny ładunek znajdujący się na powierzchni złota sprawia, że z łatwo-



Rys. 3. Schemat reaktora plazmowego [17]

ścią można je modyfikować oraz funkcjonalizować przez dodanie biomolekuł np. leku, ligandów czy genów. Prócz możliwości transportu leków AuNPs są również biokompatybilne oraz nietoksyczne [37]–[39].

Najbardziej znanymi lekami, które są transportowane przez AuNPs są metotreksat (MTX) oraz doksorubicyna (DOX). Nanocząstki złota powodują szybszy transport leku i szybsze uwalnianie leku w komórce [40, 41].

Priyanka Singh w raz zespołem przeprowadzali badania fototermiczne (TF) oraz fotoobrazowe, które miały na celu roztopienie guza w stopionym złocie [37].

TF znana jest również jako ablacja termiczna, lub hipertermia optyczna [42, 43]. Stosuje się ją często w terapii nowotworów, przy minimalnej inwazyjności [44, 45]. AuNPs o maksymalnej absorpcji w obszarze widzialnym lub bliskiej podczerwieni odbierają światło i wytwarzają ciepło. Wytworzone ciepło uśmierca nowotwory złośliwe. AuNPs posiadające średnicę większą niż 50 nm, a ze względu na swoją silną absorpcję w podczerwieni (NIR) są bardzo często spotykane w TF. Koniugaty AuNPs z przeciwciałami można stosować np. w diagnostyce. Bardzo ważną rolę odgrywają własności wiążące AuNPs w procesie wewnątrzkomórkowym [46]. Technikę tę wykorzystał Dixit i wsp. w swoich pracach badawczych, badając nanocząstki złota ukierunkowane na peptyd transferryny względem linii komórkowych glejaka ludzkiego [47].

Kolejną metodą leczenia jest terapia fotodynamiczna (TFd). Metoda ta jest uważana za ważną metodę w leczeniu chorób skóry, chorób zakaźnych oraz onkologicznych.

W metodzie tej jest wykorzystywany fotouczulacz, który jest środkiem uczulającym na światło oraz laser. Apoptoza lub nekroza jest indukowana w komórkach nowotworowych przez tlen singletowy i aktywne wolne rodniki, które generuje się poprzez energię fotoczułą [42, 46, 48]. Nagłe wygaszenie fluorescencji i absorpcji w rezonansie plazmonów powierzchniowych jest charakterystycznymi cechami dla AuNPs, które wykorzystuje się w terapii fotodynamicznej. Koniugacja złota bardzo ułatwia penetrację wewnątrzkomórkową [46].

Satapathy i wsp. stworzyli mieszaninę z chinakryny i nanozłota, a następnie scharakteryzowali ich działanie antyangiogenne i antymetastatyczne. Wykazano, że w modelach mysich ksenograftów, opracowana kompozycja znacząco hamowała proliferację komórek, powodowała apoptozę *in vitro* oraz hamowała angiogenezę i regresję guza *in vivo* [49].

Z kolei grupa badawcza, pod kierownictwem Colombé, oceniała potencjał wykorzystania nanozłota jako środka kontrastowego do obrazowania guzów w chirurgii optycznej [50]. Podobne badania prowadzili Kim i wsp. opracowując nanoklastry do wykrywania wczesnego stadium raka [51].

Chakraborty i wsp. opracowali system ELISA oparty na AuPs do nieinwazyjnego wykrywania osteopontyny. Założyli oni, że wprowadzenie złota do testu zwiększa jego czułość. Porównując komercyjnie dostępne zestawy ELISA do oznaczania osteopontyny, a testy z Au opracowane przez zespół, zaobserwowano zwiększoną czułość, a tym samym poprawę granicy wykrywalności osteopontyny [52].



PODSUMOWANIE

Unikalne właściwości nanocząstek złota sprawiają, że można je wykorzystać w wielu dziedzinach medycyny i stanowią dużą nadzieję dla terapii oraz diagnostyki nowotworowej. Z uwagi na fakt, że metoda ich otrzymywania wpływa na właściwości fizykochemiczne, nanocząstki złota można syntezować, uwzględniając uprzednio ich przeznaczenie. Aktualnie stosowane są między innymi jako wzmocnienie biokompatybilnych materiałów syntetycznych, ponieważ ich dodatek znacząco poprawia właściwości mechaniczne materiałów. Jednakże perspektywy aplikacji nanocząstek złota sięgają aż po dostarczanie leków nowotworowych. Ta metoda, w odróżnieniu od chemioterapii, jest bezpieczniejsza dla zdrowych komórek, gdyż nie niesie za sobą zbyt wiele skutków ubocznych. Należy jednak pamiętać, że możliwa, toksyczna reakcja wywołana działaniem nanocząstek metali, które mogą być wchłaniane przez organizmy żywe, nie została dotychczas dogłębnie zbadana. Badania nad nanocząstkami złota nadal trwają i z każdym dniem pojawia się coraz więcej ich potencjalnych zastosowań, a przedstawione w powyższym przeglądzie ostatnie doniesienia, potwierdzają konieczność prowadzenia dalszych badań w tym zakresie.

PODZIĘKOWANIA

Powyższa publikacja naukowa została opracowana w ramach Koła Naukowego Materiałów Funkcjonalnych SMART-MAT na Wydziale Inżynierii Materiałowej i Fizyki Politechniki Krakowskiej.

LITERATURA

- [1] N. Baig, I. Kammakakam, W. Falath, and I. Kammakakam, Nanomaterials: A review of synthesis methods, properties, recent progress, and challenges, *Materials Advances*, vol. 2, no. 6, pp. 1821–1871, 2021, doi: 10.1039/d0ma00807a.
- [2] P. Druetta, P. Raffa, and F. Picchioni, Plenty of room at the bottom: Nanotechnology as solution to an old issue in enhanced oil recovery, *Applied Sciences (Switzerland)*. 2018, doi: 10.3390/app8122596.
- [3] S. Bayda, M. Adeel, T. Tuccinardi, M. Cordani, and F. >>>

- Rizzolio, The history of nanoscience and nanotechnology: From chemical-physical applications to nanomedicine, *Molecules*, vol. 25, no. 1, pp. 1–15, 2020, doi: 10.3390/molecules25010112.
- [4] N. R. Panyala, E. M. Peña-Méndez, and J. Havel, Gold and nano-gold in medicine: Overview, toxicology and perspectives, *Journal of Applied Biomedicine*. 2009, doi: 10.32725/jab.2009.008.
- [5] A. M. Świdwińska-Gajewska and S. Czerczak, Nano-gold – Biological Effects and Occupational Exposure Levels, *Medycyna Pracy*, vol. 68, no. 4, pp. 545–556, 2017, doi: 10.13075/MP.5893.00538.
- [6] K. Alaqad and T. A. Saleh, Gold and Silver Nanoparticles: Synthesis Methods, Characterization Routes and Applications towards Drugs, *Journal of Environmental & Analytical Toxicology*, vol. 6, no. 4, 2016, doi: 10.4172/2161-0525.1000384.
- [7] M. L. Anderson, C. A. Morris, R. M. Stroud, C. I. Merzbacher, and D. R. Rolison, Colloidal Gold Aerogels: Preparation, Properties, and Characterization, *Langmuir*, vol. 15, no. 3, pp. 674–680, 1999, doi: 10.1021/la980784i.
- [8] T. V. Verissimo, N. T. Santos, J. R. Silva, R. B. Azevedo, A. J. Gomes, and C. N. Lunardi, In vitro cytotoxicity and phototoxicity of surface-modified gold nanoparticles associated with neutral red as a potential drug delivery system in phototherapy, *Materials Science and Engineering C*, vol. 65, pp. 199–204, 2016, doi: 10.1016/j.msec.2016.04.030.
- [9] J. Pulit, M. Banach, and Z. Kowalski, Właściwości nanocząsteczek miedzi, platyny, srebra, złota i palladu., *Czasopismo Techniczne, chemia*, vol. 2, no. 10, pp. 197–209, 2011.
- [10] X. Bai et al., The basic properties of gold nanoparticles and their applications in tumor diagnosis and treatment, *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 21, no. 7, 2020, doi: 10.3390/ijms21072480.
- [11] E. Balcer and M. Mazur, Nanocząstki złota w diagnostyce i terapii nowotworów – Wybrane Zastosowania, *Biuletyn Wydziału Farmaceutycznego WUM*, pp. 1–9, 2020.
- [12] T. Koczorowski, Od złota do nanozłota w medycynie i farmacji From gold to nanogold in medicine and pharmacy, *Farmacja współczesna*, vol. 13, pp. 42–51, 2020.
- [13] A. Aji, E. S. Kunarti, and S. J. Santosa, Synthesis of gold nanoparticles using p-aminobenzoic acid and p-aminosalicylic acid as reducing agent, *Indonesian Journal of Chemistry*, 2019, doi: 10.22146/ijc.26839.
- [14] D. Malina, K. Pluta, A. Sobczak-kupiec, and A. Gąsior, Otrzymywanie nanocząstek metali w polu promieniowania mikrofalowego z zastosowaniem wybranych substancji redukująco-stabilizujących metal, *Nanoparticles Preparation Under*, no. 1, pp. 289–301, 2017.
- [15] A. K. Mokhtar, N. M. Hidzir, I. A. Rahman, F. Mohamed, and N. A. M. Radzali, Synthesis of polymer-grafted gold nanoparticles via gamma radiation, *Polimery/Polymers*, vol. 66, no. 11–12, pp. 584–588, 2021, doi: 10.14314/POLIMERY.2021.11.2.
- [16] J. Fan, Y. Cheng, and M. Sun, Functionalized Gold Nanoparticles: Synthesis, Properties and Biomedical Applications, *Chemical Record*, vol. 20, no. 12, pp. 1474–1504, 2020, doi: 10.1002/tcr.202000087.
- [17] A. Dzimitrowicz, Synteza nanocząstek złota za pomocą niskotemperaturowej mikropłazmy pod ciśnieniem atmosferycznym, *inżynieria Materiałowa*, vol. 1, no. 1, pp. 11–16, 2015, doi: 10.15199/28.2015.1.2.
- [18] P. Cyganowski, D. Jermakowicz-Bartkowiak, P. Jamroz, P. Pohl, and A. Dzimitrowicz, Hydrogel-based nanocomposite catalyst containing uncoated gold nanoparticles synthesized using cold atmospheric pressure plasma for the catalytic decomposition of 4-nitrophenol, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2019, doi: 10.1016/j.colsurfa.2019.123886.
- [19] C. Daruich De Suoza, B. Ribeiro Nogueira, and C. . Rostelato, Review of the methodologies used in the synthesis gold nanoparticles by chemical reduction, *Journal of Alloys and Compounds*, 2019, doi: 10.1016/J.JALLCOM.2019.05.153.
- [20] J. Siemienieć, Synthesis of silver and gold nanoparticles using methods of green chemistry, *Chemik*, no. 10, pp. 845–847, 2013.
- [21] A. C. Balazs, T. Emrick, and T. P. Russell, Nanoparticle polymer composites: Where two small worlds meet, *Science*, vol. 314, no. 5802, pp. 1107–1110, 2006, doi: 10.1126/science.1130557.
- [22] Y. Zhang, T. P. Shareena Dasari, H. Deng, and H. Yu, Antimicrobial Activity of Gold Nanoparticles and Ionic Gold, *Journal of Environmental Science and Health - Part C Environmental Carcinogenesis and Ecotoxicology Reviews*, vol. 33, no. 3, pp. 286–327, 2015, doi: 10.1080/10590501.2015.1055161.
- [23] S. Dadkan, S. Salari, M. Khakbiz, and M. Atai, Mechanical Properties of Dental Adhesives Containing Gold Nano Particles, *Proceeding of 5th International Congress on Nanoscience & Nanotechnology (ICNN2014)*, no. 5, pp. 22–24, 2014.
- [24] D. N. Heo et al., Titanium dental implants surface-immobilized with gold nanoparticles as osteoinductive agents for rapid osseointegration, *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 469, pp. 129–137, 2016, doi: 10.1016/j.jcis.2016.02.022.
- [25] M. Yazdani et al., The Potential Application of Green-Synthesized Metal Nanoparticles in Dentistry: A Comprehensive Review, *Bioinorganic Chemistry and Applications*, vol. 2022, 2022, doi: 10.1155/2022/2311910.
- [26] M. Yadi et al., Current developments in green synthesis of metallic nanoparticles using plant extracts: a review, *Artificial Cells, Nanomedicine and Biotechnology*, vol. 46, no. sup3, pp. S336–S343, 2018, doi: 10.1080/21691401.2018.1492931.
- [27] R. A. Bapat et al., Recent advances of gold nanoparticles as biomaterial in dentistry, *International Journal of Pharmaceutics*, vol. 586, p. 119596, 2020, doi: 10.1016/j.ijpharm.2020.119596.
- [28] K. Jadhav et al., Phytosynthesis of gold nanoparticles: Characterization, biocompatibility, and evaluation of its osteoinductive potential for application in implant dentistry, *Materials Science and Engineering C*, vol. 93, pp. 664–670, 2018, doi: 10.1016/j.msec.2018.08.028.
- [29] Y. Xia et al., Gold nanoparticles in injectable calcium phosphate cement enhance osteogenic differentiation of human dental pulp stem cells, *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*, 2018, doi: 10.1016/j.

nano.2017.08.014.

[30] M. Zhang et al., Biological Safe Gold Nanoparticle-Modified Dental Aligner Prevents the Porphyromonas gingivalis Biofilm Formation, ACS Omega, 2020, doi: 10.1021/acsomega.0c01532.

[31] P. Durgesh, S. Sridharan, S. K. Prabhu, R. Rao, V. Rudresh, and D. H. Bangalore, Microbial contamination and plaque scores of nanogold-coated toothbrush, International Journal of Dental Hygiene, 2020, doi: 10.1111/idx.12433.

[32] C. Li, Z. Li, Y. Zhang, A. H. Fathy, and M. Zhou, The role of the Wnt/ β -catenin signaling pathway in the proliferation of gold nanoparticle-treated human periodontal ligament stem cells, Stem Cell Research and Therapy, 2018, doi: 10.1186/s13287-018-0954-6.

[33] K. Sztandera, M. Gorzkiewicz, and B. Klajnert-Maculewicz, Gold Nanoparticles in Cancer Treatment, Molecular Pharmaceutics, vol. 16, no. 1, pp. 1–23, 2019, doi: 10.1021/acs.molpharmaceut.8b00810.

[34] S. Wu, W. Zhu, P. Thompson, and Y. A. Hannun, Evaluating intrinsic and non-intrinsic cancer risk factors, Nature Communications, vol. 9, no. 1, 2018, doi: 10.1038/s41467-018-05467-z.

[35] P. Anand et al., Cancer is a preventable disease that requires major lifestyle changes, Pharmaceutical Research, vol. 25, no. 9, pp. 2097–2116, 2008, doi: 10.1007/s11095-008-9661-9.

[36] B. Bahrami et al., Nanoparticles and targeted drug delivery in cancer therapy, Immunology Letters, vol. 190, no. July, pp. 64–83, 2017, doi: 10.1016/j.imlet.2017.07.015.

[37] P. Singh, S. Pandit, V. R. S. S. Mokkapati, A. Garg, V. Ravikumar, and I. Mijakovic, Gold nanoparticles in diagnostics and therapeutics for human cancer, International Journal of Molecular Sciences, vol. 19, no. 7, 2018, doi: 10.3390/ijms19071979.

[38] G. Ajnai, A. Chiu, T. Kan, C. C. Cheng, T. H. Tsai, and J. Chang, Trends of Gold Nanoparticle-based Drug Delivery System in Cancer Therapy, Journal of Experimental and Clinical Medicine (Taiwan), vol. 6, no. 6, pp. 172–178, 2014, doi: 10.1016/j.jecm.2014.10.015.

[39] F. Y. Kong, J. W. Zhang, R. F. Li, Z. X. Wang, W. J. Wang, and W. Wang, Unique roles of gold nanoparticles in drug delivery, targeting and imaging applications, Molecules, vol. 22, no. 9, 2017, doi: 10.3390/molecules22091445.

[40] Y. H. Chen et al., Methotrexate conjugated to gold nanoparticles inhibits tumor growth in a syngeneic lung tumor model, Molecular Pharmaceutics, vol. 4, no. 5, pp. 713–722, 2007, doi: 10.1021/mp060132k.

[41] F. Wang, Y. C. Wang, S. Dou, M. H. Xiong, T. M. Sun, and J. Wang, Doxorubicin-tethered responsive gold nanoparticles facilitate intracellular drug delivery for overcoming multidrug resistance in cancer cells, ACS Nano, vol. 5, no. 5, pp. 3679–3692, 2011, doi: 10.1021/nn200007z.

[42] C. J. Murphy et al., The many faces of gold nanorods, Journal of Physical Chemistry Letters, vol. 1, no. 19, pp. 2867–2875, 2010, doi: 10.1021/jz100992x.

[43] D. MubarakAli, N. Thajuddin, K. Jeganathan, and M. Gunasekaran, Plant extract mediated synthesis of silver and gold nanoparticles and its antibacterial activity against clinically isolated pathogens, Colloids and Surfaces

B: Biointerfaces, vol. 85, no. 2, pp. 360–365, 2011, doi: 10.1016/j.colsurfb.2011.03.009.

[44] P. Mishra et al., Facile bio-synthesis of gold nanoparticles by using extract of Hibiscus sabdariffa and evaluation of its cytotoxicity against U87 glioblastoma cells under hyperglycemic condition, Biochemical Engineering Journal, vol. 105, pp. 264–272, 2016, doi: 10.1016/j.bej.2015.09.021.

[45] V. S. Marangoni, J. Cancino-Bernardi, and V. Zucolotto, Synthesis, physico-chemical properties, and biomedical applications of gold nanorods-A review, Journal of Biomedical Nanotechnology, vol. 12, no. 6, pp. 1136–1158, 2016, doi: 10.1166/jbn.2016.2218.

[46] J. Narang, N. Malhotra, G. Singh, and C. S. Pundir, Electrochemical impedimetric detection of anti-HIV drug taking gold nanorods as a sensing interface, Biosensors and Bioelectronics, vol. 66, pp. 332–337, 2015, doi: 10.1016/j.bios.2014.11.038.

[47] S. Dixit, T. Novak, K. Miller, Y. Zhu, M. E. Kenney, and A. M. Broome, Transferrin receptor-targeted theranostic gold nanoparticles for photosensitizer delivery in brain tumors, Nanoscale, 2015, doi: 10.1039/c4nr04853a.

[48] N. Elahi, M. Kamali, and M. H. Baghersad, Recent biomedical applications of gold nanoparticles: A review, Talanta, vol. 184, pp. 537–556, 2018, doi: 10.1016/j.talanta.2018.02.088.

[49] S. R. Satapathy, A. Nayak, S. Siddharth, S. Das, D. Nayak, and C. N. Kundu, Metallic gold and bioactive quina-crone hybrid nanoparticles inhibit oral cancer stem cell and angiogenesis by deregulating inflammatory cytokines in p53 dependent manner, Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine, 2018, doi: 10.1016/j.nano.2018.01.007.

[50] C. Colombé et al., Gold nanoclusters as a contrast agent for image-guided surgery of head and neck tumors, Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine, 2019, doi: 10.1016/j.nano.2019.04.014.

[51] C. S. Kim, D. Ingato, P. Wilder-Smith, Z. Chen, and Y. J. Kwon, Stimuli-disassembling gold nanoclusters for diagnosis of early stage oral cancer by optical coherence tomography, Nano Convergence, 2018, doi: 10.1186/s40580-018-0134-5.

[52] D. Chakraborty et al., A facile gold nanoparticle-based ELISA system for detection of osteopontin in saliva: Towards oral cancer diagnostics, Clinica Chimica Acta, 2018, doi: 10.1016/j.cca.2017.09.009.

Artykuł został po raz pierwszy zamieszczony w czasopiśmie „Inżynieria Materiałowa” nr 3/2022, Vol. 43, s. 14-19.

Julia Sadlik¹, Joanna Szechyńska¹, Oliwia Grzywacz², mgr inż. Dagmara Słota¹, mgr inż. Karina Pięta¹, Wioletta Florkiewicz¹

¹Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Inżynierii Materiałowej i Fizyki, Politechnika Krakowska

²Katedra Fizyki, Wydział Inżynierii Materiałowej i Fizyki, Politechnika Krakowska



1995 rok – Pierwsza konferencja stomatologiczna

XXX Jubileuszowa Edycja Ogólnopolskiej Konferencji i Targów EXPODENT 2024



Z wielką przyjemnością zapraszamy Państwa do udziału w wyjątkowej, XXX Jubileuszowej Edycji Ogólnopolskiej Konferencji i Targów "Expodent 2024". To wyjątkowe wydarzenie, które na stałe wpisało się w kalendarz branżowych spotkań, odbędzie się w dniach 17-18 października 2024 roku (czwartek- piątek), w malowniczym Toruniu, w prestiżowej Auli UMK, przy ul. Gagarina 11.

Expodent to nie tylko konferencja i targi medyczne, ale przede wszystkim miejsce, gdzie spotykają się pasjonaci i profesjonaliści z dziedziny stomatologii i branż pokrewnych. Jubileuszowa edycja tego wyjątkowego wydarzenia będzie okazją do jeszcze bogatszej wymiany wiedzy, doświadczeń, spotkań i warsztatów itp.



2019 rok – od lewej śp. Dr Kazimierz Bryndal – wieloletni Przewodniczący Komitetu Organizacyjnego, Henryk Zamorski – Dyrektor Expo-Andre



Rycerze podczas 25 edycji Konferencji ExpoDent (uroczysty wieczór) na Zamku w Golubiu Dobrzyniu

Przez trzy dekady istnienia, ExpoDent zyskał renomę jako miejsce, w którym można nie tylko dowiedzieć się o najnowszych trendach i technologiach w stomatologii, ale także nawiązać cenne kontakty zawodowe i doświadczyć wyjątkowej atmosfery. Corocznie witamy około 500 uczestników konferencji i towarzyszących jej kursów, a liczba zwiedzających targi sięga blisko 1000 osób, co czyni ExpoDent jednym z najważniejszych wydarzeń w Polsce.

Dołączcie do nas w Toruniu, gdzie nauka, inspiracja i networking łączą się w niezapomniany sposób. „Expodent 2024” to wyjątkowa okazja, by poznać najnowsze osiągnięcia branży stomatologicznej i uczestniczyć w pięknym wydarzeniu, które od 30 lat inspiruje i łączy wielu przyjaciół-profesjonalistów. Serdecznie zapraszamy!

Za udział w konferencji lekarze otrzymują punkty edukacyjne.

Centrum Konferencji i Wystaw "Expo-Andre"

Warsaw Dental Medica Show stolicą innowacji w stomatologii i medycynie estetycznej. Odwiedź 7. edycję targów

Warsaw Dental Medica Show to innowacyjne wydarzenie, odpowiadające na potrzeby współczesnego biznesu. Łączy ono dwie branże, stomatologiczną i medycyny estetycznej, ze względu na ich wzajemną kooperację na drodze do zwiększenia satysfakcji pacjentów. Siódma edycja międzynarodowych targów odbędzie się w Płak Warsaw Expo w dniach 5-7 września 2024 roku.

➤ Odpowiednio zaplanowane wydarzenie biznesowe pozwala uczestnikom na zapoznanie się z pełnym spektrum zagadnień dotyczących poszczególne sektory i na aktualizację wiedzy o innowacje, trendy i nowe możliwości. Jeśli dwie dziedziny silnie na siebie wpływają, obie podczas eventu powinny być równie mocno zaakcentowane. Tak jest w przypadku stomatologii i medycyny estetycznej, które współdziałają w imię zwiększenia satysfakcji pacjentów z leczenia i poprawy jego efektów. Płak Warsaw Expo wzięło to pod uwagę, tworząc Warsaw Dental Medica Show.

WARSAW DENTAL MEDICA SHOW STOLICĄ INNOWACJI W STOMATOLOGII I MEDYCYNIE ESTETYCZNEJ

Już od siedmiu edycji Warsaw Dental Medica Show jest polską stolicą innowacji w stomatologii i medycynie estetycznej. To event, który skupia specjalistów poszukujących nowych rozwiązań i ekspertów, którzy je oferują. Mocny akcent w wydarzeniu postawiony jest na międzynarodowe grono odwiedzających, co potwierdzają liczby.

Szóstą edycję Warsaw Dental Medica Show, która odbyła się we wrześniu 2023 roku, odwiedziło prawie trzyście tysięcy uczestników. Niemalże tysiąc z nich stanowili zagraniczni kontrahenci z dwunastu krajów Europy. Wśród nich byli między innymi przedsiębiorcy z Finlandii, Wielkiej Brytanii, Irlandii, Francji, Niemiec, Holandii, Białorusi, Ukrainy, Łotwy, Estonii czy Włoch. Z roku na rok odwiedzających spoza Polski jest coraz więcej, co potęguje szanse krajowych firm na debiut na europejskich rynkach, zwiększa ich możliwości kontraktacyjne i poszerza perspektywy rozwoju biznesu. Gwarantujemy, że podczas siódmej edycji Warsaw Dental Medica Show zagranicznych odwiedzających będzie jeszcze więcej.

W gronie potwierdzonych wystawców Warsaw Dental Medica Show znaleźli się między innymi KoDental, Med-

market, ERSA MEDICAL, DENTAL PLUS, TAG DENTAL, EU-ROOMED, Dental ID, Study Lab, Optical ID, AMADAR, MDS Jończyk, Kuraray Noritake Polska, Optident, MediStom, Dentomax, QuadroStom, AP Dental, Dental Expert, IN-DENT, Euronda czy CURASEPT. Pełen spis wystawców można znaleźć na: <https://dentalmedicashow.pl/katalog-wystawcow>.

KONGRES, POKAZY I INNOWACJE - TO WSZYSTKO NA WARSAW DENTAL MEDICA SHOW

Płak Warsaw Expo w dniach 5-7 września 2024 roku wypełniony będzie rozmowami na temat rozwoju w branży stomatologicznej i medycyny estetycznej. W kameralnej atmosferze przedsiębiorcy przeprowadzą rozmowy z inwestorami i będą budować relacje biznesowe, pozyskując wyłącznie wartościowe leady.

Jednocześnie, jak co roku, odbędzie się branżowy kongres, integrujący oba sektory. Podczas trzech dni wydarzenia zgromadzeni uczestnicy będą mogli wysłuchać najbardziej cenionych ekspertów, jak również innych przedsiębiorców-praktyków, którzy podczas prelekcji, warsztatów i pokazów zaprezentują implementowane przez siebie rozwiązania. To najskuteczniejszy sposób poznania innowacji i wzbogacenia wiedzy. Po każdym z wykładów odwiedzający będą mieli szansę na rozmowę z prelegentami i umówienie się na indywidualne biznesowe konsultacje.

Warto postawić kolejny krok w stronę rozwoju w stomatologii i medycynie estetycznej. Dołącz do Warsaw Dental Medica Show już dziś!

Zarejestruj się: <https://dentalmedicashow.pl/rejestracja/>
Zostań wystawcą: <https://dentalmedicashow.pl/zostan-wystawca/>



NAJBARDZIEJ WYCZEKIWANE WYDARZENIE W BRANŻY

PTAK
WARSAW
EXPO

ufi
Member



Warsaw
**Dental Medica
Show**
7. Edycja

5-7 WRZEŚNIA 2024

Międzynarodowe Targi oraz Kongres Stomatologii
i Medycyny Estetycznej

ZAREJESTRUJ SIĘ



Partner Strategiczny:



POLSKIE TOWARZYSTWO
STOMATOLOGICZNE



DIPLOMAT
DENTAL
SOLUTIONS

Partnerzy Gold:



www.dentalmedicashow.pl

WarsawDentalMedicaShow