

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

**Ocena przydatności badania rentgenowskiego metodą
tomografii stożkowej CBCT w diagnostyce wczesnych
zmian próchnicowych zębów
- warunki in vitro**

Joanna Krzyżostaniak

Praca na stopień doktora nauk medycznych

Promotor: dr hab. n. med. prof. UM Anna Surdacka

Kierownik Kliniki: prof. zw. dr hab. n med. Janina Stopa

Poznań, 2012 rok

Spis treści

I. WSTĘP	5
1. Wprowadzenie	5
2. Współczesne metody diagnostyki próchnicy	10
3. Diagnostyka powierzchni stycznych	12
4. Rentgenodiagnostyka stomatologiczna	14
4.1 Radiografia cyfrowa.....	15
5. Tomografia komputerowa rys historyczny	18
6. Tomografia wolumetryczna.....	19
6.1 Podstawy techniczne	19
6.2 Wielkość pola obrazowania (FOV – field of view)	20
6.3 Woksele.....	21
6.4 Detektory promieniowania.....	21
7. Właściwości detektorów	22
7.1 Funkcja przenoszenia modulacji (modulation transfer function-MTF) i rozdzielczość przestrzenna obrazu.....	23
7.2 Kwantowa efektywność detekcji (z ang. detective quantum efficiency - DQE)	24
7.3 Zakres dynamiki (DR - dynamic range)	25
8. Jakość obrazu.....	25
8.1 Promieniowanie rozproszone	25
8.2 Szum i stosunek sygnału do szumu SNR (signal-to-noise ratio)	26
8.3 Artefakty	27
9. Dokładność pomiarów liniowych na obrazach z tomografii CBCT.....	29
10. Dawki promieniowania.....	30
10.1 Definicje.....	30
10.2 Metody pomiarów	32
10.3 Dawki efektywne promieniowania w radiologii stomatologicznej.....	33
10.4 Dawki efektywne promieniowania w tomografii CBCT	33
11. Zastosowanie tomografii CBCT w stomatologii	35
II. CELE PRACY	37
III. MATERIAŁY I METODA	38
IV. WYNIKI.....	45

ROZPRAWA DOKTORSKA

V. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	56
VI. WNIOSKI	67
VII. STRESZCZENIE/SUMMARY/	68
VIII. PIŚMIENNICTWO	74
IX. SPIS RYCIN, TABEL I FOTOGRAFII	93
X. ZAŁĄCZNIKI.....	95

ROZPRAWA DOKTORSKA

Skróty stosowane w pracy:

ALARA – as low as responsibly achievable – zasada “tak mało, jak to rozsądnie możliwe”

AUC – area under ROC curve – pole pod krzywą ROC

CBCT – cone-beam computed tomography – tomografia komputerowa z wiązką promieniowania w kształcie stożka; tomografia wolumetryczna

CCD – charge-coupled device – detektor CCD

CI – confidence interval – przedział ufności

CMOS-ASP – complementary metal oxide semiconductor – active pixel sensor – detektor typu CMOS-ASP

DQE – detective quantum efficiency – kwantowa efektywność detekcji

DR – dynamic range – zakres dynamiki

DRA – digital radiography – radiografia cyfrowa

E – effective dose – dawka efektywna

FN – false negative – wynik fałszywie ujemny

FOV – field of view – pole obrazowania

FP – false positive – wynik fałszywie dodatni

FPD – flat panel detektor – detektor typu *flat panel*

H – equivalent dose - równoważnik dawki pochłoniętej, biologiczny równoważnik dawki, dawka równoważna

IIT – image intensifier tube – wzmacniacz obrazu

MTF – modulation transfer function – funkcja przenoszenia modulacji

NPS – noise power spectrum

NPV – negative predictive value – ujemna wartość predykcyjna

PPV – positive predictive value – dodatnia wartość predykcyjna

PSP – phosphor storage plate – płytki z fosforem magazynującym

ROC – Receiver Operating Characteristic – krzywa ROC

ROZPRAWA DOKTORSKA

ROI – region of interest – obszar zainteresowania

SE – standard error – błąd standardowy

SNR – signal-to-noise ratio – współczynnik/stosunek sygnału do szumu

TLD – thermoluminescent dosimeters – dozymetry termoluminescencyjne

TN – true negative – wynik prawdziwie ujemny

TP – true positive – wynik prawdziwie dodatni

w_T – współczynnik wagowy tkanek

I. WSTĘP

1. Wprowadzenie

Próchnica zębów jest przewlekłą, infekcyjną chorobą twardych tkanek zębów, wywołaną przez czynniki zewnątrzpochodne. Polega na stopniowej demineralizacji nieorganicznych części tych tkanek oraz proteolitycznym rozpadzie części organicznych. Zaliczana jest do chorób cywilizacyjnych. Etiologia próchnicy jest złożona. Wśród czynników odpowiedzialnych za jej rozwój wymienia się współwystępowanie kariogennych bakterii, odpowiednich węglowodanów, podatnej tkanki zęba oraz czasu. Oddziaływanie patologicznych czynników może być modyfikowane. Obecność próchnicotwórczych bakterii oraz produkcja przez nie kwasów z dostarczanych węglowodanów są niezbędne do zapoczątkowania choroby - rozpoczęcia jej pierwszego etapu, czyli demineralizacji. Do bakterii próchnicotwórczych zalicza się głównie paciorkowce zmienne (*Streptococcus mutans*) oraz pałeczki kwasu mlekowego (*Lactobacillus acidophilus*). Znajdują się one w ściśle przylegającej do powierzchni zębów płytce nazębnej (dental plaque). Ulegające fermentacji węglowodany to przede wszystkim glukoza i sacharoza. Rozwój próchnicy jest zatem odwrotnie proporcjonalny do higieny jamy ustnej i dokładnego usuwania złogów nazębnych oraz wprost proporcjonalny do ilości i częstości spożywanych węglowodanów. Wśród czynników modulujących przebieg choroby wymienia się: ślinę i zawarte w niej enzymy, białka, jony wapniowe i fosforanowe oraz fluorki.

Gdy pH w jamie ustnej spada poniżej 5,5 (tzw. pH krytyczne) rozpoczyna się demineralizacja hydroksyapatytów szkliwa i dyfuzja jonów wapniowych i fosforanowych do płytki nazębnej i śliny. Gdy pH rośnie zmienia się kierunek dyfuzji jonów, następuje odbudowa struktury zęba. Oba procesy występują naprzemiennie, nieustannie. Brak progresji choroby (kariostaza) nie oznacza jej faktycznego braku, ale równowagę między procesami de- i remineralizacji [González-Cabezas 2010]. Jednak gorsza higiena jamy ustnej, zmiany w ilości i grubości płytki nazębnej, zmiana diety, zmniejszenie wydzielania śliny, bądź zmiany w jej składzie prowadzą do uaktywnienia choroby próchnicowej [Hara and Zero 2010].

Pierwszym, klinicznie widocznym stadium próchnicy jest plama próchnicowa (macula cariosa) [Bednarski i wsp. 2009, Tanasiewicz 2010]. Zaliczana jest do próchnicy początkowej (caries incipiens). Jest to dobrze odgraniczona od zdrowego szkliwa, matowa biała plama (macula alba). Kolor zmiany jest skutkiem wzrostu porowatości szkliwa z powodu

demineralizacji. Następuje zwiększenie wskaźników refrakcji (załamania światła), który w przypadku szkliwa wynosi 1,62, a wody 1,33. Na skutek osuszenia zmiany następuje usunięcie wody z porów. Wypełniają się one powietrzem, o wskaźniku refrakcji 1,0. Widoczna biała plama bez osuszania szkliwa świadczy o większym zaawansowaniu zmiany. Próchnica początkowa może przyjmować również postać plamy brunatnej (macula fusca), której barwa spowodowana jest wnikaniem barwników z pożywienia w porowate szkliwo. W obrazie mikroskopowym plama próchnicowa przyjmuje kształt stożka, szczytem skierowanego do połączenia szkliwno-zębinowego, podstawę zaś stanowi zewnętrzna warstwa szkliwa. Kształt ten jest wynikiem szerzenia się procesu demineralizacji wzdłuż pryzmatów szkliwa.

Początkowa zmiana nie jest homogenna, wyróżnia się w niej cztery warstwy, w różnym stopniu zdemineralizowane. Ubytek substancji mineralnych wynosi od 1% w warstwie powierzchniowej i przezroczystej, do 25% w warstwie centralnej. Zjawisko to jest opisywane w piśmiennictwie jako podpowierzchniowa demineralizacja [Moreno i Zahradnik 1974]. Warstwa powierzchniowa zmiany jest prawie niezmieniona i przypomina zdrowe szkliwo.

Proces próchnicowy jest na tym etapie całkowicie odwracalny. W tym celu konieczne jest zastosowanie prostych metod, tj. dokładne usuwanie płytki nazębnej z danej powierzchni, unikanie częstego spożywania cukrów prostych oraz miejscowe stosowanie preparatów fluorkowych. Zabiegi te mają na celu remineralizację zmiany [Surdacka 2002, Surdacka i wsp. 2003, Surdacka i wsp. 2004, Anusavice 2005]. Zatrzymana wczesna zmiana próchnicowa jest bardziej odporna na działanie kwasów niż zdrowe szkliwo. Można ją uznać za bliźnię tkankową. Wczesne, nieinwazyjne leczenie próchnicy jest celem współczesnej stomatologii minimalnie interwencyjnej [Pitts 2004, Pitts 2004, Mickenautsch 2006, Aluchna i wsp. 2007, Cury and Tenuta 2009]. Określa się ją jako pewne filozoficzne podejście lekarskie do opieki stomatologicznej pacjenta. Jej celem jest przede wszystkim zachowanie naturalnej struktury i funkcji zębów poprzez zatrzymanie postępu choroby z równoczesną odbudową utraconych tkanek. Dąży się do ograniczenia leczenia chirurgicznego, nie tylko ze względu na wyższy koszt takiego leczenia, czy lęk pacjentów, ale przede wszystkim z uwagi na fakt, iż nie istnieje wciąż idealny materiał odtwórczy, który zastąpiłby własne tkanki zęba. Zwiększa się natomiast świadomość prozdrowotną pacjentów, działania profilaktyczne, wczesne wykrywanie choroby oraz leczenie jej najwcześniejszych stadiów za pomocą zabiegów remineralizujących, bądź o minimalnej inwazyjności.

Dawniej uważano, że granicznym momentem wdrożenia leczenia inwazyjnego jest zasięg demineralizacji sięgający połączenia szkliwno-zębinowego, bądź je przekraczające. Jednak

zmiany takie często występowały bez ubytku tkanek. Piśmiennictwo podaje, że tylko w ok. połowie takich zmian występował ubytek, reszta to zmiany sięgające zębiny bez ubytku tkanek [Bille i Thylstrup 1982, Pitts i Rimmer 1992, Hintze i wsp. 1998, Ismail 2006]. Współczesna stomatologia natomiast uważa, że dopiero powstanie ubytku i progresja zmiany upoważnia do podjęcia leczenia inwazyjnego [Pitts 2004, Nyvad 2004, Tanasiewicz 2010]. Istnieją różne podziały próchnicy zębów. Ze względu na przebieg dzieli się ją na ostrą, przewlekłą i zatrzymaną, ze względu na charakterystyczny obraz kliniczny: na nietypową, ukrytą, kwitnącą, okrężną i butelkową oraz ze względu na zaawansowanie zmian: na próchnicę początkową, powierzchowną, średnią i głęboką. Ponadto wyróżnia się próchnicę pierwotną i wtórną, prostą i powikłaną, szkliwa, zębiny i cementu korzeniowego. Ze względu na umiejscowienie zmian: próchnicę powierzchni gładkich (wolnych i stycznych) i powierzchni żujących. Diagnostyka początkowych zmian nie jest zadaniem łatwym. Problemy i dylematy dotyczące wykrywania zmian rozpoczynających się na powierzchniach żujących oraz stycznych wynikają przede wszystkim z anatomii tych miejsc. Próchnica zagłębień anatomicznych i bruzd rozpoczyna się najczęściej na bocznych ich stokach, natomiast trudności w wykrywaniu zmian na powierzchniach stycznych spowodowane są obecnością zęba sąsiedniego i w związku z tym ograniczoną ich widocznością. Próchnica w tych miejscach rozpoczyna się najczęściej pomiędzy punktem stycznym a brzegiem brodawki dziąsłowej. Przestrzenie aproksymalne zębów są miejscem częstej retencji resztek pokarmowych i płytki nazębnej, a ich usunięcie wymaga zastosowania dodatkowych przyrządów do higieny jamy ustnej. Zmiany próchnicowe wykrywane są w samym badaniu klinicznym, wizualno-dotykowym, dopiero w zaawansowanych stadiach, dlatego wymagane jest tu stosowanie dodatkowych metod diagnostycznych [Waly 1995, Chłapowska i Żmijewska 1999, Stookey i González-Cabezas 2001, Bader i wsp. 2001, Newman i wsp. 2009, Mirska-Miętek 2010].

Ocena testu diagnostycznego

Postawienie poprawnej diagnozy nie jest zadaniem łatwym zarówno w medycynie, jak i w stomatologii. Wykorzystuje się w tym celu obok badania podmiotowego i przedmiotowego, wzrokiem i dotykiem, również badania (testy, metody) dodatkowe. Wybór odpowiednich, właściwych w danej jednostce chorobowej, testów diagnostycznych jest bardzo istotny. Powinny one ułatwiać postawienie poprawnej diagnozy.

Obiektywnie choroba może występować, bądź nie, a dany test diagnostyczny może ją wykazać, bądź nie. Każde postawione rozpoznanie może mieć zatem wynik prawdziwie pozytywny (true positives – TP – zdiagnozowano chorobę, która faktycznie istnieje),

prawdziwie negatywny (true negatives – TN – wykluczono chorobę, której nie ma), ale również fałszywie pozytywny (false positives – FP – stwierdzono chorobę, mimo, że jej nie ma) i fałszywie negatywny (false negatives – FN – wykluczono chorobę, mimo jej obecności). W rzeczywistości zatem ilość osób zakwalifikowanych przez test do obu grup, może się różnić od stanu rzeczywistego.

Stosowane są dwie główne miary oceny trafności testu:

- **czułość** (ang. sensitivity) – opisuje zdolność wykrywania osób rzeczywiście chorych; stanowi odsetek osób chorych, u których wynik testu wykrywającego daną chorobę jest dodatni. Jest miarą zdolności testu do wykrycia choroby. Oblicza się ją wg wzoru:

$$\text{czułość} = \frac{TP}{TP + FN}$$

- **swoistość** (specificity) – opisuje zdolność wykrywania osób rzeczywiście zdrowych; stanowi odsetek osób zdrowych, u których wynik testu wykrywającego daną chorobę jest ujemny. Jest miarą zdolności testu do potwierdzenia nieobecności choroby. Oblicza się ją wg wzoru:

$$\text{swoistość} = \frac{TN}{FP + TN}$$

Oceniając test/badanie diagnostyczne podaje się również wartości predykcyjne wyniku dodatniego i wyniku ujemnego:

- **wartość predykcyjna dodatnia** (PPV – positive predictive value) – to prawdopodobieństwo, że osobnik miał chorobę mając pozytywny wynik testu. Jeśli więc badana osoba otrzymała pozytywny wynik testu, to PPV daje jej informację na ile może być pewna, że cierpi na daną chorobę.

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP}$$

- **wartość predykcyjna ujemna** (NPV – negative predictive value) – to prawdopodobieństwo, że osobnik nie miał choroby mając negatywny wynik testu. Jeśli więc badana osoba otrzymała negatywny wynik testu, to NPV daje jej informację na ile może być pewna, że nie cierpi na daną chorobę.

$$NPV = \frac{TN}{FN + TN}$$

Wartości predykcyjne dodatnie i ujemne są zależne od rozpowszechnienia choroby (od współczynnika chorobowości).

„Idealny” test diagnostyczny powinien wykrywać obecną chorobę (wysoka czułość testu – high sensitivity) oraz wykluczać chorobę, tam gdzie jej nie ma (wysoka specyficzność – high specificity). Test powinien być ponadto wiarygodny (validity), czyli skorelowany z wynikami referencyjnego badania diagnostycznego (tzw. „gold standard”), powtarzalny (reliability, te same wyniki przy tym samym badającym, intra-observer agreement) oraz jednoznaczny (te same wyniki przy różnych badających, inter-observer agreement). Powinien być również nieinwazyjny dla pacjenta, łatwy w użyciu, pomocny przy podejmowaniu decyzji terapeutycznych oraz mało kosztowny [Khan i wsp. 2001, Nyvad 2004, Huysmans i Longbottom 2004, Posiadła-Urban i Cieszko-Buk 2011].

Jakość danego testu (metody) diagnostycznego można ponadto przedstawić graficznie za pomocą krzywej ROC (ang. Receiver Operating Characteristic). Na współrzędnej x odkłada się 1-specyficzność (FP), a na współrzędnej y – czułość (TP). Krzywe ROC, jako technika analizy danych, zostały wprowadzone podczas II wojny światowej do analizy danych pochodzących z radarów. Miały pomagać operatorom radarów w podjęciu decyzji, czy zaobserwowany sygnał to wrogi czy sojusznicy statek, czy też tylko szum. Po pięćdziesięciu latach krzywe ROC wykorzystywane są w wielu obszarach analizy danych, szczególnie popularne są w analizie danych medycznych [Verdonschot i wsp. 1993, van Erkel i Pattynama 1998, Greiner i wsp. 2000, Obuchowski 2003, Park i wsp. 2004, Metz 2006, Pesce i wsp. 2010, Kumar i Indrayan 2011]

Jeśli test ma wysoką czułość (bliską 1) oznacza to, że będzie poprawnie kwalifikował osoby faktycznie chore, jeśli ma małą wartość 1-specyficzność – wtedy niewiele osób zdrowych zakwalifikuje jako chore. Im lepszy test, tym funkcja ROC będzie bardziej wklęsła. Pole pod krzywą ROC (AUC – ang. Area Under ROC Curve) jest miarą jakości danego testu. Przyjmuje wartości od 0 do 1. Wartość bliska 1 to idealny wynik, pole równe 0,5 to najgorszy układ [Obuchowski 2003, Park i wsp. 2004, Kumar i Indrayan 2011].

Ważność testu określa się porównując zgodność uzyskanych wyników z wynikami zewnętrznego badania referencyjnego, tzw. „złotym standardem” („gold standard”), badaniem dającym najbardziej wiarygodne i dokładne wyniki. Stanowi on punkt odniesienia przy ocenie nowych metod diagnostycznych. Wenzel i Hinze [1999] podają, jakie kryteria powinno

spełniać badanie stanowiące „złoty standard”: 1) powinno być powtarzalne, 2) powinno uwzględniać patoanatomiczny przebieg choroby, oraz 3) powinno być niezależne od testu diagnostycznego, który jest oceniany. „Złoty standard” jest kwestią wyboru [Nyvad 2004]. Zaleca się jednak, aby naukowiec wybierał do badań test oznaczający się najwyższym, możliwym stopniem wiarygodności, uwzględniając oceniane parametry (w przypadku nowych metod diagnostyki próchnicy nie zawsze głębokość zmiany jest najwłaściwszym kryterium ich oceny; mogą one badać aktywność zmiany bądź stopień infekcji bakteryjnej). Piśmiennictwo donosi również, że nie zawsze można wybrać najbardziej właściwy „złoty standard”, głównie ze względów etycznych oraz praktycznych [Nyvad 2004]. Dotyczy to głównie badań *in vivo*.

Dotychczas przy ocenie metod diagnostyki próchnicy zębów, naukowcy opierali się głównie na kryterium głębokości zmiany, oszacowanej na podstawie badania histologicznego, klinicznego albo radiologicznego [Hintze i Wenzel 2003]. W badaniach nad radiologiczną oceną zmian próchnicowych, Hintze i Wenzel [1996] dowiedli, przeprowadzając doświadczenia na tych samych zębach, że nie ma statystycznie istotnych różnic w ich ocenie w warunkach *in vivo* i *in vitro*. Wskazują, że z tego powodu, badania przeprowadzone *in vitro* mają swoje zastosowanie również w klinice, dlatego zalecają w ocenie nowych metod radiologicznej diagnostyki próchnicy, jako „złoty standard” badanie mikroskopowe skrawków zębów [Wenzel i Hintze 1999, Huysmans i Longbottom 2004].

2. Współczesne metody diagnostyki próchnicy

W ostatnich latach obserwuje się dynamiczny rozwój zaawansowanych metod diagnostycznych próchnicy zębów, ukierunkowanych na wykrywanie wczesnych stadiów choroby. Wynika z nich jednoznacznie, że nie ma dotychczas narzędzia idealnego, które określałoby dokładny zasięg i aktywność zmiany [Pitts 1997, Stookey i González-Cabezas 2001, Bader i wsp. 2001, Zandoná i Zero 2006, Ismail 2006, Bednarski i wsp. 2009]. W diagnostyce próchnicy, obok tradycyjnej metody wizualno-dotykowej, wykorzystuje się fakt fizycznych zmian zachodzących w tkankach objętych chorobą. Chodzi przede wszystkim o postępującą demineralizację, wzrost porowatości, przerwanie ciągłości tkanki oraz infekcję bakteryjną. W obecnych metodach diagnostycznych wykorzystuje się takie zjawiska fizyczne, jak:

ROZPRAWA DOKTORSKA

promieniowanie rentgenowskie

radiografia konwencjonalna

radiografia cyfrowa (Digital Radiography - DR)

radiografia subtrakcyjna (Digital Subtraction Radiography - DSR)

światło widzialne

Fiber Optic Transillumination – FOTI

Digital Fiber Optic Transillumination – DI-FOTI

Quantitative Light-induced Fluorescence - QLF

światło laserowe

DIAGNOdent

prąd elektryczny

Electrical Caries Monitor – ECM

Electrical Impedance Spectroscopy – EIS

ultradźwięki

Ultrasonic Caries Detector - UCD

i inne.

W badaniu wzrokiem ocenia się zmiany makroskopowe zachodzące w szkliwie w następstwie postępu choroby, jak zmiana barwy, przezierności, gładkości oraz połysku. Ząb należy odpowiednio przygotować do badania, tj. oczyścić, osuszyć oraz zastosować odpowiednie oświetlenie. Pomocne są ponadto przyrządy powiększające, jak lupy stomatologiczne czy kamery wewnątrzustne.

Fakt ubytku substancji mineralnych w przebiegu procesu próchnicowego wykorzystuje diagnostyka rentgenowska. Wiązka promieniowania X zostaje osłabiona przez znajdujące się na jej drodze tkanki. Miejsca pozbawione substancji mineralnych słabiej zatrzymują promieniowanie rentgenowskie i większa jego część dociera do detektora, ukazując się na radiogramie jako pole ciemniejsze (przejaśnienie radiologiczne), w przeciwieństwie do zdrowych części zęba, które zatrzymują większą część wiązki, dając na obrazie rtg obszary jaśniejsze.

W piśmiennictwie można znaleźć różne zdania naukowców na temat koniecznej demineralizacji tkanki zęba, aby zmiana była zauważalna na zdjęciu rentgenowskim. Są

zdania mówiące już o 5% utracie substancji mineralnych, a także o odwapnieniu rzędu 40% [Podsiadła-Urban i Cieszko-Buk 2011].

Analizując zdjęcie rtg, zmianę próchnicową rozpoznaje się po jej charakterystycznym wyglądzie. Ubytki na powierzchniach stycznych zwykle rozpoczynają się między punktem stycznym a brzegiem dziąsła. Strefa ta ma na zdjęciu rentgenowskim wymiar pionowy ok. 1-1,5mm i może się zwiększać wraz z obniżaniem się poziomu kości wyrostka zębodołowego. Ubytki wczesne, w zależności od stopnia utraty substancji mineralnych widoczne są jako wcięcie lub miseczka i obejmują nie więcej niż połowę grubości szkliwa, lub nie są widoczne. Przejaśnienie w ubytkach średnich przekracza co najmniej połowę grubości szkliwa. Ma najczęściej obraz trójkąta lub litery V, wierzchołkiem skierowanym w kierunku komory zęba. Może również występować jako rozległe przejaśnienie (obraz najrzadszy), lub jako połączenie obu powyższych typów. Zaawansowane ognisko próchnicy zajmuje całą grubość szkliwa oraz przekracza na zdjęciu granicę szkliwno-zębinową, z wierzchołkiem skierowanym do komory zęba.

Trudności interpretacyjnych dostarcza m.in. przejaśnienie przyszyjkowe (ang. cervical burnout), szerokie powierzchnie styczne, nakładanie się tych powierzchni przy stłoczeniach zębów (ang. overlapping) oraz zębina sklerotyczna, silniej mineralizowana i silniej zatrzymująca promienie rtg w stosunku do „normalnej” zębiny, którą można pomylić z przejaśnieniem. Diagnostykę utrudniają również nakładające się na ogniska próchnicy wypełnienia a także lokalizacja ubytku, nawet głębokiego na powierzchni policzkowej, bądź językowej zęba.

3. Diagnostyka powierzchni stycznych

Najwięcej trudności diagnostycznych sprawia wykrycie wczesnych zmian próchnicowych rozpoczynających się na powierzchniach zębów niedostępnych bezpośredniemu badaniu wzrokiem, jak powierzchnie styczne. W tych przypadkach niezbędne staje się zastosowanie dodatkowych metod diagnostycznych. Obecnie w praktyce klinicznej, obok badania wizualno-dotykowego, stosuje się badanie radiologiczne w wykrywaniu zmian na powierzchniach proksymalnych zębów. Naukowcy wciąż jednak poszukują nowych, doskonalszych metod wykrywania próchnicy [Hintze i wsp. 1998, Bader 2001, Hall i Girkin 2004, Pitts 2004].

Chłapowska i Żmijewska [1999], porównując metody wykrywania próchnicy na powierzchniach stycznych zębów, najwyższy odsetek zmian odnotowały na podstawie

badania radiologicznego (27,1%), niższy wykorzystując transiluminację (20,6%) oraz najniższy w badaniu klinicznym (17%). Autorki zauważają, że transiluminacja jest dobrą metodą nieinwazyjnego badania diagnostycznego próchnicy, ale tylko przy braku możliwości wykonania zdjęcia rentgenowskiego (np. przy stłoczeniu zębów).

Podobne badania przeprowadziła Mirska-Miętek [2010], jednak na większej grupie badawczej, liczącej 100 osób (3190 powierzchni stycznych zębów przedtrzonowych i trzonowych). Częstość występowania próchnicy w tej grupie, na powierzchniach stycznych wynosiła 98%. W badaniu radiologicznym 74,3% badanych powierzchni ujawniło obecność zmian próchnicowych ograniczonych do szkliwa (E), 11,5% - zmian osiagających obszar zębiny (D), w badaniu klinicznym odpowiednio 29% (E) i 7,8% (D), za pomocą transiluminacji – 35,8% (E) i 7,6% (D). Wskazując powyższe wyniki, autorka uważa, że technika radiologiczna jest najbardziej użyteczna w wykrywaniu wczesnych (ograniczonych do szkliwa), potencjalnie odwracalnych zmian, pozwalając wykryć dwukrotnie większą ich liczbę niż pozostałe metody.

Hintze i wsp. [1998] uważają wręcz metodę transiluminacji za najmniej godną zaufania. Pomimo podobnej swoistości wszystkich metod (0,9), czułość FOTI wynosiła jedynie 0,08, metody wizualnej – 0,12, a rentgenowskiej – 0,69. Peers i wsp. [1993] uzyskali natomiast w swoich badaniach, przeprowadzonych w warunkach *in vitro*, statystycznie istotną różnicę w ocenie czułości między oceną wizualną (0,38) a FOTI (0,67) i oceną rentgenowską (0,59) w ocenie występowania małych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych.

Vaarkamp i wsp. [2000] opisują, na podstawie badań przeprowadzonych pomiędzy styczniem 1985 roku, a marcem 1999 roku, mniejszą czułość FOTI (między 0,70±0,01 i 0,50±0,02) w porównaniu z badaniem rentgenowskim (1,0-0,71±0,01) w wykrywaniu próchnicy na powierzchniach stycznych zębów.

Pitts [1996] donosi, że stosując samo badanie kliniczne (metodę wizualno-dotykową) można pominąć aż połowę przypadków próchnicy na powierzchniach stycznych. Natomiast samo badanie rentgenowskie pozwala na wykrycie ponad 90% przypadków zmian na tych powierzchniach.

Rentgenodiagnostyka próchnicy również nie jest metodą idealną. Według piśmiennictwa, pole pod krzywą ROC dla próchnicy powierzchni żujących dochodzącej do zębiny wynosi ok. 0,7-0,8, oraz tylko 0,5-0,6 dla małych zmian na powierzchniach stycznych [Wenzel 1998]. Są jednak duże rozbieżności w tym zakresie.

W rentgenodiagnostyce próchnicy powierzchni stycznych wykorzystuje się najczęściej zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe [Wenzel 1998]. Technika ich wykonywania została przedstawiona przez Rapera już w 1925 roku. Pozwalają na równoczesną ocenę zębów szczęki i żuchwy danej strony łuku zębowego, przy minimalnym napromieniowaniu pacjenta. Obrazują zarówno powierzchnie styczne zębów, od dystalnej powierzchni kła do dystalnej powierzchni ostatniego trzonowca, jak i żujące. Za ich pomocą można wstępnie oszacować głębokość i rozległość ubytku oraz wypełnień.

Akarşlan i wsp. [2008] przeprowadzili badania porównujące wartość diagnostyczną zdjęć skrzydłowo-zgryzowych, zębowych oraz cyfrowych zdjęć pantomograficznych, bez oraz po zastosowaniu filtru. Autorzy wskazują na mniejszą wartość diagnostyczną cyfrowych zdjęć pantomograficznych, również po obróbce komputerowej obrazu, w porównaniu ze zdjęciami skrzydłowo-zgryzowymi i zębowymi na konwencjonalnym filmie. Autorzy twierdzą, że zdjęcia pantomograficzne mogą mieć jednakże pewną wartość przy wykrywaniu próchnicy na powierzchniach dystalnych zębów, głównie zębów trzonowych żuchwy, zwłaszcza przy „wytłoczeniu” (filtr reliefowy – ang. emboss filter) obrazu na monitorze.

4. Rentgenodiagnostyka stomatologiczna

W obrazowaniu szczękowo-twarzowym wykorzystuje się głównie zdjęcia zębowe (okołowierzchołkowe), skrzygłowo-zgryzowe i zgryzowe stanowiące zdjęcia wewnątrzustne oraz zdjęcia zewnątrzustne takie, jak pantomograficzne i cefalometryczne.

Zdjęcia rentgenowskie wewnątrzustne od dawna stanowią podstawę rozpoznania zmian próchnicowych. Przez lata wykonywane były one na tradycyjnych filmach rentgenowskich [Krzyżostaniak i wsp. 2011]. Dążono także do udoskonalenia jakości uzyskiwanych obrazów oraz zwiększenia czułości filmów. Jak podają Ludlow i wsp. [2001], najnowszy film o czułości F nie różni się statystycznie w wykrywaniu próchnicy od filmów o czułości D i E, ale daje możliwość obniżenia dawki promieniowania dla pacjenta.

Tradycyjne błony rentgenowskie są jednak coraz częściej zastępowane przez cyfrowe systemy rejestracji obrazu, z uwagi na ich liczne zalety. Należą do nich przede wszystkim: zmniejszenie, w odniesieniu do zdjęć wewnątrzustnych, dawki promieniowania dla pacjenta poprzez znaczące zmniejszenie czasu ekspozycji dzięki stosowaniu bardziej czułych detektorów, w związku z tym również szybsze uzyskanie zdjęcia; brak konieczności wywoływania zdjęcia oraz utylizacji potrzebnych do tego celu chemikaliów, większa

tolerancja warunków ekspozycji (kompensacja nieadekwatnej ekspozycji) oraz możliwość pokazania pacjentowi obrazu cyfrowego na komputerze i jego obróbki cyfrowej [van der Stelt 2005, Wenzel 2006, van der Stelt 2008, Parks 2008]. Zaznacza się również brak dalszych możliwości zwiększania rozdzielczości błon rentgenowskich zewnątrzustnych [Różyło-Kalinowska 2011].

4.1 Radiografia cyfrowa

Techniki cyfrowe zostały wprowadzone do radiologii stomatologicznej w 1987 roku przez doktora Francisa Mouyena [Wenzel 2002, Krzyżostaniak i Surdacka 2010], czyli wcześniej niż do radiologii ogólnolekarskiej. Dostępne systemy składają się z 3 podstawowych części: wytwarzającej promieniowanie X (Radio), rejestrującej obraz (Visio) oraz części graficznej, prezentującej obraz na monitorze (Graphy). Połączenie tych wyrazów daje nazwę „radiowizjografia” (zastrzeżoną przez firmę Trophy Radiologie, obecnie należąca do firmy Kodak Company, Rochester, N.Y.).

Radiologiczne systemy cyfrowe podzielono ze względu na rodzaj detektora promieniowania [Farman 2003, van der Stelt 2005, Różyło-Kalinowska i Jaroszewicz 2006, van der Stelt 2008, Parks 2008, Krzyżostaniak i Surdacka 2009]. Wyróżnia się tzw. sztywne detektory oraz płytki rejestrujące pokryte światłoczułym fosforem magazynującym (PSP, Photostimulable Storage Phosphor). Ostatnie, wykorzystywane wcześniej w radiologii medycznej (detektory promieniowania rentgenowskiego wykorzystujące fosfor magazynujący przedstawiła w 1981 roku firma Fuji), zostały wprowadzone do rentgenodiagnostyki stomatologicznej dopiero w 1994 roku, w systemie Digora [Gröndahl i wsp. 1996]. Detektory sztywne są wyposażone w półprzewodnik krzemowy- element CCD (Charge- Coupled Device) lub też są to elementy CMOS-APS (Complementary Metal Oxide Semiconductor - Active Pixel Sensors) [Borg 1999, Wenzel 2004, Różyło-Kalinowska i Jaroszewicz 2006].

Detektory sztywne składają się z kilku elementów albo tylko z wrażliwego na promieniowanie urządzenia CCD (jak w systemie Visualix/VIXA). W pierwszym przypadku promieniowanie rtg pada na specjalny ekran wzbudzając w nim fluorescencję, która następnie jest transmitowana do urządzenia CCD. Transmisja ta zachodzi przy udziale włókien optycznych lub, jak ma to miejsce w systemie Flash Dent, za pomocą soczewek [Scarfe i wsp. 1994].

Najnowszym osiągnięciem są detektory zawierające elementy CMOS-APS wykorzystujące technologię półprzewodnikową z parami uzupełniających się tranzystorów, opierającą się na

oddziaływaniu elektrycznym między metalem a tlenkiem. W każdy piksel wbudowany jest aktywny tranzystor. Dzięki temu zużywają one o wiele mniej energii, nawet do 100 razy mniej niż urządzenia CCD. Ponadto system APS eliminuje konieczność transferu ładunku przez półprzewodnik, jak ma to miejsce w urządzeniach CCD, uzyskując przez to większą wiarygodność obrazów oraz wydłuża się czas użytkowania detektora. Ponadto urządzenia te mogą być produkowane w fabrykach sprzętu komputerowego [Williams 2001, van der Stelt 2005, Różyło-Kalinowska i Jaroszewicz 2006].

Van der Stelt [2005], podobnie jak Versteeg i wsp. [1998] wymieniają wady systemów CCD: ich grubość, sztywność, niepodatność na zginanie, z czym wiąże się mniejsza tolerancja u pacjentów, zwłaszcza u dzieci. W związku z tym występują trudności z ich dokładnym umiejscowieniem w jamie ustnej, co dodatkowo utrudnia kabel odchodzący od detektora. Może to prowadzić do konieczności powtórzenia zdjęcia. Ponadto mają one mniejszą wielkość obszaru aktywnego w porównaniu z powierzchnią konwencjonalnego filmu.

Wyżej wymienione detektory zalicza się ponadto do tzw. systemów bezpośrednich, tzn. czujnik jest bezpośrednio, przez przewód, połączony z komputerem. Wynik badania jest widoczny niemal natychmiastowo na ekranie monitora. Pozwala to na szybką diagnostykę w trakcie leczenia oraz uwidocznienie pewnych szczegółów (np. przysłonięty kanał). Po dokonaniu korekty kąta padania promieni rtg, wykonuje się następne zdjęcie [Borg i wsp. 2000].

W systemach pośrednich natomiast, wykorzystujących fosfor magazynujący (PSP), detektor nie jest połączony z systemem przetwarzającym. Wymagane jest umieszczenie go po ekspozycji w specjalnym skanerze, który za pomocą lasera helowo-neonowego odczytuje ukryty obraz. Po zakończeniu odczytu płytkę naświetla się w celu wymazania z niej utajonego obrazu i przygotowania do kolejnej ekspozycji [Wenzel i Gröndahl 1995, Borg i wsp. 2000].

Jak wylicza van der Stelt [2005], płytki PSP są, w porównaniu do czujników CCD, bardziej giętkie i lepiej tolerowane przez pacjentów. Ponadto do ich niewątpliwych zalet należy zaliczyć nieograniczone do jednego, specjalnie dostosowanego stanowiska (brak łączącego przewodu) wykorzystanie, oraz porównywalną do konwencjonalnego filmu powierzchnię aktywną obszaru płytki.

Przewagę nad radiologią konwencjonalną obrazowanie cyfrowe wewnątrzustne zawdzięcza głównie obniżeniu dawki promieniowania dla pacjenta. Uzyskuje się to przede wszystkim dzięki znacznie wyższej czułości płytek i czujników na promieniowanie X niż filmu rtg.

Berkhout i wsp. [2004] i van der Stelt [2008] zwracają jednak uwagę, że redukcja dawki nie jest aż tak znaczna, jak niekiedy zapewniają producenci (nawet do 90%). Autorzy

podkreślają, że w porównaniu z obecnie obowiązującym standardem- filmem o czułości F, redukcja ta wynosi między 0 a 50%. Ponadto lekarze posiadający systemy cyfrowe częściej decydują się wykonać zdjęcie u pacjenta, niż, gdy pracowali z konwencjonalnym filmem. Dodatkowo trudności z umiejscowieniem czujnika w jamie ustnej zmuszają niejednokrotnie lekarza do powtórzenia ekspozycji. We wcześniejszych badaniach [Berkhout i wsp. 2003] autorzy ci uzyskali wyniki, wskazujące, w przypadku klinicystów używających PSP, na konieczność powtórzenia ekspozycji w 60% przypadków, natomiast przy czujnikach CCD nawet w 80%.

Bahrami i wsp. [2003] porównali cztery receptory systemów cyfrowych, podczas wykonywania zdjęć skrzydłowo-zdrylicowych, dwa czujniki CCD (Dixi i RVG) oraz dwa systemy oparte na płytkach z fosforem magazynującym (Digora i DenOptix). Stwierdzili, że dużo trudniej jest ustawić w prawidłowym położeniu do badania czujniki CCD, niż płytki PSP. Autorzy zanotowali także odczucia pacjentów podczas badania i stwierdzili większy ich dyskomfort podczas używania detektorów cyfrowych (z wyjątkiem płytki DenOptix) niż filmu.

Jak wynika z piśmiennictwa, czujniki CCD nie są optymalne przy wykonywaniu zdjęć skrzydłowo-zgryzowych ponieważ są grubsze, mniej podatne na zginanie, są mniejsze niż film rozmiar 2 oraz są zaopatrzone w kabel wychodzący z ust pacjenta. Badania Wenzel i Møystad [2001a, 2001b] dowodzą, że klinicyści z Norwegii, pracujący z czujnikami CCD, częściej używają filmu do zdjęć skrzydłowo-zgryzowych (27%), niż ci, którzy używają płytek PSP (4%).

Do niewątpliwych zalet systemów cyfrowych należą możliwości, jakie daje następnie analiza i przekształcanie obrazu na monitorze komputera oraz dokonywanie pomiarów [Versteeg i wsp. 1997, Mol 2000, Parks i Williamson 2002, van der Stelt 2005, Różyło-Kalinowska i Jaroszyńska 2008, Gormez i Yilmaz 2009, Ying-liang i wsp. 2009]. Podstawą matematyczną *processingu* obrazu są algorytmy modyfikacji i analizy obrazu. Wyróżnia się *preprocessing*, czyli wstępną obróbkę obrazu podczas akwizycji, oraz *postprocessing*, obróbkę obrazu po jego zapisaniu. Jak podają Różyło-Kalinowska i Jaroszevska [2008], wśród algorytmów modyfikacji obrazu wymienia się: metody wzmocnienia obrazu, wzmocnienie dziedziny koloru, liniową funkcję transformacji obrazu, nieliniową transformację obrazu, modyfikację histogramu, wyostrenie obrazu, transformację Fouriera, eliminację szumu z obrazu, wygładzenie przestrzenne oraz filtry częstotliwości i filtr Wienera. Możliwa jest zmiana prezentacji obrazu, czyli jego powiększenie, pomniejszenie, obroty czy odbicie lustrzane. Wśród niektórych możliwości *postprocessingu* wymienia się zmianę rozkładu wartości

szarości, w postaci: korekty kontrastu i jasności obrazu, zastosowanie pseudokoloru, zmiany negatyw-pozytyw oraz pomiary gęstości optycznej tkanek (tomosynteza).

Przydatną również z klinicznego punktu widzenia, właściwością obrazów cyfrowych jest możliwość automatycznej kompensacji ekspozycji (Automatic Exposure Compensation - AEC) [Yoshiura i wsp. 2005]. Funkcja ta należy do *preprocessingu*. Po nieodpowiednim ustawieniu parametrów ekspozycji promieniowania, czyli prześwietleniu lub niedoświetleniu czujnika, przed ukazaniem się obrazu na monitorze następuje jego korekta, tak, aby zminimalizować spadek wartości diagnostycznej. Funkcja ta eliminuje konieczność ręcznej manipulacji obrazem i skraca czas analizy zdjęcia. Nie ma wówczas konieczności ponownego wykonywania zdjęcia, jak ma to miejsce w przypadku filmu.

Porównanie *preprocessingu* i *postprocessingu* obrazu w wykrywaniu próchnicy na powierzchniach stycznych przeprowadzili w swoich badaniach Møystad i wsp. [2003]. Wykorzystano w nich system Digora z użyciem wstępnej obróbki przed akwizycją obrazu oraz indywidualne przekształcanie obrazu po jego uzyskaniu. Autorzy donoszą, że skuteczność diagnostyczna w obu przypadkach jest porównywalna, jednak czas analizy zdjęcia był dłuższy w przypadku jego ręcznej korekty.

5. Tomografia komputerowa rys historyczny

W ostatnich latach obserwuje się gwałtowny rozwój radiografii stomatologicznej, głównie dzięki coraz doskonalszemu oprogramowaniu komputerowemu. Dotyczy on zarówno systemów radiografii cyfrowej, jak i nowych technik. W obrazowaniu szczękowo-twarzowym wykorzystuje się, jak już wspomniano, przede wszystkim zdjęcia zębowe, skrzydłowo-zgryzowe, pantomograficzne oraz cefalometryczne. W wielu przypadkach jednak nie dają one dostatecznie dobrego zobrazowania tkanek, zwłaszcza w przypadku implantologii, schorzeń stawu skroniowo-żuchwowego czy chorób przyzębia okołowierzchołkowego i brzeżnego, bądź problemów endodontycznych. Główne ograniczenia wiążą się z zapisem tkanek trójwymiarowych na obrazie dwuwymiarowym. Docierająca do detektora wiązka promieniowania X zostaje po drodze osłabiona przez różne, znajdujące się na jej drodze, tkanki. Na zdjęciu widzimy obraz sumacyjny. W dostrzeżeniu szczegółów przeszkadzają nakładające się na siebie struktury, np. korzenie czy guzki zębów oraz powstające artefakty i zniekształcenia.

Zacząto więc poszukiwać sposobu eliminacji nakładających się cieni oraz ukazania trzeciego wymiaru. Proponowano początkowo wykonywanie większej ilości projekcji badanego

miejsca lub oddzielanie obrazów za pomocą stereoskopii. W końcu jednak rozwinięto technikę zdjęć warstwowych, nazywaną dzisiaj tomografią konwencjonalną [Leszczyński 2000, Krzyżostaniak i Surdacka 2010]. Wśród jej pionierów wymienia się polskiego radiologa Karola Mayera, który w 1914 roku zaproponował metodę wykonywania zdjęć, gdzie wokół leżącego pacjenta synchronicznie oraz w przeciwnych kierunkach poruszały się lampa rentgenowska oraz film. Pierwszy natomiast prawdziwy system tomograficzny opisał w 1917 roku Andrè-Edmund-Marie Bocage. Wśród kolejnych pionierów tomografii wymienia się ponadto Valebona, Ziedses des Plantes, czy Gustawa Grossmanna. W 1936 roku Sherwood Moore zbudował tomograf spiralny, a w roku 1949 Fin, profesor radiologii stomatologicznej, Yrjo Veli Paatero opisał wykonywanie zdjęć warstwowych zębów i stawów skroniowo-żuchwowych, czyli pantomografię. Od 1940 roku tomografia była w powszechnym użytku. Ponieważ jednak często obrazy warstw ciała były nieostre, a struktury na nich zatarte i trudne do oceny, równoległe z postępem w matematyce, osiągnięciami w technologii radiologicznej i komputeryzacji, zaczęto poszukiwać innych rozwiązań. W latach 1970-tych rozwinęła się tomografia komputerowa (CT). Programy komputerowe korygowały nieostrości oraz rekonstruowały obraz. Już w 1917 roku, austriacki matematyk J. H. Radon podał równanie matematyczne, które umożliwiało rekonstrukcję trójwymiarową obiektu z dużej ilości jego rzutów dwuwymiarowych. Allen MacLeod Cormack opisał następnie podstawy teoretyczne, a w roku 1968 Godfrey Newbold Hounsfield, we współpracy z firmą „Electric and Musical Industries” (EMI), skonstruował pierwszy skaner do tomografii komputerowej [Sukovic 2003, Kau i wsp. 2009]. Pierwszy aparat służył jedynie do tomografii głowy, a wykonanie jednej warstwy trwało cztery i pół minuty. Obaj naukowcy, za prace prowadzone niezależnie, otrzymali w 1979 roku Nagrodę Nobla w dziedzinie medycyny.

W kolejnych generacjach tomografów, pojedyncza wiązka promieniowania rentgenowskiego została zastąpiona wiązką w kształcie wachlarzowatym oraz zwiększano liczbę detektorów, z pojedynczego do ułożonych pierścieniowato.

6. Tomografia wolumetryczna

6.1 Podstawy techniczne

Pierwszy skaner do tomografii wolumetrycznej (zwanej też tomografią komputerową z wiązką promieniowania w kształcie stożka - Cone Beam Computed Tomography – CBCT, bądź tomografią stożkową), zaprojektowany do badań angiograficznych, został zbudowany na

początku lat 80-tych. [Saint-Félix i wsp. 1994, Kawata i wsp. 1996, Schueler i wsp. 1997, Ning i wsp. 2000]. Kolejne systemy wykorzystywano także do planowania terapii radiacyjnej, badań mammograficznych oraz otolaryngologicznych [Farman i Scarfe 2009]. Prace nad tomografem wykorzystywanym do obrazowania szczękowo-twarzowego prowadziły w latach 1990-tych, niezależnie od siebie, grupy naukowców z Japonii [Arai i wsp. 1999] oraz z Włoch [Mozzo i wsp. 1998]. Pierwszy komercyjny system CBCT do obrazowania szczękowo-twarzowego, NewTom (Quantitative Radiology, Verona, Italy) [Mozzo i wsp. 1998] został zatwierdzony przez FDA (Food and Drug Administration) w kwietniu 2001 roku [Farman i Scarfe 2009]. Od tego czasu powstało wiele nowych urządzeń bazujących na technice CBCT, co pozwoliło na ich dalszy rozwój oraz odkrycie kolejnych zastosowań.

Tomografia komputerowa CBCT wykorzystuje promieniowanie X nie jako wachlarzową wiązkę, lecz w kształcie stożka [Mozzo i wsp. 1998, Sukovic 2003, Farman i Scarfe 2009, Miracle i Mukherji 2009, De Vos i wsp. 2009, Krzyżostaniak i Surdacka 2010]. Zastosowano w niej również dwuwymiarowy detektor. Obrót urządzenia, tj. lampy i detektora wokół obiektu o 180° , lub częściej o 360° , pozwala na szybkie uzyskanie danych koniecznych do rekonstrukcji dwu- lub trzywymiarowych obrazów. Pozycja pacjenta w czasie badania w aktualnie dostępnych skanerach CBCT jest najczęściej stojąca lub siedząca – badanie przypomina badanie pantomograficzne, lub rzadziej leżąca.

Wyróżnia się tu czas skanowania, czyli czas całego badania oraz czas ekspozycji, czyli jedynie czas działania promieniowania X. W większości obecnie dostępnych skanerów CBCT zastosowana jest ekspozycja pulsacyjna. Technika ta znacząco redukuje dawkę promieniowania dla pacjenta. Ekspozycja ciągła jest stosowana jedynie w czterech dostępnych aparatach: Accuitomo, CB Mercuray, Iluma Ultra Cone i PreXion 3D [Scarfe i Farman 2008]. Objętość skanowanych danych jest zależna od wyznaczanego obszaru FOV (field of view).

6.2 Wielkość pola obrazowania (FOV – field of view)

FOV (field of view) jest to wielkość obszaru skanowania. Jest nią dokładnie pewna objętość tkanek, mająca kształt kuli lub cylindra, stąd nazwa obrazowanie wolumetryczne, czyli objętości. FOV jest przypisany danemu urządzeniu CBCT, albo możliwy do ustawienia, zwłaszcza w nowszych aparatach. Zależy od rozmiaru detektora, geometrii projekcji promieniowania X oraz wybranej kolimacji (tam, gdzie jest to możliwe). Urządzenia dostępne aktualnie na rynku można sklasyfikować w zależności od objętości obrazowanych tkanek:

z dużym polem obrazowania - large FOV (6-12 cali, tj. 15-30,5 cm), z małym polem - limited FOV (1,6-3,1 cala, tj. 4-8 cm) [Macdonald-Jankowski i Opre 2007, Kau i wsp. 2009, Farman i Scarfe 2009, Tetradis i wsp. 2010] oraz systemy ze średnim FOV. W zależności od konkretnych wskazań u danego pacjenta dobiera się odpowiedni obszar skanowania tkanek. Może być on ograniczony do pojedynczych zębów, bądź stawu skroniowo-żuchwowego (średnia wysokość FOV wynosi wówczas 5cm lub mniej), do pojedynczego łuku zębowego (5cm - 7cm), do obu łuków (7cm - 10cm), obejmować cały region szczękowo-twarzowy (10cm – 15cm) albo również czaszki (powyżej 15cm) [Scarfe i Farman 2008]. W niektórych systemach CBCT występuje możliwość „zszywania” (z ang. *stitching*) mniejszych zeskanowanych objętości w jeden większy obraz.

6.3 Woksele

Obraz dwuwymiarowy składa się z pojedynczych małych elementów, uporządkowanych w prostokątną siatkę (matrix) – pikseli (od słów z ang. *picture* i *element*, czyli element obrazu). To ich wielkość decyduje o rozdzielczości obrazu. Każdy piksel można określić za pomocą trzech cyfr: współrzędnej x, współrzędnej y (określają one jego położenie) oraz cyfry określającej poziom szarości, który zależy od stopnia osłabienia promieniowania, podczas gdy przechodzi ono przez tkanki. Obrazy radiologiczne mogą mieć różną skalę szarości, np. skala 8 bitowa obejmuje 256 odcieni szarości, skala 12 bitowa- 4096 odcieni, a skala 16 bitowa- 65536 odcieni szarości.

W obrazach trójwymiarowych natomiast występują jednostki objętości, czyli woksele (z ang. *volume* i *pixel*). Wyróżnia się w nich trzeci wymiar, czyli głębokość (oś z). Zależna jest ona, w przypadku tomografii komputerowej CT, od ustawionej grubości skanowanych warstw, czyli woksele mają kształt prostopadłościanu o różnej głębokości (są anizotropowe). W tomografii CBCT natomiast woksele są równe w każdym z trzech wymiarów, mają kształt sześcianu (są izotropowe). W dostępnych systemach ich wielkość rozpoczyna się już od 0,076mm [Patel i wsp. 2007, Farman i Scarfe 2009].

6.4 Detektory promieniowania

Rejestracja obrazu w pierwszych urządzeniach CBCT odbywała się przy użyciu wzmacniacza obrazu połączonego z urządzeniem CCD za pomocą włókien optycznych

(z ang. image intensifier tube/charged couple device, IIT/CCD). Technologia ta wyparta została jednak przez detektory typu *flat panel* (z ang. flat panel detektor - FPD) [Baba i wsp. 2002, Baba i wsp. 2004, Spahn 2005, Gupta i wsp. 2008, Scarfe i Farman 2008]. Detektory te dzieli się w zależności od sposobu przekształcania sygnału, tj. promieniowania rentgenowskiego na ładunek elektryczny. Konwersja ta może zachodzić w sposób bezpośredni lub w sposób pośredni przy wykorzystaniu kwantów światła [Spahn 2005].

Detektory typu *flat panel* bazujące na pośrednim przenoszeniu sygnału składają się z zespołu układów fotodiod pokrytych amorficznym/bezpostaciowym krzemem (a-Si) bądź selenem (a-Se), tranzystorów TFT (Thin-Film Transistor) oraz dodatkowo z warstwy scyntylatora. Scyntylator składa się najczęściej z jodku cezu (CsI) albo Gd_2O_2S (gadolinium oxysulfide). Promieniowanie X jest wykrywane bezpośrednio za pomocą warstwy scyntylatora, który zamienia je na światło widzialne, które jest następnie rejestrowane przez szereg fotodiod i przekształcane w sygnały elektryczne [Spahn 2005, Körner i wsp. 2007, Scarfe i Farman 2008, Gupta i wsp. 2008, Miracle i Mukherji 2009]. Konfiguracja detektorów typu *flat panel* jest mniej skomplikowana, ponadto zapewniają lepszy zakres dynamiki (z ang. dynamic range - DR) i lepsze właściwości niż technologia II/CCD [Scarfe i Farman 2008]. Wzmacniacze obrazu mogą ponadto powodować zniekształcenia obrazu, zwłaszcza jego obwodowych części (z ang. volumetric „cone cuts”). Obrazy otrzymane za pomocą systemów wykorzystujących detektory II/CCD charakteryzują się ponadto większym poziomem szumów [Baba 2004].

7. Właściwości detektorów

W technice radiografii konwencjonalnej film rentgenowski służy zarówno do zbierania danych, prezentacji i archiwizacji. Techniki cyfrowe natomiast dają możliwość przetwarzania obrazów praktycznie na każdym etapie, począwszy od ich akwizycji, poprzez etap przetwarzania danych do etapu ich prezentacji. Detektory cyfrowe służą jako medium do zbierania danych. Opisywane są za pomocą parametrów, takich jak: rozmiar matrycy, kwantowa efektywność detekcji (z ang. detective quantum efficiency – DQE), funkcja przenoszenia modulacji (z ang. modulation transfer function - MTF) i zakres dynamiki (z ang. dynamic range - DR) [Spahn 2005, Körner i wsp. 2007, Gupta i wsp. 2008, Miracle i Mukherji 2009].

Rozmiar matrycy opisuje liczbę elementów obrazu – pikseli. Każdy z nich na obrazie można przedstawić za pomocą trzech wartości: współrzędnej x , współrzędnej y oraz wartości poziomej szarości. Od ich wielkości zależy rozdzielczość przestrzenna obrazu.

7.1 Funkcja przenoszenia modulacji (modulation transfer function-MTF) i rozdzielczość przestrzenna obrazu

Rozdzielczość przestrzenna definiowana jest jako najmniejsza odległość pozwalająca rozróżnić dwie równoległe linie bądź punkty jako oddzielne. Praktycznie jej wartość podawana jest jako możliwość rozróżnienia liczby linii na jednostkę długości, zwykle 1mm (line pairs per millimeter – lp/mm). Zgodnie z teorią częstotliwości Nyquist'a, mając wielkość piksela obrazu a , maksymalna rozdzielczość jaką można otrzymać wynosi $a/2$, czyli dla rozmiaru piksela 200 μ m, maksymalna rozdzielczość wynosić będzie 2,5lp/mm.

W badaniach rozdzielczość najczęściej określa się jako częstotliwość (gęstość) przestrzenna linii czarnych i białych przy której ich kontrast uzyskuje określony poziom (10% lub 50% wartości maksymalnej).

Funkcja przenoszenia modulacji MTF służy do opisu rozdzielczości przestrzennej systemu lub któregoś z jego komponentów. Przedstawia ona zmianę współczynnika modulacji (który opisuje kontrast) w dziedzinie częstotliwości przestrzennych [Spahn 2005, Körner i wsp. 2007, Watanabe i wsp. 2010].

Jest to metoda szacowania wydajności systemu służąca do określania współczynnika odwzorowania kontrastu lub ostrości. MTF opisuje przeniesienie kontrastu obiektu na poziom intensywności kontrastu obrazu. Opisuje ona w jaki sposób odtwarzane są na obrazie szczegóły obiektu w funkcji częstotliwości przestrzennej. Jeżeli wszystkie częstotliwości przestrzenne przechodzą przez system z jednakową mocą, to MTF systemu wynosi 1 (100%) dla wszystkich częstotliwości przestrzennych; natomiast, gdy wartość MTF systemu równa się 0, żadna informacja nie jest dostępna. Wartość 0,5 wskazuje, że 50% informacji jest zebranych. Minimalne wartości MTF, aby rozpoznać małe obiekty na obrazie o niskim poziomie szumów, wynoszą 0,04 (4%) do 0,05 (5%).

Badania nad funkcją przenoszenia modulacji (MTF) systemów CBCT i rozdzielczością przestrzenną przeprowadzili m.in. Arai i wsp. [1999]. Wykorzystując system Ortho-CT z detektorem II/CCD, określili jego rozdzielczość przestrzenną na 2,0 lp/mm, zarówno w kierunku poziomym jak i pionowym na podstawie analizy MTF. Podobne wyniki otrzymali

również Araki i wsp. [2004] badając system CB Mercuray (1,3-2,3 lp/mm). Gupta i wsp. [2008] podają częstotliwość przestrzenną dla aparatu CBCT z detektorem typu *flat panel*, przy punkcie odcięcia 10% MTF, między 24-26lp/cm. Watanabe i wsp [2010] wykreślając krzywe MTF dla wszystkich trzech kierunków dla skanera 3D Accuitomo CBCT, otrzymali znacząco wyższą rozdzielczość przestrzenną w kierunku osi z.

Dla porównania, Farman i Farman [2005] porównując 18 różnych detektorów stosowanych w radiografii stomatologicznej, wykazali najwyższą rozdzielczość m.in. dla filmu Kodak InSight (20 lp/mm) czyli prawie dziesięciokrotnie wyższą niż systemów tomografii CBCT.

7.2 Kwantowa efektywność detekcji (z ang. detective quantum efficiency - DQE)

Kwantowa efektywność detekcji charakteryzuje ogólną skuteczność detektora systemu obrazującego [Spahn 2005, Körner i wsp. 2007, Miracle i Mukherji 2009]. Opisuje efektywność systemu do przetwarzania kwantów promieniowania na informację zawartą w obrazie. Idealny detektor wykazuje wartość DQE na poziomie 100%, co oznacza, że 100% padających kwantów promieniowania jest wykrywanych. W rzeczywistości jednak jego wartości są niższe. Wartość tego wskaźnika świadczy o minimalnej dawce promieniowania potrzebnej do otrzymania obrazu. Im większa wartość, tym mniejsza dawka promieniowania jest potrzebna do uzyskania obrazu przy założonym współczynniku sygnału do szumu - SNR (z ang. signal-to-noise ratio) lub kontraście. Wskaźnik DQE oblicza się jako porównanie (iloraz) współczynnika SNR na wyjściu układu do współczynnika SNR na jego wejściu w funkcji częstotliwości przestrzennej [Spahn 2005]. DQE jest zależny od parametrów ekspozycji promieniowania, częstotliwości przestrzennej, MTF oraz od rodzaju materiału, z którego detektor jest wykonany [Körner i wsp. 2007].

Spahn [2005] porównał w swoim artykule DQE dla technologii najczęściej wykorzystywanych w radiografii stomatologicznej, tj filmu, systemów wykorzystujących fosfor magazynujący (PSP) i bazujących na detektorach typu *flat panel*. Wartości tego parametru dla filmu i płytek PSP okazały się niskie, rzędu 20% i 30% dla częstotliwości przestrzennej 1 lp/mm. Dla systemów wykorzystujących detektory typu *flat panel* (FPD) bezpośrednie (z bezpostaciowym selenem) DQE wynosi średnio 0,35, natomiast dla systemów *flat panel* pośrednich (z warstwą scyntylatora CsI) 0,6-0,7 [Cowen i wsp. 2008]. Wyższe wartości parametru DQE świadczą o większej efektywności systemów FPD pośrednich, co jest powiązane z wyższą jakością otrzymanych obrazów oraz potencjalną

możliwością zmniejszenia dawki promieniowania dla pacjenta, bez straty dla jakości obrazu [Spahn 2005]

7.3 Zakres dynamiki (DR - dynamic range)

Zakres dynamiki mówi o rzędzie wielkości/intensywności padającego sygnału (promieniowania) na detektor, który może być wychwycony i przetworzony na obraz [Spahn 2005, Körner i wsp. 2007, Miracle i Mukherji 2009]. Film wymaga określonych warunków ekspozycji; jego nadmierna lub niedostateczna ekspozycja powodują gorszą jakość obrazu, bądź jest on w ogóle nieczytelny. Detektory cyfrowe mają znacznie większy „zakres tolerancji” w przypadku nieudanej ekspozycji, dając czytelny i diagnostycznie wartościowy obraz.

Park i wsp. [2007] porównując fizyczne właściwości tomografów CBCT i tomografów spiralnych (conventional helical computed tomography - CHCT), dowiedli, że wartości funkcji przenoszenia modulacji (MTF) dla CBCT były wyższe niż dla CHCT dla wszystkich częstotliwości przestrzennych oraz wartości DQE dla CBCT były wyższe, niż dla CHCT.

8. Jakość obrazu

8.1 Promieniowanie rozproszone

Wśród głównych ograniczeń tomografii wolumetrycznej wymienia się artefakty, szum obrazu, oraz gorszy kontrast tkanek miękkich.

W tomografii wolumetrycznej wiązka promieniowania rentgenowskiego na kształt stożka. Napromieniowana jest równocześnie znaczna objętość tkanek. W rezultacie duża ilość fotonów ulega rozproszeniu podczas przechodzenia przez tkanki, zwłaszcza zbitych, o dużej gęstości. Jest to głównie rozpraszanie typu Comptona. Promieniowanie rozproszone rozchodzi się w różnych kierunkach. Jest ono także rejestrowane przez detektor, który nie rejestruje wówczas właściwego osłabienia wiązki promieniowania po jej przejściu przez obiekt. Zjawisko to jest przyczyną degradacji obrazu/ograniczenia jakości obrazu.

Promieniowanie rozproszone zwiększa dawkę promieniowania dla pacjenta, redukuje kontrast obrazu oraz zwiększa ilość w nim szumów. Jego ilość określa się za pomocą wskaźnika SPR

(scatter-to-primary ratio), czyli stosunkiem promieniowania rozproszonego do promieniowania pierwotnego. Wynosi on dla konwencjonalnej tomografii komputerowej (z wiązką promieniowania wachlarzowatą) bądź tomografii spiralnej ok. 0,05-0,15, natomiast dla tomografii CBCT aż 0,4-2,0 [Scarfe i Farman 2008, Miracle i Mukherji 2009].

Na ilość generowanego promieniowania rozproszonego wpływają takie czynniki, jak geometria obszaru obrazowania i występowanie pustych przestrzeni (przestrzeni wypełnionych powietrzem), głębokość obszaru obrazowania (oś z) oraz energia wiązki promieniowania X [Siewerdsen i wsp. 2004]. W celu jego zredukacji należy przede wszystkim ograniczyć obszar skanowania do minimum, regulować/modulować wiązkę promieniowania X (ograniczyć w niej fotony o niskiej energii) oraz stosować jej kolimację. W piśmiennictwie omawia się filtrację wiązki promieniowania u źródła, jej kolimację, filtrację kompensacyjną (z ang. compensating filtration) [Graham i wsp. 2007], stosowanie siatek przeciwrozproszeniowych [Siewerdsen i wsp. 2004] czy coraz nowszych algorytmów korygujących [Ning i wsp. 2004, Miracle i Mukherji 2009].

8.2 Szum i stosunek sygnału do szumu SNR (signal-to-noise ratio)

Szum na obrazie manifestuje się jako niekonsekwentne i niejednorodne osłabienie wiązki występują różne wartości szarości między punktami jednorodnego obiektu, czyli występuje duże odchylenie standardowe wartości szarości jednorodnego obiektu. Jest to spowodowane ograniczeniami konstrukcyjnymi (jakość detektorów, niedoskonałe algorytmy rekonstrukcji) oraz naturą promieniowania rentgenowskiego i jego oddziaływaniem z materiałą (promieniowanie rozproszone).

Na obrazach radiologicznych wyróżnia się szum anatomiczny i szum radiologiczny. Szum radiologiczny można przedstawić jako wartość absolutną i względną. Absolutna ilość szumu odnosi się do całkowitej (bezwzględnej) wielkości fluktuacji na obrazie i obliczana jest za pomocą odchylenia standardowego histogramu odcieni szarości obrazu. Przedstawiana jest za pomocą wskaźnika NPS (z ang. noise power spectrum). Ilość szumu można również przedstawić względem sygnału, za pomocą stosunku sygnału do szumu – SNR (z ang. signal-to-noise ratio). Stanowi on iloraz średniej wartości poziomu szarości piksela w obszarze zainteresowania (z ang. region of interest - ROI) i odchylenia standardowego tej wartości.

Powstało kilka publikacji omawiających zagadnienie szumu na obrazach z CBCT [Siewerdsen i Jaffray 2000, Baba i wsp. 2004, Park i sp. 2007, Pindea i wsp. 2008]. W tomografii wolumetrycznej wykorzystującej detektory typu *flat panel* parametr SNR jest

wyższy niż dla detektorów typu II/CCD przy tym samym polu detektora [Baba i wsp. 2004]. Natomiast wartość wskaźnika NPS (noise power spectrum) dla tomografii wolumetrycznej jest wyższa w porównaniu z tomografią spiralną [Park i wsp. 2007]

8.3 Artefakty

Artefakty można zdefiniować jako pewne dodatkowe uwidocznione struktury na zrekonstruowanym obrazie, które nie występują na badanym obiekcie. Są to pewne zniekształcenia lub błędy występujące na obrazie nie związane z obiektem poddanym badaniu [Scarfe i Farman 2008, Schulze i wsp. 2011]. Artefakty można podzielić w zależności od przyczyny/ czynnika je powodującego na: wynikające z właściwości fizycznych promieniowania X, zależne od pacjenta, zależne od skanera oraz wynikające z kształtu wiązki promieniowania.

8.3.1 Artefakty wynikające z charakteru promieniowania rentgenowskiego

Artefakt utwardzania wiązki (ang. *beam hardening artefact*) lub osłabiania wiązki. Artefakty tego typu wynikają z niejednorodnego energetycznie charakteru wiązki promieniowania rentgenowskiego. Podczas przechodzenia promieniowania przez tkanki, znacznie bardziej prawdopodobne jest, że szybciej zaabsorbowane zostają fotony o mniejszej energii, niż te o energii wysokiej. Dlatego, przechodząc przez materię, średnia energia wiązki wypadkowej wzrasta, natomiast jej natężenie maleje. Stopień zmniejszenia natężenia zależy od energii wiązki padającej oraz składu pochłaniającego ją obiektu. Utwardzanie wiązki powoduje dwa rodzaje artefaktów [Scarfe i Farman 2008]: typu *cupping* oraz pojawienie się smug i ciemnych pasów pomiędzy obiektami o dużej gęstości. Artefakty typu *cupping* to utwardzanie wiązki promieniowania związane z jej nieliniowym osłabieniem. Głównym ich źródłem są silnie zatrzymujące promieniowanie rentgenowskie elementy metalowe w jamie ustnej, jak wypełnienia amalgamatowe, implanty, elementy aparatów ortodontycznych czy uzupełnień protetycznych [Draenert i wsp. 2007, Zhang i wsp. 2007, Schulze i wsp. 2010, Pauwels i wsp. 2011, Schulze i wsp. 2011]. Pojawiają się one jako pasma, które mogą przebiegać od matalicznego przedmiotu aż do tkanek miękkich na obwodzie obrazu. Ponieważ wiązka promieniowania w tomografii stożkowej jest heterochromatyczna i ma niższą średnią energię w porównaniu z konwencjonalną CT, powyższe artefakty są silniej zaznaczone na obrazach otrzymanych z tomografii CBCT [Scarfe i Farman 2008]. W celu zminimalizowania artefaktów pochodzących od elementów metalowych, te powinny być jeśli

to możliwe usunięte przed badaniem, jak biżuteria, protezy szkieletowe. Należy ponadto ograniczyć FOV do niezbędnego obszaru, wykluczając z niego metalowe wypełnienia bądź implanty, ewentualnie zmienić pozycję pacjenta, lub rozseparować łuki zębowe [Scarfe i Farman 2008]. Prowadzone są również badania nad algorytmami redukującymi te artefakty [Zhang i wsp. 2007, Meilinger i wsp. 2011].

8.3.2 Artefakty zależne od pacjenta

Artefakty ruchowe pojawiają się przy poruszeniu pacjenta podczas badania. Demonstrują się głównie jako nieostrości obrazu bądź podwójne kontury obiektu [Holberg i wsp. 2005, Scarfe i Farman 2008, Zhang i wsp. 2010, Schulze i wsp. 2011, Rit i wsp. 2011]. Ruchy głowy pacjenta można ograniczyć poprzez jej mechaniczną stabilizację oraz skrócenia czasu badania.

8.3.3 Artefakty zależne od skanera/aparatu tomograficznego

Zwykle przybierają one postać pierścieni lub kół i spowodowane są najprawdopodobniej niedoskonałością, defektami lub brakiem kalibracji detektora [Schulze i wsp. 2011]

8.3.4 Artefakty wynikające ze stożkowego kształtu wiązki promieniowania

Cone-beam effect wynika z kształtu stożkowej wiązki promieniowania X i jest on potencjalnym źródłem artefaktów, szczególnie występujących w obwodowych częściach skanowanych objętości tkanek. Całkowita ilość informacji o położonych peryferyjnie tkankach jest ograniczona, ponieważ z powodu odchylenia wiązki, do zewnętrznych części detektora dociera mniejsza ilość osłabionego promieniowania, podczas, gdy więcej informacji jest zbieranych o obiektach znajdujących się bliżej centralnej części detektora. Powoduje to zniekształcenia obrazu oraz większe zaszumienie jego obwodowych części [Scarfe i Farman 2008].

Partial volume averaging jest cechą tomografii komputerowej zarówno z wiązką promieniowania w kształcie wachlarzowym, jak i w kształcie stożka. Pojawia się, gdy wybrana wielkość wokseli podczas skanowania jest większa niż kontrastowa rozdzielczość obrazowanego obiektu [Scarfe i Farman 2008]. Efekt ten polega na uśrednianiu elementu znajdującego się geometrycznie na granicy dwóch przekrojów. Granice obiektów mogą wówczas być widoczne nie jako linie płynnie przechodzące, lecz może występować charakterystyczne ich „schodkowanie” albo sąsiednie piksele przyjmują jednakowy poziom

szarości. Metodą eliminacji tych artefaktów jest wybór podczas skanowania wokseli o mniejszych rozmiarach, czyli większej rozdzielczości.

Undersampling jest to zjawisko zniekształcenia obrazu w wyniku dostarczenia zbyt małej ilości projekcji do rekonstrukcji obrazu [Scarfe i Farman 2008, Leng i wsp. 2008, Schulze i wsp. 2011]. Jego efektem jest pojawienie się prążkowania na obrazie. Są jednak prowadzone badania nad metodami pozwalającymi skutecznie zredukować tego typu artefakty [Leng i wsp. 2008].

9. Dokładność pomiarów liniowych na obrazach z tomografii CBCT

W piśmiennictwie ostatnich lat można znaleźć liczne doniesienia na temat dokładności pomiarów na obrazach uzyskanych podczas badania metodą tomografii wolumetrycznej. Są one porównywane najczęściej z pomiarami rzeczywistymi na zwłokach - wykorzystuje się czaszki ludzkie lub same żuchwy [Lascala i wsp. 2004, Hilgers i wsp. 2005, Ludlow i wsp. 2007, Suomalainen i wsp. 2008, Stratemann i wsp. 2008, Periago i wsp. 2008, Brown i wsp. 2009, Moreira i wsp. 2009, Berco i wsp. 2009, Damstra i wsp. 2010, El-Beialy i wsp. 2011, Medelnik i wsp. 2011, Tomasi i wsp. 2011, Kim i wsp. 2012, Patcas i wsp. 2012, Torres i wsp. 2012], bądź na fantomach [Eggers i wsp. 2008, Panzarella i wsp. 2011] oraz z uzyskanymi z cefalogramów [Moshiri i wsp. 2007, Kumar i wsp. 2008, Hassan i wsp. 2009, Oz i wsp. 2011, Zamora i wsp. 2011, Damstra i wsp. 2011], tomografii wielorzędowej [Suomalainen i wsp. 2008, Kim i wsp. 2012, Patcas i wsp. 2012] i spiralnej [Eggers i wsp. 2008, Medelnik i wsp. 2011].

Większość naukowców otrzymało podobne wyniki – dobrą dokładność pomiarów pomimo ich nieznacznego niedoszacowania [Lascala i wsp. 2004, Hilgers i wsp. 2005, Pinsky i wsp. 2006, Stratemann i wsp. 2008, Panzarella i wsp. 2011]. Wykorzystując do badań tomograf NewTom 9000, Marmulla i wsp. [2005] wykazali średni błąd pomiaru rzędu 0,13mm (SD ± 0.09), natomiast Ludlow i wsp. [2007] – 0,29mm (SD $\pm 0,2$). Dla ostatnich, błąd wynosił poniżej 1,2% w pomiarach dwuwymiarowych i poniżej 0,6% dla pomiarów trójwymiarowych. Stratemann i wsp [2008] otrzymali względny błąd pomiarów poniżej 1% dla systemów tomograficznych CBCT NewTom QR DVT 9000 i Hitachi MercuRay porównując pomiary ze „złotym standardem”, czyli rzeczywistymi pomiarami bezpośrednio

na czaszkach ludzkich, przy pomocy cyfrowej suwmiarki. Pinski i wsp. [2006] badali dokładność pomiarów małych defektów kostnych. Wykazali oni średnią różnicę pomiarów na obrazie i pomiarów rzeczywistych rzędu 0,01mm do 0,27mm. Na wysoką dokładność pomiarów nie wpływa pozycja badanego obiektu, czaszki [Berco i wsp. 2009, El-Beialy i wsp. 2011] lub żuchwy [Tomasi i wsp. 2011], ani zmiana rozdzielczości obrazu [Damstra i wsp. 2010, Torres i wsp. 2012]. Nie wykazano również statystycznie istotnej różnicy między pomiarami kątowymi a rzeczywistymi [Moreira i wsp. 2009], ani pomiędzy pomiarami na obrazach CBCT i na konwencjonalnych cefalogramach, zarówno liniowymi, jak i kątowymi [Kumar i wsp. 2008, Oz i wsp. 2011, Zamora i wsp. 2011, Damstra i wsp. 2011].

Eggers i wsp [2008] wykorzystując do swoich badań geometryczny fantom – skalibrowany sześciąt, porównali dokładność geometryczną tomografii komputerowej spiralnej (Sensation 4) oraz wolumetrycznej (NewTom QR DVT 9000). Stwierdzili średni błąd geometryczny na obrazach odpowiednio 0,17 (SD 0,09) oraz 0,37 (SD 0,19). Naukowcy wykazali nieznacznie mniejszą dokładność przestrzenną na obwodzie badanej „objętości”, lepszą natomiast w jej środku, co jest skutkiem tzw. efektu promienia w kształcie stożka [Gupta i wsp. 2006]. Detektory promieniowania wykorzystujące wzmacniacze obrazu (II) także mogą powodować geometryczne zniekształcenia i artefakty co jest jednak korygowane przez dany system [Katsumata i wsp. 2007, Scarfe i Farman 2008].

Generalnie dokładność pomiarów na obrazach uzyskanych z systemów CBCT uznawana jest jako dobra. Nieznaczne różnice nie mają istotnego znaczenia klinicznego. Mogą mieć jedynie znaczenie przy dodawaniu większej ilości pomiarów.

10. Dawki promieniowania

10.1 Definicje

Równoważnik dawki i dawka efektywna

Równoważnik dawki (H_T) wykorzystywany jest do porównania biologicznych następstw oddziaływania różnych typów promieniowania jonizującego na tkanki lub narządy. Jest to suma iloczynów uśrednionych dawek (D_T) pochłoniętych przez tkankę lub narząd i współczynnika obciążenia promieniowaniem (W_R)

$$H_T = \sum W_R \times D_T$$

ROZPRAWA DOKTORSKA

Jednostką równoważnika dawki pochłoniętej jest siwert (Sv) [J/kg].

Dawka efektywna (E) wykorzystywana jest do oszacowania ryzyka działania promieniowania jonizującego na człowieka. Jest to suma iloczynów równoważnika dawki dla każdego narządu lub każdej tkanki (H_T) i współczynnika obciążenia promieniowaniem danej tkanki (wagowego, W_T)

$$E = \sum W_T \times H_T$$

Jednostką dawki efektywnej jest siwert (Sv).

Współczynniki wagowe tkanek określone są przez Międzynarodową Komisję do Spraw Ochrony Radiologicznej (ICRP) (tabela 1). W 2007 roku zmieniła ona niektóre ich wartości (m.in. wzrosły one dla ślinianek) stąd wzrost dawki efektywnej generowanej przez tomografię CBCT w granicach 23-224% w porównaniu z zaleceniami ICRP z 1990 roku.

Tabela 1. Współczynniki wagowe narządów w_T według ICRP 60 [ICRP1990] oraz ICRP 103 [ICRP2007].

narząd/tkanka	w_T [ICRP 1990]	w_T [ICRP 2007]
Gruzoły płciowe (gonady)	0,20	0,08
Czerwony szpik kostny	0,12	0,12
Jelito grube	0,12	0,12
Płuca	0,12	0,12
Żołądek	0,12	0,12
Pęcherz moczowy	0,05	0,04
Gruzoły sutkowe	0,05	0,12
Wątroba	0,05	0,04
Przelyk	0,05	0,04
Tarczycyca	0,05	0,04
Skóra	0,01	0,01
Powierzchnia kości	0,01	0,01
Mózg		0,01
Ślinianki		0,01
Pozostałe¹	0,05	0,12
Całe ciało	1,0	1,0

¹Jako pozostałe uważa się: nadnercza, błona śluzowa jamy ustnej, tchawica, woreczek żółciowy, mięsień sercowy, układ limfatyczny, mięśnie, prostata, nerki, trzustka, śledziona, grasica, ściany jelita cienkiego oraz macica.

10.2 Metody pomiarów

Tradycyjnie do określenia dawek efektywnych używane są detektory termoluminescencyjne (TLDs - thermoluminescent dosimeters) oraz fantomy. Detektory termoluminescencyjne są zbudowane z luminoforów termoluminescencyjnych, zawierających niewielką ilość (0,1 g lub mniej) specjalnie domieszkowanego materiału dielektrycznego oraz defekty w siatce krystalicznej, które pełnią rolę pułapek lub metastabilnych poziomów energetycznych. Materiały termoluminescencyjne, które wykorzystuje się do budowy detektorów TLD to LiF, Li₂B₄O₇, CaF₂, i CaSO₄. Domieszki i defekty są rozmieszczone w dość dużej odległości od siebie, więc elektrony nie mogą swobodnie się przemieszczać od jednej pułapki do drugiej. Po napromieniowaniu detektora część elektronów jest chwyтана na pułapkach i znajduje się na metastabilnym poziomie energetycznym. Po ogrzaniu materiału termoluminescencyjnego elektrony wydostają się z pułapki na wyższy poziom energetyczny, skąd przechodzą do stanu podstawowego emitując fotony światła widzialnego. Całkowita energia wyemitowanego światła jest proporcjonalna do energii promieniowania pochłoniętej w materiale luminoforu. Natężenie tego światła mierzy się za pomocą fotopowielacza w funkcji temperatury i czasu wygrzewania. Otrzymuje się w ten sposób informację o dawce pochłoniętej w materiale detektora [http://brain.fuw.edu.pl/edu/Fizyka:Przyrządy_dozymetryczne]. Detektory TLD odczytuje się w specjalnych komorach grzewczych. Emitowane światło jest wzmacniane i przetwarzane. Wykorzystuje się je głównie w dozymetrii indywidualnej i środowiskowej, a także w badaniach dozymetrycznych [Schulze i wsp. 2004, Tsiklakis i wsp. 2005, Ludlow i wsp. 2006, Ludlow i wsp. 2008, Palomo i wsp. 2008, Hirsch i wsp. 2008, Okano i wsp. 2009, Loubele i wsp. 2009, Chau i Fung 2009, Roberts i wsp. 2009, Pauwels i wsp. 2010].

Wykorzystuje się w nich także, specjalnie w tym celu zaprojektowane antropomorficzne fantomy (RANDO – Radiation Analogue Dosimetry system). Fantomy głowy składają się z warstw 2,5centymetrowych z otworami na detektory TLD. Umożliwia to pomiary dawek dla poszczególnych organów.

10.3 Dawki efektywne promieniowania w radiologii stomatologicznej

Tabela 2. Dawki efektywne dla stomatologicznych badań radiologicznych (na podstawie: http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf)

	dawka efektywna (μSv)	piśmiennictwo
zdjęcie rentgenowskie wewnątrzustne	< 1.5*	Ludlow i wsp. 2008
zdjęcie pantomograficzne	2.7 – 24.3	Ludlow i wsp. 2008 Okano i wsp. 2009 Garcia Silva i wsp. 2008b Palomo i wsp. 2008 Garcia Silva i wsp. 2008a
zdjęcie cefalometryczne	<6	Ludlow i wsp. 2008
Tomografia komputerowa wielorzędowa (MSCT)	280 - 1410	Okano i wsp. 2009 Garcia Silva i wsp. 2008a Loubele i wsp. 2005 Faccioli i wsp. 2009 Suomalainen i wsp. 2009

*dawka dla jednego radiogramu zębowego obliczona na podstawie danych dla całego statusu zębowego (18 zdjęć zębowych i 4 zdjęcia skrzydłowo-zębowe), wykonanego za pomocą płytek PSP lub film o czułości F z prostokątną kolimacją [Ludlow i wsp. 2008].

10.4 Dawki efektywne promieniowania w tomografii CBCT

W piśmiennictwie podjęto również temat, tak ważny przy wszelkich badaniach związanych z promieniowaniem jonizującym, a mianowicie ochrony radiologicznej pacjenta – zgodnie z zasadą ALARA (z ang. As Low As Reasonably Achievable). Generalnie dawki promieniowania dla pacjenta podczas badania CBCT są wyższe (tabela 3) niż podczas wykonywania tradycyjnych zdjęć stomatologicznych (wewnątrzustnych czy pantomograficznych) oraz niższe niż otrzymywane podczas wielorzędowej tomografii komputerowej (tabela 2). Zależą one przede wszystkim od wielkości obrazowanej objętości tkanek (FOV), ustawionych parametrów ekspozycji (mała, średnia lub duża rozdzielczość), rodzaju detektora zainstalowanego w danym aparacie tomograficznym CBCT (IIT/CCD lub detektor typu *flat panel*) oraz od samego aparatu tomograficznego. W załączniku 1. przedstawiono zebrane dane na temat dawek efektywnych dla różnych systemów tomografii wolumetrycznej. Podkreśla się również wyższe ryzyko wystąpienia skutków promieniowania u młodszych pacjentów (tabela 4). Należy w każdym przypadku rozważyć korzyści dla pacjenta płynące z badania tomograficznego. Powinno ono wnosić nowe informacje, których uzyskanie nie powiodło się przy pomocy tradycyjnych zdjęć rentgenowskich, o niższej dawce

promieniowania – są to tylko niektóre zasady stosowania badań CBCT w praktyce klinicznej. Ich zestawienie znajduje się w wydanym w styczniu 2009 roku dokumencie Standardy Akademii Radiologii Stomatologicznej i Szcękowo-Twarzowej dotyczące badania wolumetrycznego (CBCT) [<http://www.eadmfr.org/Basic Principles for Use of Dental Cone Beam CT.pdf>]. Tych dwadzieścia zasad omówiła Różyło-Kalinowska [2009].

Tabela 3. Dawki efektywne dla badań radiograficznych metodą tomografii wolumetrycznej (na podstawie: http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf)

typ aparatu tomograficznego CBCT	dawka efektywna (μSv)	piśmiennictwo
zębowo-zębodołowy (mały i średni FOV)	11-674 (61)	Ludlow i wsp. 2003 Ludlow i Ivanovic 2008 Lofthag-Hansen i wsp. 2008 Hirsch i wsp. 2008 Okano i wsp. 2009 Loubele i wsp. 2009 Roberts i wsp. 2009 Suomalainen i wsp. 2009 Qu i wsp. 2010 Pauwels i wsp. 2012
czaszkowo-twarzowy (duży FOV)	30-1073 (87)	Ludlow i wsp. 2003 Tsiklakis i wsp. 2005 Ludlow i wsp. 2006 Ludlow i Ivanovic 2008 Garcia Silva i wsp. 2008a Okano i wsp. 2009 Faccioli i wsp. 2009 Loubele i wsp. 2009 Roberts i wsp. 2009 Pauwels i wsp. 2012

Tabela 4. Ryzyko skutków promieniowania w zależności od wieku.

grupa wiekowa (lata)	zwielokrotnienie czynnika ryzyka
<10	×3
10-20	×2
20-30	×1,5
30-50	×0,5
50-80	×0,3
>80	Ryzyko nieistotne

11. Zastosowanie CBCT w stomatologii

Szerokie możliwości analizy obrazu, jakie daje tomografia CBCT, powiększają nieustannie krąg jej zastosowań [Scarfe i wsp. 2006, Miracle i Mukherji 2009, Tetradis i wsp. 2010, Ahmad i Freymiller 2010, Kaeppler 2010]. Dotyczy on zarówno diagnozy i planowania leczenia, jak również jego monitorowania oraz oceny wyników, w takich dziedzinach stomatologii jak: endodoncja [Patel i wsp. 2007, Lofthag-Hansen i wsp. 2007, Stavropoulos i Wenzel 2007, Soğur i wsp. 2007, Tyndall i Rathore 2008, Patel i wsp. 2009, Patel i wsp. 2009, Patel 2009, Różyło-Kalinowska i Różyło 2010], periodontologia [Tyndall i Rathore 2008, Mol i Balasundaram 2008, Vandenberghe i wsp. 2008, Walter i wsp. 2009], chirurgia stomatologiczna z implantologią [Ziegler i wsp. 2002, Rugani i wsp. 2009, Pelinsari Lana i wsp. 2011, Arisan i wsp. 2012, Baciut i wsp. 2012], chirurgia ortognatyczna [Wörtche i wsp. 2006, Popat i wsp. 2010], ortodoncja [Kau i wsp. 2005, Hechler i wsp. 2008, Mah i wsp. 2010], choroby stawu skroniowo-żuchwowego [Barghan i wsp. 2010] oraz traumatologia [Shintaku i wsp. 2009, Bornstein i wsp. 2009].

Wśród problemów endodontycznych, CBCT znajduje zastosowanie począwszy od trójwymiarowego zobrazowania systemu kanałowego zębów, wykrywania zmian okołowierzchołkowych, oceny dokładności wypełnienia kanałów, po ocenę resorpcji korzeni zębów oraz planowanie chirurgii endodontycznej. Wykrywanie zmian okołowierzchołkowych na radiogramach wewnątrzustnych jest ograniczone. Główną przeszkodę stanowi nakładanie się struktur anatomicznych, jak dodatkowe korzenie zębów, grzebienie kostne, zatoka szczękowa, czy blaszka zbita kości wyrostka zębodołowego (tzw. anatomical noise). Na obrazach 3D ten problem nie występuje. Można na nich usunąć szum tła oraz zobaczyć dowolne przekroje obiektu. Lofthag-Hansen i wsp. [2007] wykryli zmiany okołowierzchołkowe w dodatkowych 10 badanych zębach, które na zdjęciach wewnątrzustnych oceniono jako „bez zmian”, czyli za pomocą CBCT wykryto 38% zmian więcej. Kolejni naukowcy przeprowadzając badania w warunkach *in vitro* [Stavropoulos i Wenzel 2007, Patel i wsp. 2009] preparowali różnej wielkości zmiany w kości, imitujące patologie, Patel i wsp. [2009] w żuchwach ludzkich, Stavropoulos i Wenzel [2007] żuchwach w świńskich. Dowiedli oni wyższość tomografii CBCT, zarówno w wykrywaniu tych zmian, jak i w ich pomiarach, nad systemami rentgenowskimi wewnątrzustnymi. Estrela i wsp. [2008] i Low i wsp [2008] porównali ze sobą zdjęcia pantomograficzne, okołowierzchołkowe i CBCT. Również potwierdzili większą czułość CBCT w wykrywaniu zmian okołowierzchołkowych. Za pomocą tomografii CBCT można również wcześniej wykryć takie

zmiany i wcześniej rozpocząć leczenie endodontyczne, co może poprawić rokowanie [Patel i wsp. 2007], a także planować zabiegi chirurgiczne.

Podobnie naukowcy badający periodontologiczne ubytki kostne, wykazali wyższą wartość diagnostyczną obrazowania 3D za pomocą CBCT, niż konwencjonalnych czy cyfrowych radiogramów [Mol i Balasundaram 2008, Vandenberghe i wsp. 2008, Walter i wsp. 2009]

Należy jednak z całą mocą podkreślić, że według zaleceń Europejskiej Akademii Radiologii Stomatologicznej i Szczękowo-twarzowej (EADMFR) [<http://www.eadmfr.org/BasicPrinciplesforUseofDentalConeBeamCT.pdf>], wykonanie badania metodą tomografii wolumetrycznej powinno być uzasadnione indywidualnie dla każdego pacjenta, tak aby korzyści z jego wykonania przewyższały związane z nim ryzyko. Nie powinno być wykonywane „rutynowo”, a jedynie wtedy, gdy problem diagnostyczny nie został rozwiązany za pomocą tradycyjnych zdjęć rentgenowskich o niższej dawce promieniowania.

II. CELE PRACY

W związku z dążeniem współczesnej stomatologii do zachowania nienaruszonych tkanek zębów oraz propagowaniem leczenia próchnicy metodami nieinwazyjnymi bądź minimalnie inwazyjnymi, poszukuje się coraz doskonalszych metod diagnostyki początkowych zmian chorobowych. Badanie metodą tomografii wolumetrycznej staje się obecnie coraz powszechniejsze. Wykonywane jest głównie ze wskazań chirurgicznych. W niniejszej pracy podjęto próbę oceny przydatności badania metodą CBCT w diagnostyce wczesnych stadiów próchnicy zębów. Celem pracy była:

1. Ocena przydatności tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce wczesnych stadiów próchnicy na powierzchniach stycznych zębów (próchnica początkowa, próchnica powierzchowna)
2. Ocena porównawcza dokładności diagnostycznej tomografii wolumetrycznej CBCT z innymi metodami rentgenowskimi bazującymi na analogowych i cyfrowych wewnątrzustnych zdjęciach rentgenowskich w wykrywaniu wczesnych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych zębów

III. MATERIAŁY I METODA

W badaniu wykorzystano 135 zęby ludzkie przedtrzonowe (n=67) i trzonowe (n=68), usunięte ze wskazań ortodontycznych i chirurgicznych. Zakwalifikowano zęby klinicznie zdrowe (grupa kontrolna) oraz zęby ze zmianami próchnicowymi bez cech utraty ciągłości tkanek twardych koron klinicznych (grupa badawcza). Wykluczono z badania zęby z ubytkiem tkanek oraz zęby z wypełnieniami. Zęby z obu grup zamontowano losowo w silikonowych bloczkach, odtwarzając kontakty styczne, w rzędach po cztery: dwa zęby przedtrzonowe i dwa trzonowe.

Przeprowadzono następujące badania (Fot.1-3):

1. wykonano zdjęcia rentgenowskie na konwencjonalnym filmie Kodak InSight (Eastman Kodak Company, Rochester, NY) film o czułości F, rozmiar 2

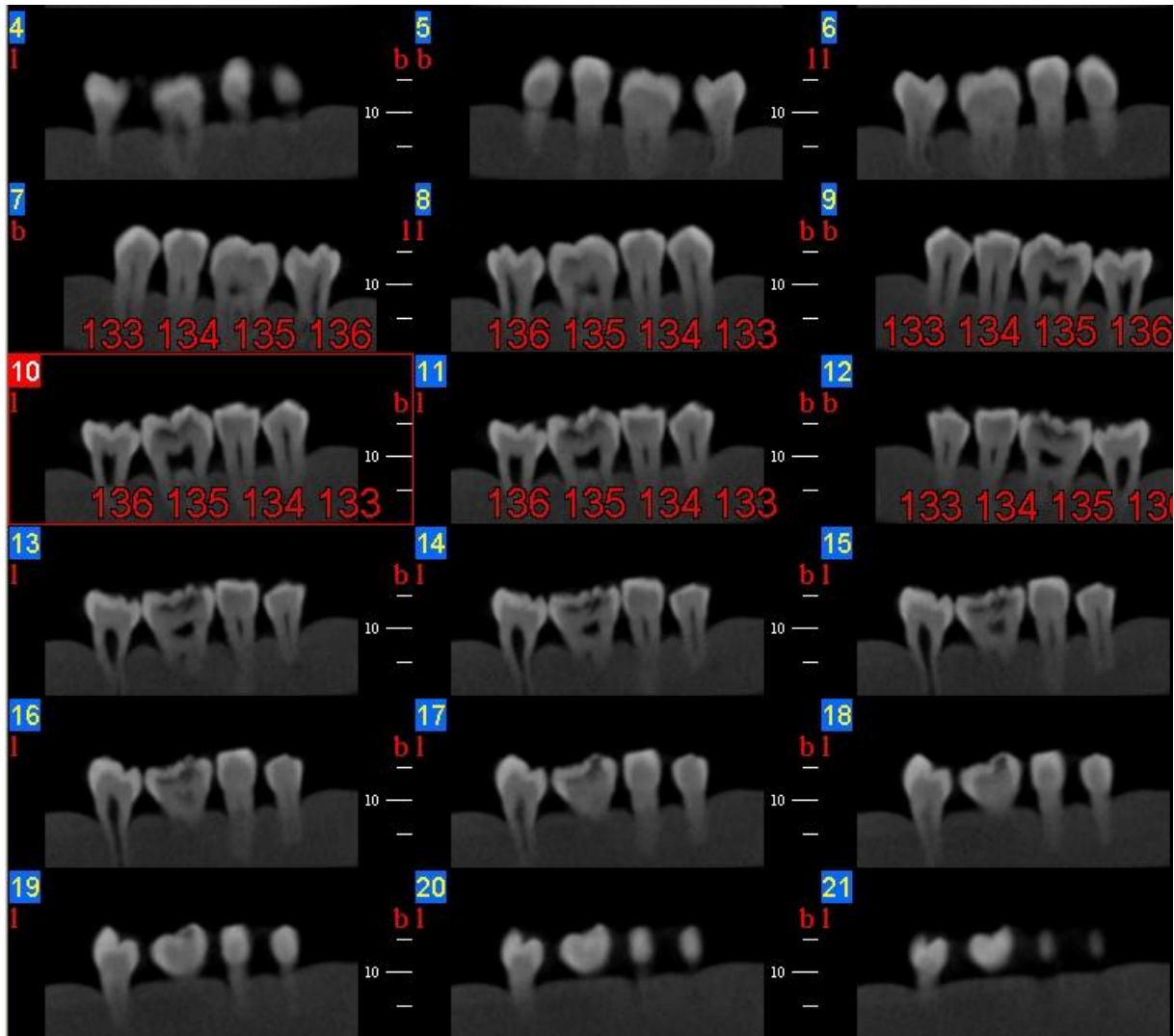
- warunki ekspozycji: 70kV, 8mA, 0,25s
- technika kąta prostego;
- odległość 32cm źródło promieniowania-obiekt, 1cm obiekt- detektor
- wywoływanie: XR4pro Dürr Dental, warunki automatyczne; płyny wywoływacz i utrwalacz firmy Duromat

2. wykonano zdjęcia cyfrowe z użyciem systemu opartego na zastosowaniu fosforu magazynującego (PSP – Phosphor Storage Plate) (Digora Optime, Soredex, Helsinki, Finland)

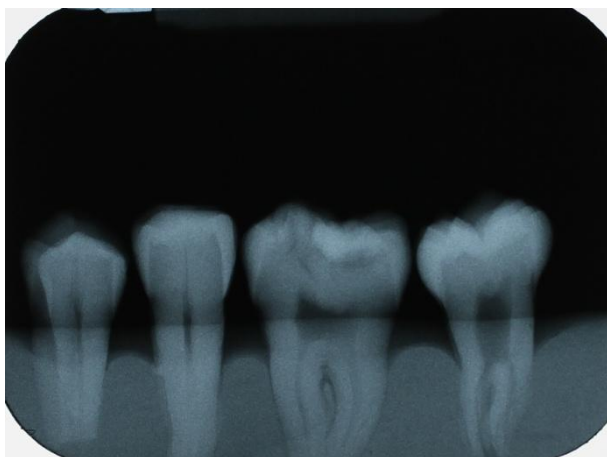
- warunki ekspozycji: 70kV, 8mA, 0,11s
- technika kąta prostego
- odległość 32cm źródło promieniowania-obiekt, 1cm obiekt-detektor

3. tomografię CBCT NewTom 3G (Quantitative Radiology, Verona, Italy)

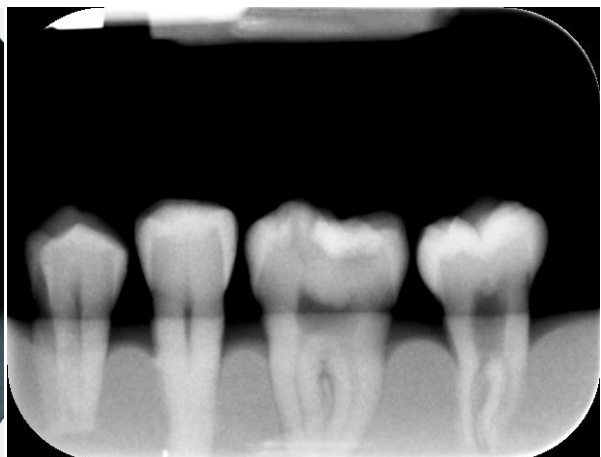
- FOV 6cali, 110kV, 0,5mA, całkowity czas skanowania 18s (czas działania lampy 3,6s)
- badania wykonano w kąpielni wodnej dla imitowania szumu generowanego przez tkanki miękkie



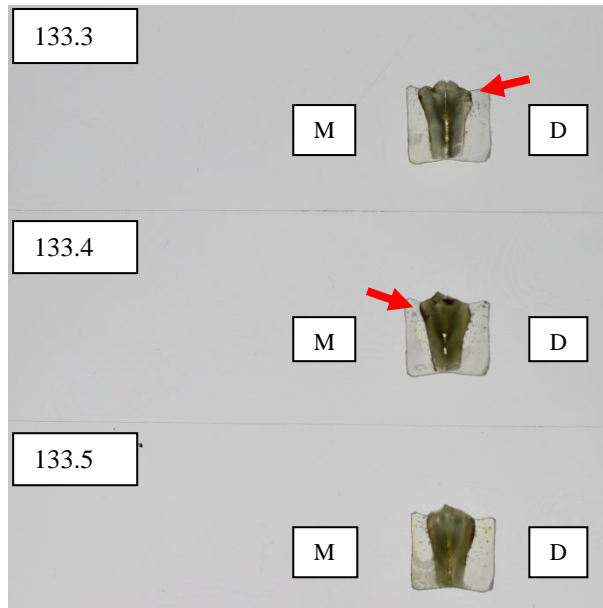
Fot.1 Przekroje tomograficzne zębów 133 - 136



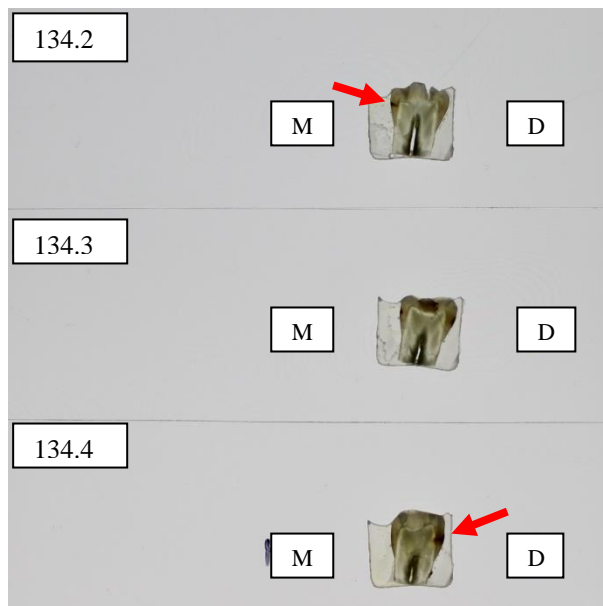
Fot.2 Zdjęcie rentgenowskie zębów 133-136 na konwencjonalnym filmie



Fot.3 Zdjęcie cyfrowe zębów 133-136



Fot.4 Przekroje histologiczne zęba 133 - zmiana próchnicowa na powierzchni mezjalnej (M) w stadium 3 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 1



Fot.5 Przekroje histologiczne zęba 134 - zmiana próchnicowa na powierzchni mezjalnej (M) w stadium 2 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 3

Ocena obrazów:

Uzyskane obrazy zostały następnie ocenione przez dwóch niezależnych obserwatorów, dwukrotnie, w odstępie dwutygodniowym. Przyjęto 5-stopniową skalę odnoszącą się do zaawansowania zmiany próchnicowej: 0 – brak zmiany, 1- przejaśnienie nie przekraczające $\frac{1}{2}$ grubości szkliwa, 2 - przejaśnienie sięgające powyżej $\frac{1}{2}$ szkliwa do granicy szkliwno-zębinowej, ale jej nie przekraczające, 3 - przejaśnienie obejmujące szkliwo i $\frac{1}{3}$ zewnętrzną zębinę, 4 - przejaśnienie obejmujące szkliwo i zębinę powyżej $\frac{1}{3}$ jej grubości.

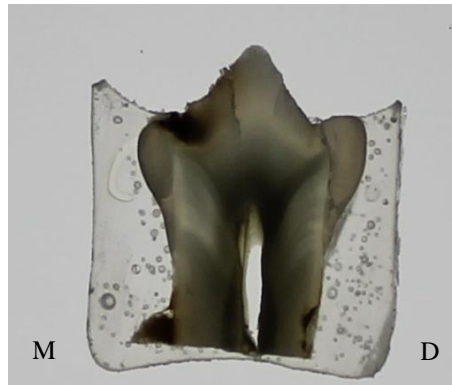
Zdjęcia cyfrowe oceniano na komputerze z wykorzystaniem oprogramowania własnego systemu (Digora Optima 2.5 Rev2) z możliwością korekty kontrastu, jasności, powiększenia. Zdjęcia na filmie oceniano w podświetleniu negatoskopu przy 5-krotnym powiększeniu lupy. Obrazy uzyskane z tomografu stożkowego zrekonstruowano do przekrojów mezjalno-dystalnych za pomocą dedykowanego oprogramowania dla aparatu NewTom 3G (grubość warstwy obrazowania 0,25mm).

Badanie histologiczne:

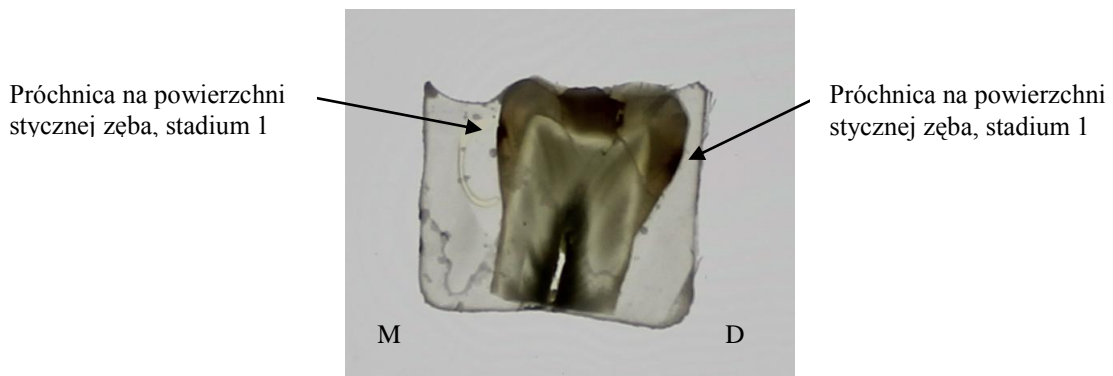
Badanie histologiczne będące badaniem referencyjnym („złoty standard”) wykonano celem rzeczywistej oceny zasięgu zmian próchnicowych.

Po odcięciu korzeni zębów w $\frac{3}{4}$ ich długości, każdy ząb indywidualnie zamontowano w akrylu (Duracryl Plus Polymer, Spofa Dental) i pocięto w kierunku mezjalno-dystalnym na plastry o grubości 700 μ m, piłą wolnoobrotową (MODEL 650 Low Speed Diamond Wheel Saw, South Bay Technology INC) chłodzoną wodą destylowaną z tarczą diamentową o grubości 100 μ m; z każdego zęba uzyskano 4-5 plastrów (skrawków), które umieszczono na szkiełkach podstawowych i wykonano cyfrowe zdjęcia fotograficzne (fot.4-5).

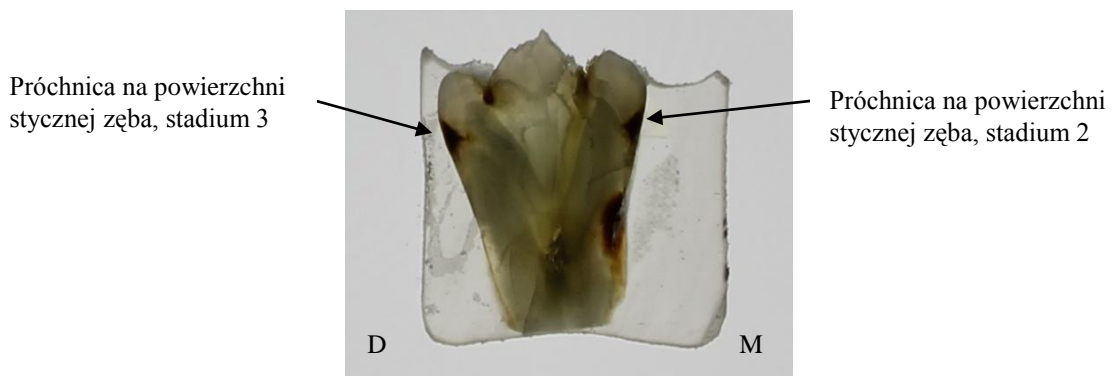
W celu dokładnej oceny zasięgu zmiany próchnicowej kolejne skrawki danego zęba zostały ocenione niezależnie przez dwóch badaczy (nie biorących udziału w badaniach radiologicznych), pod 40-krotnym powiększeniem mikroskopu. Następnie wyniki porównano. Wyniki różne oceniono powtórnie celem uzyskania zgodności. Przyjęto analogiczną 5-stopniową skalę ocen, którą zastosowano wcześniej do oceny badań radiologicznych (Fot.6-10). Obecność próchnicy w badaniu mikroskopowym stwierdzano, gdy w obszarze zainteresowania widoczne było kredowo-białe lub brązowe przebarwienie tkanek. Kolejne skrawki danego zęba przedstawiały przekrój przez zmianę próchnicową. Za wynik badania histologicznego uważano największy jej zasięg.



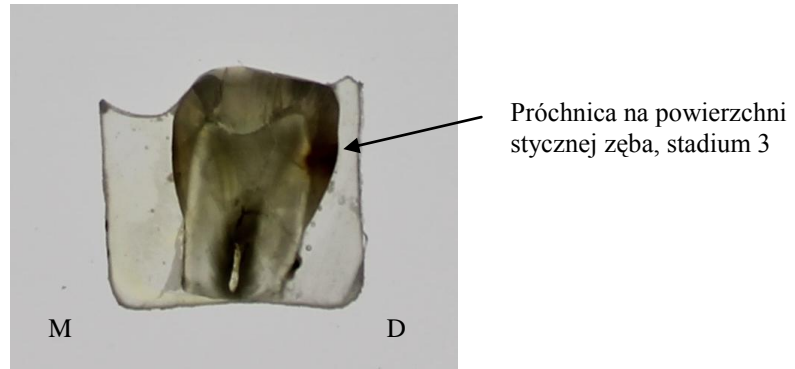
Fot.6 Powierzchnia mezjalna (M) i dystalna (D) zęba bez zmian próchnicowych



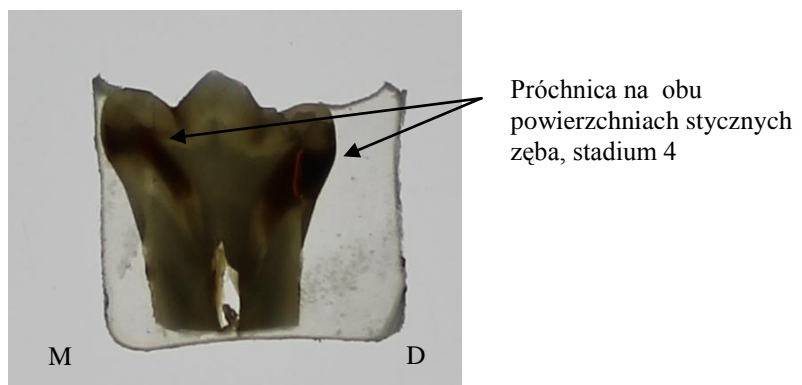
Fot.7 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezjalnej (M) i dystalnej (D) zęba w stadium 1



Fot.8 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezjalnej (M) w stadium 2 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 3



Fot.9 Zmiana próchnicowa na powierzchni dystalnej (D) w stadium 3



Fot.10 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezjalnej (M) i dystalnej (D) zęba w stadium 4

Analiza danych:

Na podstawie danych otrzymanych od obserwatorów, wyznaczono parametry świadczące o dokładności poszczególnych metod diagnostycznych. W odniesieniu do badania referencyjnego, którym było badanie histologiczne, wyznaczono takie parametry, jak: czułość i swoistość badań radiologicznych z przedziałami ufności oraz dodatnie (PPV) i ujemne (NPV) wartości predykcyjne. Wykreślono następnie krzywe ROC z podaniem wartości pól pod krzywymi (area under ROC curve - AUC). Wyniki obliczono osobno dla każdego obserwatora oraz dla danego badania. Powyższe parametry wyznaczono ponadto dla próchnicy szkliwa (dla celów statystycznych dane z grup 1- przejaśnienie nie przekraczające połowy grubości szkliwa i 2 - przejaśnienie sięgające powyżej połowy grubości szkliwa do granicy szkliwno-zębinowej, ale jej nie przekraczające zagregowano do jednej grupy ubytków w szkliwie) oraz dla próchnicy zębiny (dane z grup 3 - przejaśnienie obejmujące szkliwo i 1/3 zewnętrzną zębiny i 4 - przejaśnienie obejmujące szkliwo i zębiny powyżej 1/3 jej grubości zagregowano do grupy ubytków w zębinie). Za pomocą współczynnika W Kendalla oceniono także stopień powtarzalności otrzymywanych wyników radiologicznych przez obserwatorów (intraobserver agreement, zgodność wewnętrzna, powtarzalność ocen) i pomiędzy nimi (interobserver agreement, zgodność zewnętrzna, jednoznaczność ocen). Do sprawdzenia istotności statystycznej różnic wartości czułości i swoistości badań, również z podziałem na wykrywanie zmian ograniczonych do szkliwa i sięgających zębiny, wykorzystano test różnicy dwóch frakcji u-Gaussa.

IV. WYNIKI

Na podstawie badania histologicznego stwierdzono rzeczywisty stan powierzchni stycznych badanych zębów (tabela 5). Zdrowe powierzchnie, będące grupą kontrolną, stanowiły ponad połowę spośród wszystkich powierzchni badanych (blisko 60%). Próchnicę w szkliwie stwierdzono w ponad 27% przypadków oraz próchnicę zębiny w ponad 13%. Frekwencja próchnicy na powierzchniach stycznych zębów w grupie badanej wynosiła ponad 40%, przy czym zgodnie z przyjętymi kryteriami doboru tej grupy były to zęby bez widocznych gołym okiem cech utraty ciągłości twardych tkanek.

Tabela 5. Występowanie próchnicy na badanych powierzchniach stycznych zębów wg badania histologicznego

	stan powierzchni	n	%
0	zdrowa	157	58,1
1	próchnica do ½ grubości szkliwa	51	18,9
2	próchnica przez całe szkliwo	23	8,5
3	próchnica do 1/3 zewn. zębiny	25	9,3
4	powyżej	14	5,2
razem		270	100

W tabeli 6 przedstawiono wyniki subiektywnej oceny obserwatorów. Zauważalna jest dysproporcja ocen i stanu rzeczywistego badanych powierzchni. Obaj obserwatorzy po obejrzeniu skanów z tomografii wolumetrycznej stwierdzili, że zdrowe powierzchnie występowały średnio w aż 88%, natomiast próchnicę szkliwa zauważyli jedynie w odpowiednio 5,18% i 4,44% badanych powierzchni. Próchnica szkliwa nieco lepiej wykrywalna okazała się na radiogramach cyfrowych i konwencjonalnym filmie, jednak obserwatorzy wciąż ponad 80% powierzchni oceniali jako nie dotknięte chorobą.

Tabela 6. Wyniki obserwatorów w poszczególnych badaniach

ocena wg przyjętej skali	0		1		2		3		4	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
CBCT obs.1	237	87,78	4	1,48	10	3,70	12	4,44	7	2,59
CBCT obs.2	238	88,15	4	1,48	8	2,96	13	4,81	7	2,59
digora obs.1	217	80,37	17	6,30	15	5,56	14	5,19	7	2,59
digora obs.2	222	82,22	19	7,04	13	4,81	7	2,59	9	3,33
film obs.1	222	82,22	14	5,19	13	4,81	17	6,30	4	1,48
film obs.2	220	81,48	13	4,81	22	8,15	11	4,07	4	1,48

(obs. – obserwator)

I. Wyniki dla wszystkich badanych zmian próchnicowych (zmian bez ubytku tkanek)

Na podstawie ocen obserwatorów (tabela 7) wyznaczono czułość i swoistość trzech badań radiologicznych. Najwyższą czułość wykrywania wczesnej próchnicy (próchnicy szkliva oraz próchnicy zębiny, bez ubytku tkanek) wykazano dla radiografii cyfrowej (0,376) (tabela 9) oraz nieznacznie tylko niższą dla radiografii konwencjonalnej (0,372). Czułość tomografii wolumetrycznej (0,270) okazała się niższa, a różnica z w/w statystycznie istotna ($p < 0,05$) (tabela 10). Swoistość badania metodą tomografii CBCT (0,987) była natomiast wyższa w porównaniu z radiografią cyfrową (0,949) i konwencjonalną (0,955) a różnica statystycznie istotna ($p < 0,05$) (tabela 11).

Tabela 7. Czułość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2

badanie	obserwator	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	1	0,274	0,195 to 0,366	0,987	0,955 to 0,998
	2	0,265	0,187 to 0,357	0,987	0,955 to 0,998
digora	1	0,372	0,283 to 0,468	0,930	0,878 to 0,965
	2	0,381	0,291 to 0,477	0,968	0,927 to 0,990
film	1	0,363	0,274 to 0,459	0,955	0,910 to 0,982
	2	0,381	0,291 to 0,477	0,955	0,910 to 0,982

CI – przedział ufności

Tabela 8. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2

badanie	Obserwator	AUC	95% CI	SE	statystyka Z	p
CBCT	1	0,63	0,59 to 0,67	0,022	6,10	<0,0001
	2	0,63	0,59 to 0,67	0,021	5,96	<0,0001
digora	1	0,65	0,61 to 0,70	0,025	6,17	<0,0001
	2	0,67	0,63 to 0,72	0,024	7,27	<0,0001
film	1	0,66	0,62 to 0,71	0,024	7,74	<0,0001
	2	0,67	0,62 to 0,72	0,024	7,01	<0,0001

H0: $AUC \leq 0,5$; H1: $AUC > 0,5$

(AUC – area under ROC curve – pole pod krzywą ROC; CI – confidence interval – przedział ufności; SE – standard error – błąd standardowy)

Tabela 9. Średnie czułości i swoistości badań

badanie	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	0,270	0,213 to 0,333	0,987	0,968 to 0,997
digora	0,376	0,313 to 0,443	0,949	0,919 to 0,971
film	0,372	0,309 to 0,438	0,955	0,926 to 0,975

Tabela 10. Porównanie średnich czułości badań

	czułość 1	czułość 2	p
CBCT/digora	0,270 (n=540)	0,376 (n=540)	0,000196
CBCT/film	0,270 (n=540)	0,372 (n=540)	0,000331
digora/film	0,376 (n=540)	0,372 (n=540)	0,891950

Tabela 11. Porównanie średnich swoistości

	swoistość 1	swoistość 2	p
CBCT/digora	0,987 (n=540)	0,949 (n=540)	0,000389
CBCT/film	0,987 (n=540)	0,955 (n=540)	0,001728
digora/film	0,949 (n=540)	0,955 (n=540)	0,644652

Na podstawie powyższych wyników wykreślono krzywe ROC (rycina 1) oraz podano wartości pól pod krzywymi (AUC) (tabela 8, tabela 12). Największe wartości pól uzyskano dla radiografii konwencjonalnej (0,67) oraz cyfrowej (0,66), mniejsze natomiast dla tomografii CBCT (0,63). Różnice pól AUC dla CBCT i Digory oraz dla CBCT i filmu okazały się statystycznie istotne (tabela 13).

Tabela 12. Średnie wartości AUC dla badań

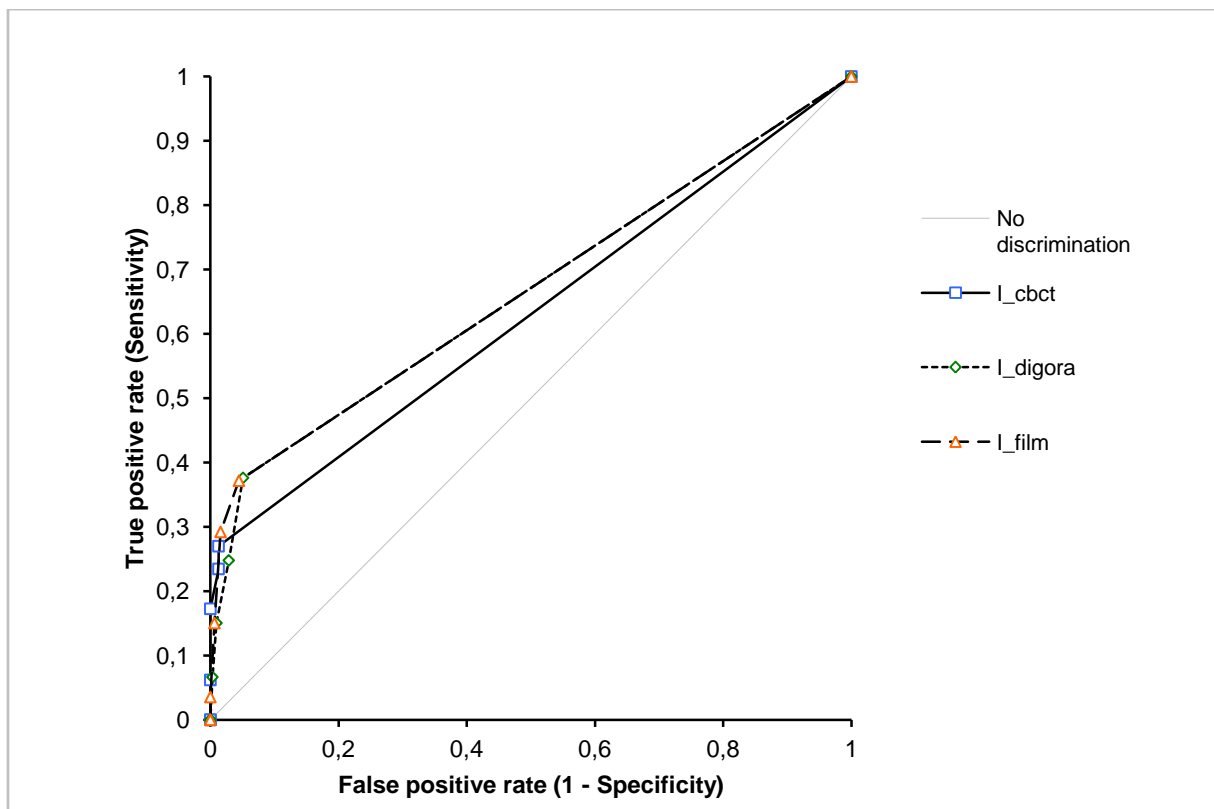
badanie	AUC	95% CI	SE	Z	p
CBCT	0,63	0,60 to 0,66	0,015	8,55	<0,0001
digora	0,66	0,63 to 0,70	0,017	9,49	<0,0001
film	0,67	0,63 to 0,70	0,017	9,75	<0,0001

H0: $AUC \leq 0,5$; H1: $AUC > 0,5$.

Tabela 13. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC)

	różnica pól	95% CI	SE	Z	p
CBCT/digora	-0,04	-0,07 to 0,00	0,017	-2,11	0,0352
CBCT/film	-0,04	-0,07 to -0,01	0,015	-2,55	0,0108
digora/film	0,00	-0,03 to 0,03	0,015	-0,19	0,8463

H0: różnica pól = 0. H1: różnica pól \neq 0



Rycina 1. Krzywe ROC dla badań: tomografii wolumetrycznej (cbct), radiografii cyfrowej (digora) i radiografii konwencjonalnej (film)

Największe prawdopodobieństwo, że przy dodatnim wyniku badania, choroba rzeczywiście występuje wykazano dla badania metodą tomografii wolumetrycznej (dodatnia wartość predykcyjna – PPV, tabela 14). Niższe wartości otrzymano dla ujemnych wartości predykcyjnych (NPV), 65% dla CBCT oraz 68% dla filmu i Digory, co oznacza odpowiednio niższe prawdopodobieństwo, że przy ujemnym wyniku badania choroba rzeczywiście nie występuje.

Tabela 14. Dodatnie (PPV – positive predictive value) i ujemne (NPV – negative predictive value) wartości predykcyjne dla badań

badanie	Obserwator	PPV	NPV
CBCT	1	0,939	0,654
	2	0,937	0,651
	razem	0,938	0,653
digora	1	0,792	0,673
	2	0,896	0,685
	razem	0,842	0,679
film	1	0,854	0,676
	2	0,860	0,682
	razem	0,857	0,679

Przeprowadzona analiza powtarzalności ocen (intraobserver agreement) wykazała wysoką zgodność dla wszystkich trzech badań (tabela 15). Jednak najwyższą jednoznaczność (interobserver agreement) uzyskano dla badania metodą tomografii CBCT (tabela 16).

Tabela 15. Zgodność wewnętrzna obserwatorów - intraobserver agreement (W Kendalla)

Badanie	obserwator	W Kendalla	Statystyka Chi2	Wartość p
CBCT	1	0,961883	517,493182	<0,000001
	2	0,927927	499,224809	<0,000001
digora	1	0,947314	509,655017	<0,000001
	2	0,936000	503,568065	<0,000001
film	1	0,971492	522,662497	<0,000001
	2	0,954432	513,484283	<0,000001

Tabela 16. Zgodność zewnętrzna obserwatorów - interobserver agreement (W Kendalla)

badanie	W Kendalla	Statystyka Ch2	Wartość p
CBCT 1 I 2	0,959733	516,336448	<0,000001
digora 1 I 2	0,805474	433,344975	<0,000001
film 1 I 2	0,873147	469,753091	<0,000001

II. Wyniki badań dotyczące próchnicy szkliva

Czułość wykrywania próchnicy szkliva dla wszystkich trzech badań okazała się niska – 0,068 dla tomografii wolumetrycznej, 0,155 dla radiografii konwencjonalnej i 0,189 dla radiografii cyfrowej (tabela 17 i tabela 19). Wykazano również, że różnią się one istotnie statystycznie w przypadku porównań CBCT i filmu oraz CBCT i Digory (tabela 20). Swoistość badań dla wykrywania próchnicy szkliva przedstawiono w tabeli 15. Przeprowadzona analiza wykazała różnice istotne statystycznie dla swoistości badań CBCT i Digory oraz dla swoistości badań CBCT i filmu (tabela 21).

Tabela 17. Czułość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy szkliva

badanie	obserwator	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	1	0,068	0,023 to 0,153	0,987	0,955 to 0,998
	2	0,068	0,023 to 0,153	0,987	0,955 to 0,998
digora	1	0,167	0,089 to 0,273	0,942	0,893 to 0,973
	2	0,211	0,123 to 0,324	0,974	0,936 to 0,993
film	1	0,141	0,070 to 0,244	0,962	0,918 to 0,986
	2	0,169	0,090 to 0,277	0,962	0,918 to 0,986

Tabela 18. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy szkliva

badanie	Obserwator	AUC	95% CI	SE	Z	p
CBCT	1	0,53	0,50 to 0,56	0,016	1,79	0,0365
	2	0,53	0,50 to 0,56	0,016	1,79	0,0365
digora	1	0,55	0,51 to 0,60	0,024	2,26	0,0119
	2	0,59	0,54 to 0,64	0,025	3,68	0,0001
film	1	0,55	0,51 to 0,59	0,022	2,31	0,0105
	2	0,57	0,52 to 0,61	0,024	2,76	0,0029

H0: AUC \leq 0,5; H1: AUC $>$ 0,5.

Tabela 19. Średnie czułości i swoistości badań dla próchnicy szkliva

badanie	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	0,068	0,033 to 0,122	0,987	0,968 to 0,997
digora	0,189	0,128 to 0,263	0,958	0,930 to 0,978
film	0,155	0,100 to 0,225	0,962	0,934 to 0,980

Tabela 20. Porównanie średnich czułości badań dla próchnicy szkliwa

	czułość 1	czułość 2	p
CBCT/digora	0,068 (n=460)	0,189 (n=454)	0,000000
CBCT/film	0,068 (n=460)	0,155 (n=454)	0,000029
digora/film	0,189 (n=454)	0,155 (n=454)	0,174650

Tabela 21. Porównanie średnich swoistości badań dla próchnicy szkliwa

	swoistość 1	swoistość 2	p
CBCT/digora	0,987	0,958	0,007252
CBCT/film	0,987	0,962	0,016350
digora/film	0,958	0,962	0,758429

Odpowiednio niższe wartości otrzymano dla AUC (tabela 18 i tabela 22). Statystycznie istotną różnicę w tym przypadku wykazano jedynie dla badań CBCT i radiografii cyfrowej przy poziomie istotności $p=0,05$ (tabela 23).

Tabela 22. Średnie wartości AUC dla badań dla próchnicy szkliwa

Badanie	AUC	95% CI	SE	Z	p
CBCT	0,53	0,51 to 0,55	0,011	2,54	0,0055
digora	0,57	0,54 to 0,61	0,017	4,23	<0,0001
film	0,56	0,53 to 0,59	0,016	3,60	0,0002

H0: $AUC \leq 0,5$. H1: $AUC > 0,5$.

Tabela 23. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC) dla próchnicy szkliwa

badania	różnica pól	95%CI	SE	Z	P
cbct/digora	-0,05	-0,08 to -0,01	0,019	-2,42	0,0156
cbct/film	-0,03	-0,06 to 0,00	0,016	-1,87	0,0610
digora/film	0,02	-0,02 to 0,05	0,017	0,91	0,3635

H0: różnica pól=0, H1: różnica pól \neq 0

Dla próchnicy szkliwa dodatnie wartości predykcyjne przyjęły następujące wartości: dla tomografii wolumetrycznej – 0,714, dla radiografii cyfrowej – 0,675, dla radiografii konwencjonalnej – 0,647 oraz ujemne wartości predykcyjne – odpowiednio: 0,695, 0,720 i 0,714 (tabela 24).

Tabela 24. Dodatnie (PPV) i ujemne (NPV) wartości predykcyjne dla badań dla próchnicy szkliva

badanie	Obserwator	PPV	NPV
CBCT	1	0,714	0,695
	2	0,714	0,695
	razem	0,714	0,695
digora	1	0,571	0,709
	2	0,789	0,731
	razem	0,675	0,720
film	1	0,625	0,667
	2	0,711	0,718
	razem	0,647	0,714

III. Wyniki badań dotyczące próchnicy zębiny

Oceny obserwatorów wykazały wyższą czułość oraz swoistość badań dla wykrywania próchnicy zębiny (tabela 25). W przeciwieństwie do wykrywania zmian ograniczonych do szkliwa, tu najwyższą czułość oraz swoistość wykazano dla tomografii CBCT (0,474 i 0,996, tabela 27) oraz wartości te różnią się istotnie statystycznie od wyników pozostałych badań (tabela 28 i tabela 29). Czułość badania metodą radiografii cyfrowej wyniosła 0,372, a metodą radiografii konwencjonalnej – 0,359. Swoistość dla radiografii cyfrowej i konwencjonalnej wykazano podobną – 0,983.

Tabela 25. Czułość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy zębiny

badanie	obserwator	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	1	0,462	0,301 to 0,628	0,996	0,976 to 1,000
	2	0,487	0,324 to 0,652	0,996	0,976 to 1,000
digora	1	0,436	0,278 to 0,604	0,983	0,956 to 0,995
	2	0,308	0,170 to 0,476	0,983	0,956 to 0,995
film	1	0,436	0,278 to 0,604	0,983	0,956 to 0,995
	2	0,282	0,150 to 0,449	0,983	0,956 to 0,995

Tabela 26. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy zębiny

Badanie	Obserwator	AUC	95% CI	SE	Z	p
CBCT	1	0,73	0,65 to 0,81	0,040	5,65	<0,0001
	2	0,74	0,66 to 0,82	0,041	5,95	<0,0001
digora	1	0,71	0,63 to 0,79	0,040	5,17	<0,0001
	2	0,65	0,57 to 0,72	0,038	3,85	<0,0001
Film	1	0,71	0,63 to 0,79	0,040	5,17	<0,0001
	2	0,63	0,56 to 0,70	0,037	3,60	0,0002

H0: $AUC \leq 0,5$. H1: $AUC > 0,5$.

Tabela 27. Średnie czułości i swoistości badań dla próchnicy zębiny

badanie	czułość	95% CI	swoistość	95% CI
CBCT	0,474	0,360 to 0,591	0,996	0,984 to 0,999
digora	0,372	0,265 to 0,489	0,983	0,966 to 0,992
film	0,359	0,253 to 0,476	0,983	0,966 to 0,992

Tabela 28. Porównanie średnich czułości badań dla próchnicy zębiny

	czułość 1	czułość 2	p
CBCT/digora	0,474 (n=540)	0,372 (n=540)	0,000692
CBCT/film	0,474 (n=540)	0,359 (n=540)	0,000127
digora/film	0,372 (n=540)	0,359 (n=540)	0,657351

Tabela 29. Porównanie średnich swoistości badań dla próchnicy zębiny

	swoistość 1	swoistość 2	p
CBCT/digora	0,996 (n=540)	0,983 (n=540)	0,036112
CBCT/film	0,996 (n=540)	0,983 (n=540)	0,036112
digora/film	0,983 (n=540)	0,983 (n=540)	1,00000

Obliczono również największą wartość pola pod krzywą ROC (AUC) dla badania metodą tomografii CBCT (tabela 26 i tabela 30). Różnicę istotnie statystyczną wykazano jedynie przy porównaniu wartości AUC dla CBCT i radiografii konwencjonalnej, jednak nieznacznie różniła się ona od poziomu istotności ($p=0,05$) (tabela 31).

Tabela 30. Średnie wartości AUC dla badań dla próchnicy zębiny

Badanie	AUC	95% CI	SE	Z	p
CBCT	0,74	0,68 to 0,79	0,028	8,25	<0,0001
digora	0,68	0,62 to 0,73	0,028	6,40	<0,0001
film	0,67	0,62 to 0,72	0,028	6,21	<0,0001

H0: $AUC \leq 0,5$. H1: $AUC > 0,5$.

Tabela 31. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC) dla zębiny

badania	różnica	95%CI	SE	Z	P
CBCT/digora	0,06	0,00 to 0,12	0,031	1,85	0,0638
CBCT/film	0,06	0,00 to 0,12	0,030	2,11	0,0344
digora/film	0,01	-0,05 to 0,06	0,027	0,24	0,8104

Prawdopodobieństwo, że mając ujemny wynik badania choroba rzeczywiście nie występuje, jest tu znacznie wyższe, ponad 90% dla wszystkich trzech badań. Dodatkowo wartości predykcyjne natomiast dla badań metodą radiografii cyfrowej i konwencjonalnej przyjmują wartości ok. 78%, w porównaniu z prawie 95% prawdopodobieństwem wystąpienia choroby przy dodatnim wyniku dla CBCT (tabela 32).

Tabela 32. Dodatnie (PPV) i ujemne (NPV) wartości predykcyjne dla badań dla próchnicy zębiny

badanie	Obserwator	PPV	NPV
CBCT	1	0,947	0,916
	2	0,950	0,920
	razem	0,949	0,918
digora	1	0,809	0,912
	2	0,750	0,894
	razem	0,784	0,903
film	1	0,809	0,912
	2	0,733	0,890
	razem	0,778	0,901

V. OMÓWIENIE WYNIKÓW I Dyskusja

We współczesnym piśmiennictwie mocno podkreśla się fakt, że aby skutecznie leczyć chorobę jaką jest próchnica zębów, zaczynając od właściwej diagnostyki, należy przede wszystkim dobrze ją zdefiniować i zrozumieć [Fejerskov 1997]. Dawniej, obok stwierdzenia, że jest to choroba wieloczynnikowa, akcentowało się główną rolę bakterii płytki nazębnej oraz produkowanych przez nie kwasów. Definicję nie tyle zmieniono z biegiem lat, ale, na podstawie coraz doskonalszych badań, uzupełniono. Badania głównie dotyczyły naturalnego środowiska jamy ustnej, w którym zarówno bakterie w nim bytujące, tworzenie przez nie biofilmu na powierzchniach zębów, jak i zachodzące w nim procesy metaboliczne, są fizjologicznym fenomenem. Próchnica zębów jest natomiast chorobą. Dlatego właśnie uzupełniono definicję o stwierdzenie, że próchnica zębów jest rezultatem zachwiania dynamicznej równowagi procesów demineralizacji i remineralizacji (kariostaza) w interfazie ślina/płytki nazębna/szklivo [Fejerskov 1997, Fejerskov 2004, Anusavice 2005]. Choroba ta jest również procesem, a nie pojedynczym epizodem. Definicja obejmuje jej symptomy i oznaki występujące zarówno w czasie teraźniejszym jak i przeszłym.

Pierwszą oznaką/etapem choroby próchnicowej, jak już wspomniano we wstępie pracy, jest demineralizacja, czyli ubytek minerałów z podpowierzchniowych warstw szkliwa. Zmiana, początkowo niewidoczna, z czasem ukazuje się jako plama próchnicowa biała lub brunatna (stadia D1, D2). Następnym etapem choroby jest progresja zmiany do zębiny (stadia D3, D4). Terminologia kolejnych stadiów choroby D1 – D4 zaakceptowana przez WHO, jest aktualnie w powszechnym użytku [World Health Organization, Oral Health Unit. A guide to oral health epidemiological investigations. Geneva: World Health Organization, 1979, 42].

Diagnostując poszczególne powierzchnie zębów należy określić w pierwszej kolejności jej stan – zdrowa/chora, następnie ryzyko próchnicy w przypadku zdrowych powierzchni lub aktywność i zasięg istniejącej zmiany [Pitts 2004, Baelum 2010]. W zależności od uzyskanych informacji i stwierdzonego stanu podejmuje się decyzje terapeutyczne [Baelum i wsp. 2012]. Według współczesnych standardów wyróżnia się trzy podstawowe rodzaje postępowania [Pitts 1997, Nyvad 2004, Pitts 2004]. W przypadku stwierdzenia zdrowej powierzchni zęba oraz niskiego ryzyka próchnicy lub też zmian małych subklinicznych, gdzie w równowadze są procesy de- i remineralizacji, leczenie nie jest wymagane (NAC – No Active Care). Stwierdzając natomiast małe zmiany, jak próchnica szkliwa bez ubytku tkanek (stadium D1) lub z ubytkiem ograniczonym do szkliwa (stadium

D2), bądź zmianę sięgającą zębiny (stadium D3) jednak bez ubytku tkanek, leczenie jest wymagane, jednak w postaci nieinwazyjnej. Polega na stosowaniu zabiegów profilaktycznych, których celem jest zapobiegnięcie dalszemu postępowi choroby i remineralizacja zmiany (PCA – Preventive Care Adviseed). Leczenie operacyjne (OCA – Operative Care Advised) obok profilaktycznego jest wymagane po stwierdzeniu nieodwracalnych zmian sięgających zębiny, wykazujących progresję i cechujących się makroskopowym ubytkiem tkanek. Leczenie jest wówczas inwazyjne i polega na chirurgicznym wycięciu chorobowo zmienionych tkanek i zastąpienie ich materiałem wypełniającym, co wiąże się nie tylko z lękiem pacjentów, który jest główną przyczyną unikania regularnych stomatologicznych wizyt kontrolnych, ale również faktem, że, mimo licznych badań, nie istnieje materiał, który dorównywałby doskonałością tkankom zęba. Głównie z tych powodów badania naukowców skierowane są obecnie na leczenie nieinwazyjne bądź minimalnie inwazyjne próchnicy, a związane jest to z diagnostyką wczesnych stadiów choroby.

Ponieważ w diagnostyce próchnicy na powierzchniach stycznych, głównym badaniem dodatkowym, obok badania klinicznego, jest badanie radiologiczne, obrazowe, podjęto w niniejszej pracy próbę oceny wartości diagnostycznej trzech różnych metod tego badania.

Wartość diagnostyczna obrazów związana jest ze zdolnością obserwatora tego obrazu do detekcji symptomów patologii/choroby, na podstawie której wyciąga on odpowiednie wnioski wspomagające diagnostykę i następnie plan leczenia. Obserwator ocenia jednak obraz subiektywnie, zwłaszcza w warunkach klinicznych, a w badaniu wartości diagnostycznej chodzi o wyłonienie „obiektywnej prawdy”. W tym celu medycyna zaadoptowała stosowany już wcześniej system oceny poprawności klasyfikatora, czyli wykreślenia krzywych ROC (Receiver Operating Characteristic) wywodzący się z teorii detekcji sygnału [van Erkel i Pattynama 1998, Obuchowski 2003, Park i wsp. 2004, Pesce i wsp. 2010]. Krzywą wykreśla się na podstawie obliczonych wartości czułości i swoistości ze zbioru dychotomicznych ocen obserwatorów. W badaniu wartości diagnostycznej bierze się również pod uwagę opinię/ocenę specjalistów z danej dziedziny, ale ponadto główną zaletą metody krzywej ROC jest względna niezależność od subiektywnych preferencji obserwatora. Gdy ten, mimo wątpliwości, stwierdza patologię, rośnie ilość wykrywanych patologii, czyli czułość, ale jednocześnie rośnie też ilość decyzji fałszywie pozytywnych, czyli nietrafność. Dokładnie odwrotnie dzieje się, gdy obserwator stwierdza patologię tylko w przypadkach nie budzących wątpliwości. Analiza ROC jest ponadto niezależna od stosowanych skal ocen

[Verdonschot i wsp. 1993]. Dodatkowo opinia kilku specjalistów pozwala określić jednoznaczność i powtarzalność ocen.

W piśmiennictwie można znaleźć liczne doniesienia, w których usiłowano określić czułość i swoistość badania rentgenowskiego w wykrywaniu próchnicy zębów oraz dużą rozbieżność otrzymanych wyników [White i Yoon 1997, Svanaes i wsp. 2000, Dove 2001, Bader i wsp. 2001, Wenzel 2004, Heiter-Neto i wsp. 2007, Pontual i wsp. 2010]. Analizując doniesienia z lat 1966 do 1999, Dove [2001] stwierdził, w przypadku powierzchni stycznych zębów, średnią czułość badania $0,61 \pm 0,21$ oraz średnią swoistość $0,96 \pm 0,04$ w przypadku zmian z ubytkiem tkanek, oraz odpowiednio $0,51 \pm 0,31$ i $0,89 \pm 0,08$ w przypadku wszystkich zmian na powierzchniach stycznych. Zwraca uwagę duże odchylenie standardowe dotyczące wartości czułości badania – czułość w analizowanych badaniach wahała się od 0,15 do 1,00. Generalnie podaje się średnią czułość 50-70% wykrywania próchnicy obejmującej zębinę w badaniach radiologicznych (razem na powierzchniach stycznych i okluzyjnych). Czułość wykrywania zmian wczesnych, bez ubytku tkanek oraz zmian ograniczonych do szkliwa jest znacząco niższa [White i Yoon 1997, Heiter-Neto i wsp. 2007, Pontual i wsp. 2010], co również wykazało przeprowadzone badanie. Diagnozując próchnicę za pomocą systemu Digora Optime na powierzchniach stycznych bez ubytku tkanek (z ang. non-cavitated lesions), Heiter-Neto i wsp. [2007] wykazali średnią czułość metody rzędu 22% (14-31%) oraz średnią swoistość 85% (68-97%). W niniejszej pracy wartości te okazały się nieco wyższe – odpowiednio 37,6% i 94,9% dla radiografii cyfrowej (system Digora Optime).

Pontual i wsp. [2010] zawężili jeszcze swoje badania do zmian próchnicowych powierzchni stycznych ograniczonych tylko do szkliwa. Porównując dokładność diagnostyczną systemów DenOptix, Digora FMX (z białymi i niebieskimi płytkami) oraz filmu Insight (o czułości F), wykazali brak statystycznie istotnej różnicy. Uzyskali natomiast równie małą, jak w przeprowadzonych badaniach (tu: 0,189 dla radiografii cyfrowej i 0,155 dla radiografii konwencjonalnej), czułość wszystkich badanych systemów (0,14-0,16), co świadczy według nich o małej przydatności diagnostyki rentgenowskiej w wykrywaniu próchnicy początkowej.

Większość autorów stwierdza, że wykrywanie próchnicy na powierzchniach stycznych i żujących za pomocą receptorów cyfrowych i konwencjonalnych filmów rentgenowskich nie wykazuje statystycznie istotnej różnicy. [Svanaes i wsp. 1996, White i Yoon 1997, Syriopoulos i wsp. 2000, Haak i wsp. 2001, Khan i wsp. 2005, Castro i wsp. 2007, Rockenbach i wsp. 2008, Pontual i wsp. 2010]. Jest jednak kilka wyjątków [Hinze i wsp. 2002, Hinze i Wenzel 2002].

Hinze i wsp. [2002] porównali dokładność diagnostyki próchnicy wykorzystując 4 systemy oparte na fosforze magazynującym: DenOptix, Cd-dent, Digora_{blue} i Digora_{white} (z niebieskimi i białymi płytkami) oraz film Ektaspeed Plus. Płytki z wszystkich systemów były naświetlane 2 razy: w krótszym czasie wynoszącym 10% czasu naświetlania filmu, oraz w dłuższym czasie - 25% czasu naświetlania filmu. Autorzy stwierdzili brak statystycznie istotnej różnicy w wykrywaniu próchnicy powierzchni stycznych przy dłuższym czasie naświetlania dla systemów DenOptix (AUC=0,68), Digora_{blue} (AUC=0,69), Digora_{white} (AUC=0,69) oraz filmu (AUC=0,69), jednak system Cd-dent (AUC=0,65) okazał się od nich mniej dokładny. Przy wykrywaniu próchnicy powierzchni żujących natomiast, używając dłuższego czasu naświetlania, najbardziej dokładny okazał się system Digora_{blue} (AUC=0,81). Czas ekspozycji miał wpływ na wartość diagnostyczną systemów DenOptix i Digora_{blue} w przypadku wykrywania próchnicy na powierzchniach stycznych oraz dla systemu Digora_{blue} w przypadku powierzchni żujących. Badania dotyczyły zmian próchnicowych zarówno szkliwa, jak i zębiny.

Podobne badania przeprowadzono również porównując systemy radiografii cyfrowej wykorzystujące detektory CCD: MPD_x, Dixi, Sidexis, RVG_{old}, RVG_{new} i Visualix oraz dwa filmy rentgenowskie: Ektaspeed Plus i InSight [Hinze i Wenzel 2002]. Autorzy stwierdzili, że przy wykrywaniu próchnicy na powierzchniach stycznych i walidacji histologicznej badania, dokładność diagnostyczna systemu Dixi (AUC=0,71) i filmu Ektaspeed Plus (AUC=0,7) są porównywalne, jednak system Dixi jest znacząco bardziej dokładny niż pozostałe systemy oraz film InSight.

Usiłowano również określić, na podstawie zdjęcia cyfrowego, głębokość ubytku [Syriopolous i wsp. 2000, Svanaes i wsp. 2000, Jacobson i wsp. 2004]. Syriopoulos i wsp. [2000] stwierdzili, że zarówno przy użyciu systemu Digora, jak i Sidexis oraz filmu, zgodność diagnozy była podobna, a głębokość ubytku w każdym przypadku była niedoszacowana (w rzeczywistości ubytek był głębszy).

Jacobsen i wsp. [2004] porównali natomiast w swoich badaniach pomiary głębokości/zasięgu zmiany próchnicowej uzyskane za pomocą różnych systemów radiografii cyfrowej, dwóch bazujących na czujnikach CCD (Dixi – Planmeca, i Sidexis - Sirona) i dwóch wykorzystujących płytki PSP (Digora – Soredex i DenOptix - Gendex). Wykorzystując jako „złoty standard” pomiar zmian na przekrojach histologicznych skrawków zębów, dowiedli, że pomiary uzyskane ze pomocą systemów Dixi i Digora były bardziej dokładne, niż te z systemów Sidexis i DenOptix. Autorzy zaznaczyli jednak, że istnieje duże

prawdopodobieństwo w poszczególnych przypadkach tak niedoszacowania wielkości zmiany, jak jej przeszacowania.

Przeprowadzono liczne badania nad wpływem przekształcania cyfrowych zdjęć rentgenowskich na ich wartość diagnostyczną [Kositbowornachi i wsp. 2004, Koob i wsp. 2004, Haak i Wicht 2005]. Kositbowornachi i wsp. [2004] (uwzględnili wzmocnienie brzeżne, powiększenie obrazu oraz kolor przy wykrywaniu próchnicy na powierzchniach żujących) i Koob i wsp. [2004] odnośnie próchnicy powierzchni stycznych nie wykazali takiego powiązania, natomiast pewne sprzeczności pojawiły się odnośnie odwrócenia skali szarości zdjęcia. Ubytek próchnicowy ukazuje się wówczas na takim zdjęciu jako jaśniejszy (czyli zaciemnienie) na ciemniejszym tle, jakie dają tkanki zęba. Castro i wsp. [2007] porównali wartość diagnostyczną konwencjonalnego filmu, obrazu cyfrowego oraz obrazu cyfrowego po modyfikacji, czyli odwróceniu skali szarości i dowiedli, że jest ona porównywalna. Natomiast Haak i Wicht [2005], gdy odwrócili skalę szarości zdjęcia, zauważyli mniejszą wykrywalność ubytków próchnicowych, zwłaszcza w zębienie.

Inni badacze uważają jednak, że pewne modyfikacje obrazu pomagają w diagnostyce próchnicy zębów. Taką zależność wykazali między innymi Shroud i wsp. [1996], odnośnie wzmocnienia brzeżnego, oraz Møystad i wsp. [1995] i Svanaes i wsp. [1996] odnośnie powiększenia obrazu. Haak i wsp. [2003] natomiast powiększali obraz uzyskany z systemu Sidexis 2 i 7 razy. Dowiedli, że lepszą wartość diagnostyczną mają obrazy: niepowiększony i powiększony 2-krotnie, niż obraz powiększony 7-krotnie.

Zastosowanie obrazów o wyższej rozdzielczości również nie poprawia skuteczności diagnostycznej radiogramów odnośnie próchnicy na powierzchniach stycznych. Dowiedli tej tezy w swoich doświadczeniach m.in. Brekhout i wsp. [2007] oraz Li i wsp. [2008]. Pierwszy zespół porównał 4 systemy – Dixi 2 – Planmeca, Visualix – Gendex, VistaScan – Dürr Dental oraz Digora Optime – Soredex, drugi – systemy: Digora FMX, Digora Optime oraz Dürr VistaScan.

Powszechnie przyjętym „punktem bez odwrotu”, czyli momentem od którego uważa się zmianę próchnicową za nieodwracalną i wymagane jest leczenie inwazyjne, uważa się próchnicę zębiny z ubytkiem tkanek oraz progresję zmiany. Idealne narzędzie diagnostyczne powinno nie tylko ilościowo wskazywać ubytek minerałów w powierzchniowych warstwach szkliwa, celem wdrożenia leczenia nieinwazyjnego (profilaktycznego), ale również wskazywać właściwy moment interwencji, czyli informować o aktywności zmiany i wskazywać moment powstania ubytku [Nyvad 2004]. Wśród głównych wad diagnostyki rentgenowskiej wymienia się właśnie brak możliwości rozróżnienia na jednorazowo

wykonanych radiogramach, czy widoczna zmiana (przejaśnienie) jest aktywna, czy jest to zmiana zatrzymana. Nie sposób ponadto określić, czy widoczne przejaśnienie przekraczające połączenie szkliwno-zębinowe powiązane jest z obecnością ubytku, czy nie. Piśmiennictwo podaje występowanie makroskopowego ubytku tkanek powiązanego z przejaśnieniem na radiogramie w 20-90% przypadków [de Araujo i wsp. 1996, Nielsen i wsp. 1996, Ratledge i wsp. 2001, Feldens i wsp. 2003, Mariath i wsp. 2007]. Hintze i wsp. [1999] podają, na podstawie badań obejmujących okres 2,5 lat, że w średnio 20% zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych z nienaruszoną powierzchnią (bez ubytku), przy których na radiogramach występowało przejaśnienie sięgające zębiny, pojawia się ubytek tkanek w pierwszych 1,5-rocznym okresie obserwacji. Oznacza to wg autorów, że większość, ale jednak nie wszystkie takie zmiany mogą zostać zatrzymane, mimo indywidualnej motywacji pacjentów. Badania przeprowadzone zostały na studentach stomatologii, przy wykorzystaniu czasowej separacji zębów. Zaznacza się jednak, że czasowa separacja zębów nie jest rutynowo stosowaną metodą diagnostyki w warunkach klinicznych, głównie ze względu na wymagany czas i dyskomfort pacjentów oraz monitorowanie zmian próchnicowych nadal opiera się głównie na badaniach radiograficznych. Decyzja terapeutyczna także nie powinna być podejmowana jedynie w oparciu o widoczny zasięg zmiany na zdjęciu rentgenowskim, ponieważ w wielu przypadkach prowadzi to do niepotrzebnych interwencji chirurgicznych [Haak i wsp. 2001].

Za pomocą radiografii konwencjonalnej i cyfrowej usiłuje się uzyskać informacje o trójwymiarowych tkankach na obrazach dwuwymiarowych. Wiązka promieniowania rentgenowskiego od źródła do detektora zostaje osłabiona przez różne, znajdujące się na jej drodze struktury. Jest to przyczyną trudności diagnostycznych, związanych z nakładaniem się dodatkowych struktur na badany obiekt, jak choćby stłoczonych zębów, czy szerokich powierzchni stycznych. Sposobem ich eliminacji było ukazanie na zdjęciach trzeciego wymiaru z wykorzystaniem technik tomograficznych. Dlatego w niniejszej pracy podjęto się próby oceny wartości diagnostycznej tomografii wolumetrycznej, poprzez ocenę czułości i swoistości tej metody.

Obliczona czułość badania metodą tomografii stożkowej w diagnostyce wczesnych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych zębów wynosiła 0,270. W grupie badanej, stanowiącej blisko 42% wszystkich badanych powierzchni zębów, na 27,4% powierzchni stwierdzono próchnicę ograniczoną do szkliwa oraz na 14,5% próchnicę zębiny. W zmianach tych nie stwierdzono, badaniem klinicznym, makroskopowego ubytku tkanek

twardych. Czulość badań rentgenowskich wewnątrzustnych stwierdzono natomiast większą – 0,376 dla radiografii cyfrowej i 0,372 dla radiografii konwencjonalnej.

Nieco niższe wartości otrzymali Haiter-Neto i wsp. [2008]. W badaniach wykorzystali również usunięte zęby ludzkie, przedtrzonowe i trzonowe, bez widocznego ubytku tkanek. Na podstawie badania histologicznego stwierdzili, że 63% badanych powierzchni była zdrowa, próchnica występowała w 37%, z czego w 31% ograniczona była do szkliwa i w 6% sięgała zębiny. Naukowcy porównali dokładność diagnostyczną dwóch systemów CBCT: NewTom 3G (Quantitative Radiology) i 3DX Accuitomo (Morita) oraz systemu radiografii cyfrowej Digora-fmx (Soredex) i filmu (Kodak Insight). W systemie NewTom 3G zmieniali ponadto wielkość pola obrazowania (FOV) oraz równocześnie rozdzielczość obrazów (FOV 12, 9 i 6 cali oraz odpowiednio mała, średnia i duża rozdzielczość). Wykazali oni generalnie niską czulość wszystkich systemów w wykrywaniu zmian na powierzchniach stycznych: dla tomografii stożkowej wynosiła ona od 0,13 dla systemu NewTom 3G 12 cali do 0,21 dla systemu 3DX Accuitomo oraz odpowiednio 0,17 i 0,18 dla radiografii cyfrowej i konwencjonalnej. Swistość badania metodą tomografii stożkowej wynosiła od 0,84 do 0,89, dla radiografii cyfrowej – 0,91 oraz dla radiografii konwencjonalnej – 0,92 i była niższa niż w niniejszych badaniach/badaniach własnych (tu odpowiednio: 0,987 dla tomografii CBCT, 0,949 dla radiografii cyfrowej i 0,955 dla radiografii konwencjonalnej).

W przeprowadzonych badaniach obliczono również czulość i swistość trzech badań radiograficznych dotyczących wykrywania zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych ograniczonych do szkliwa oraz zmian obejmujących zębiny. Wykrywanie próchnicy szkliwa za pomocą powyższych badań określono jako niską/słabą. Czulość tomografii wolumetrycznej wynosiła jedynie 0,068. Nieco lepiej wypadło badanie metodą radiografii cyfrowej – 0,189 oraz radiografia konwencjonalna – 0,155. Swistość badań dotyczących wykrywania próchnicy szkliwa na powierzchniach stycznych okazała się wysoka (ok 96% dla radiografii cyfrowej i konwencjonalnej oraz powyżej 98% dla tomografii stożkowej). Podczas wykrywania próchnicy zębiny na powierzchniach stycznych, najwyższą czulość uzyskano natomiast dla badania metodą tomografii wolumetrycznej (0,474) oraz niższe wartości dla radiografii cyfrowej (0,372) i konwencjonalnej (0,359). Swistość wszystkich trzech badań radiograficznych i tym razem okazała się wysoka – powyżej 98% dla radiografii cyfrowej i konwencjonalnej i blisko 100% dla tomografii wolumetrycznej.

Young i wsp. [2009] również określili w swoich badaniach czulość i swistość tomografii wolumetrycznej w wykrywaniu zmian próchnicowych ograniczonych do szkliwa i sięgających zębiny. Wykorzystali w nich tomograf 3DX Accuitomo, a wyniki porównali

z systemem radiografii cyfrowej wykorzystującym czujnik CCD (o odróżnieniu od badań własnych, w których wykorzystano system radiografii cyfrowej bazujący na płytkach PSP). Do badań zakwalifikowali 100 powierzchni stycznych zębów bocznych ustawionych w kontaktach proksymalnych imitujących łuk zębowy. Jako badanie stanowiące złoty standard wykonali natomiast mikro-TK (stosowane jedynie w badaniach *in vitro* z uwagi na jego długi czas, ok. 2 godz. dla jednej próbki, i wysoką dawkę promieniowania jonizującego). W oparciu o to badanie, naukowcy również stwierdzili niską czułość obu badań radiograficznych w wykrywaniu próchnicy szkliwa powierzchni stycznych – 0,24 dla tomografii stożkowej i 0,18 dla systemu CCD. Dla zmian na powierzchniach stycznych obejmujących zębinę wykazali natomiast prawie dwukrotnie wyższą czułość badania wolumetrycznego – 0,61 w porównaniu z radiografią cyfrową (0,33). Specyficzność/swoistość obu badań otrzymali wysoką i podobną zarówno dla zmian ograniczonych do szkliwa, jak i dla zmian głębszych.

W piśmiennictwie można znaleźć kilka doniesień, w których do oceny wartości diagnostycznej badań radiograficznych wykorzystano parametr AUC (area under ROC curve). W badaniach własnych największe wartości pola pod krzywą ROC, czyli największą moc dyskryminacyjną testu, otrzymano dla radiografii konwencjonalnej (AUC=0,67), następnie dla radiografii cyfrowej (AUC=0,66) oraz najmniejszą wartość dla tomografii wolumetrycznej (AUC=0,63). Wykazano także, że pola dla tomografii CBCT i radiografii konwencjonalnej oraz pola dla tomografii CBCT i radiografii cyfrowej różnią się istotnie statystycznie. Wskazuje to na istotnie mniejszą wartość diagnostyczną tomografii wolumetrycznej w wykrywaniu wczesnych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych.

Wyniki te można tłumaczyć rodzajem detektora urządzenia CBCT użytego w badaniu. W tomografie NewTom 3G zamontowany jest detektor typu wzmacniacz obrazu/czujnik CCD (IIT/CCD). Piśmiennictwo podaje, że tego typu detektory, w porównaniu do nowszych detektorów typu *flat panel* generują większą ilość szumu oraz artefaktów na obrazach [Baba i wsp. 2004, Naitoh i wsp. 2006]. Generalnie wśród wad tomografii wolumetrycznej, niezależnie od zastosowanego detektora, wymienia się ponadto małą rozdzielczość oraz artefakty występujące na uzyskanym obrazie. Rozdzielczość przekrojów tomografii wolumetrycznej wynosi średnio 2lp/mm [Arai i wsp. 1999, Araki i wsp. 2004, Gupta i wsp. 2008] (podczas gdy konwencjonalnego filmu – 20lp/mm [Farman i Farman 2005]), co uniemożliwia rozróżnianie subtelných zmian stopnia uwapnienia tkanek, jak ma to miejsce podczas diagnostyki próchnicy szkliwa. Wśród artefaktów utrudniających diagnostykę

próchnicy wymienić należy przede wszystkim te, związane z utwardzaniem wiązki promieniowania. Są to głównie artefakty pasmowe i miejscowe typu *cupping*. Przyczyną ich są struktury silnie zatrzymujące promieniowanie rentgenowskie, jak szkliwo zębów, będące najsilniej zmineralizowaną tkanką organizmu człowieka, ale także wypełnienia stomatologiczne i elementy metalowe w jamie ustnej. Przeprowadzone badania wykonane zostały w warunkach *in vitro* z odpowiednią selekcją materiału. Wyeliminowano z nich zęby z wszelkimi wypełnieniami stomatologicznymi, które mogłyby powodować powstanie artefaktów na obrazach. W warunkach klinicznych należy liczyć się z możliwością występowania w jamie ustnej zarówno wypełnień, jak i innych elementów metalowych (implanty/wszczepy, elementy aparatów ortodontycznych czy uzupełnienia protetyczne), a także z możliwością poruszenia się pacjenta podczas badania, co również jest przyczyną powstawania artefaktów.

Tsuchida i wsp. [2007] otrzymali podobną zdolność dyskryminacyjną tomografii wolumetrycznej w diagnostyce wczesnych zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych zębów jak w badaniach własnych ($AUC=0,63\pm 0,02$). Wykorzystali aparat Accuitomo, w którym również wykorzystany jest wzmacniacz obrazu (IIT) jako detektor. Jednak w przeciwieństwie do badań własnych, otrzymali podobną do tomografii CBCT wartość diagnostyczną konwencjonalnego filmu – $0,63\pm 0,03$. W badaniach własnych radiografia konwencjonalna okazała się najbardziej dokładna ($AUC=0,67$).

Wykrywanie zmian próchnicowych bez ubytku tkanek na powierzchniach stycznych za pomocą tomografii stożkowej badali także Qu i wsp. [2011]. Porównali oni aż pięć różnych systemów tomograficznych: NewTom 9000, Accuitomo 3DX, Kodak 9000 3D, ProMax 3D oraz DCT PRO wykorzystujących trzy różne typy detektorów. W pierwszych dwóch systemach zamontowany jest detektor typu wzmacniacz obrazu/czujnik CCD (II+CCD), w systemie Kodak 9000 3D – detektor typu *flat panel* z amorficznym krzemem (AFP), a systemy ProMax 3D i DCT PRO wykorzystują detektory typu *flat panel* z czujnikiem CMOS (CMOS FP). Do badań wykorzystali 39 zębów (78 powierzchni), z czego na 52,6% powierzchniach występowała próchnica. Naukowcy wykazali brak statystycznie istotnej różnicy pomiędzy powyższymi systemami w wykrywaniu próchnicy na powierzchniach stycznych bez względu na rodzaj detektora oraz przy różnych polach obrazowania im przypisanych. Wartości AUC otrzymali jednak dla wszystkich systemów bardzo niskie (od 0,541 do 0,577). Wartość pola pod krzywą ROC równą 0,5 uważa się za najgorszy wynik, świadczący o braku zdolności dyskryminacyjnej testu.

Zespół w podobnym składzie w tym samym roku opublikował także kolejne wyniki swoich badań [Zhang i wsp. 2011]. Wykorzystując również 39 zębów w doświadczeniu, naukowcy porównali dokładność diagnostyczną tomografii wolumetrycznej (systemy ProMax 3D i Kodak 9000 3D) oraz radiografii cyfrowej (Digora Optime) i konwencjonalnego filmu Kodak o czułości E. Również i w tych badaniach wykazali brak statystycznie istotnej różnicy pomiędzy wartościami AUC wszystkich czterech systemów w diagnostyce wczesnych (bez ubytku tkanek) zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych zębów oraz zdolności dyskryminacyjne wszystkich testów okazały się równie niskie/słabe (średnie wartości AUC dla filmu – 0,541, dla radiografii cyfrowej – 0,523 oraz dla tomografii CBCT – 0,528 i 0,525).

W piśmiennictwie można znaleźć również badania nad diagnostyką radiologiczną próchnicy na powierzchniach stycznych zębów, jednak bez względu na wielkość zmiany [Senel i wsp. 2010, Cheng i wsp. 2011]. Logiczne staje wówczas otrzymanie bardziej zadowolających wyników. Senel i wsp. [2011] do diagnostyki próchnicy na powierzchniach stycznych zębów bocznych, obok badania klinicznego, wykorzystali wewnątrzustne konwencjonalne (film Kodak o czułości E) i cyfrowe radiogramy oraz system tomografii wolumetrycznej ILUMA. Zdjęcia cyfrowe uzyskane zostały za pomocą systemu z czujnikiem CCD (Progeny Vision DX) oraz systemu z płytką PSP (Digora Optime). Pomimo, że naukowcy otrzymali najwyższe wyniki AUC (od 0,853 do 0,920) u wszystkich obserwatorów w przypadku tomografii stożkowej, nie wykazali statystycznie istotnej różnicy pomiędzy pięcioma powyższymi metodami diagnostycznymi. Wysokie wartości AUC mogą wynikać z dużej ilości próchnicy zębiny w materiale badawczym – na 48,5% powierzchni proksymalnych z próchnicą, 34% stanowiły zaawansowane zmiany sięgające zębiny (w tym 18% zmiany sięgające powyżej połowy grubości zębiny) oraz 14,5% zmiany ograniczone do szkliwa.

W piśmiennictwie pojawia się jednak pytanie - jak wcześnie zmiany próchnicowe powinny być wykrywane? Procesy demineralizacji i remineralizacji występują wszakże w jamie ustnej nieustannie. Są one, przy braku aktywnej choroby próchnicowej, w równowadze. Dlatego nie jest tak oczywistą odpowiedzią – tak szybko jak to możliwe. Wczesna diagnostyka umożliwia szybsze wdrożenie leczenia nieinwazyjnego, ale również wczesne zmiany mogą samoczynnie ulec zatrzymaniu, albo wyleczeniu, bez profesjonalnych zabiegów [Nyvad 2004]. Ponadto bardzo wczesne wykrywanie próchnicy zwiększa ryzyko diagnozy fałszywie dodatniej, a jak podaje Wenzel [1995] na podstawie przeglądu piśmiennictwa, w diagnostyce radiograficznej występuje ona w 3-30% przypadków. Ogólnie przyjęte jest zdanie, że zmiany

ROZPRAWA DOKTORSKA

próchnicowe powinny być wykrywane we wczesnym stadium, zanim dojdzie do utraty tkanek zęba, jednak nie wcześniej zanim zmiana jest widoczna gołym okiem.

VI. WNIOSKI

1. Wykazano niską przydatność badania metodą tomografii wolumetrycznej w wykrywaniu wczesnych stadiów próchnicy zębów
2. Dokładność diagnostyczna tomografii stożkowej w wykrywaniu próchnicy wczesnej powierzchni stycznych zębów okazała się niższa w porównaniu z radiografią konwencjonalną i cyfrową:
 - 2.1 Badanie metodą tomografii wolumetrycznej wykazuje niższą czułość wykrywania zmian ograniczonych do szkliwa w porównaniu z radiografią konwencjonalną i cyfrową
 - 2.2 Badanie metodą tomografii wolumetrycznej wykazuje wyższą czułość wykrywania zmian próchnicowych obejmujących zębinę w porównaniu z radiografią cyfrową i konwencjonalną
 - 2.3 Wszystkie trzy badania radiologiczne (tomografia wolumetryczna, radiografia cyfrowa oraz radiografia konwencjonalna) wykazują bardzo małą czułość wykrywania zmian ograniczonych do szkliwa
 - 2.4 Potwierdzono wysoką swoistość badań radiologicznych (tomografii wolumetrycznej, radiografii cyfrowej oraz radiografii konwencjonalnej) w wykrywaniu próchnicy
 - 2.5 Stwierdzono wysoką powtarzalność ocen we wszystkich wykorzystanych badaniach radiologicznych
 - 2.6 Wykazano wyższą jednoznaczność w ocenie obrazów z tomografii stożkowej w porównaniu z radiografią cyfrową i konwencjonalną.

VII. STRESZCZENIE/SUMMARY/

Współczesna stomatologia dąży do zachowania nienaruszonych struktur zęba poprzez profilaktykę, wczesną diagnostykę oraz minimalnie inwazyjne leczenie. Szczególny nacisk kładzie się na udoskonalenie metod wczesnego wykrywania choroby. W diagnostyce próchnicy zębów, obok podstawowego badania klinicznego, głównym badaniem pomocniczym jest badanie rentgenowskie. Umożliwia ono ocenę twardych tkanek zęba, zwłaszcza miejsc niewidocznych gołym okiem, jak powierzchnie styczne. W rentgenodiagnostyce próchnicy wykorzystuje się głównie zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe (bitewing radiographs) otrzymane zarówno na konwencjonalnych filmach, jak również za pomocą systemów radiografii cyfrowej. Podkreśla się także ograniczenia diagnostyki rentgenowskiej, na przykład wtedy, gdy na zdjęciach widoczne jest nakładanie się powierzchni stycznych sąsiadujących zębów, a także podczas różnicowania próchnicy z przejaśnieniem przyszyjkowym. Trudności i ograniczenia diagnostyczne wynikają z dwuwymiarowego i sumacyjnego charakteru otrzymanych zdjęć, na których trzeci wymiar, a więc struktura zęba w wymiarze policzkowo-językowym, jest w wielu przypadkach przedstawiony w sposób nieprawidłowy. W końcu lat 1990-tych został zaprezentowany nowy system trójwymiarowego obrazowania szczękowo-twarzowego, pozwalający na otrzymywanie obrazów tomograficznych przy zastosowaniu stosunkowo małych dawek promieniowania. W urządzeniach tego typu wykorzystuje się wiązkę promieniowania rentgenowskiego w kształcie stożka oraz jeden lub kilka detektorów promieniowania pozwalających na uzyskanie różnych pól obrazowania. Otrzymane obrazy mogą być wielopłaszczyznowo przekształcane oraz struktury sąsiadujące z obszarem zainteresowania z nich usunięte. Tomografia tego typu znalazła szerokie zastosowanie w takich dziedzinach stomatologii, jak chirurgia stomatologiczna i implantologia, endodoncja, periodontologia, ortodoncja oraz w przypadkach schorzeń stawu skroniowo-żuchwowego. Przydatność tomografii z wiązką stożkową (ang. Cone-Beam Computed Tomography - CBCT) w kariologii, zwłaszcza diagnostyce wczesnych zmian próchnicowych zębów jest nadal na etapie badań a jej skuteczność wydaje się być problematyczna.

Celem pracy była ocena przydatności tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce wczesnych stadiów próchnicy zębów (próchnica początkowa, próchnica powierzchowna) oraz ocena porównawcza tomografii wolumetrycznej z innymi metodami

radiologicznymi bazującymi na analogowych i cyfrowych wewnątrzustnych zdjęciach rentgenowskich.

W badaniu wykorzystano 135 zęby ludzkie przedtrzonowe (n=67) i trzonowe (n=68) usunięte ze wskazań ortodontycznych i chirurgicznych. Zakwalifikowano zęby klinicznie zdrowe (grupa kontrolna) oraz zęby ze zmianami próchnicowymi bez cech utraty ciągłości tkanek twardych koron klinicznych (grupa badawcza). Wykluczono z badania zęby z ubytkiem tkanek oraz zęby z wypełnieniami. Zęby z obu grup zamontowano losowo w silikonowych bloczkach, odtwarzając kontakty styczne, w rzędach po cztery: dwa zęby przedtrzonowe i dwa trzonowe. Przeprowadzono następnie kolejne badania: wykonano zdjęcia rentgenowskie na konwencjonalnym filmie Kodak Insight (Eastman Kodak Company, Rochester, NY), zdjęcia cyfrowe z użyciem systemu wykorzystującego płytki PSP (Digora Optime, Soredex, Helsinki, Finland) oraz tomografię wolumetryczną (CBCT) za pomocą systemu NewTom 3G (Quantitative Radiology, Verona, Italy). Uzyskane obrazy zostały następnie ocenione przez dwóch niezależnych obserwatorów, dwukrotnie, w odstępie dwutygodniowym. Przyjęto 5-stopniową skalę odnoszącą się do zaawansowania zmiany próchnicowej. Obrazy uzyskane z tomografu stożkowego zrekonstruowano do przekrojów mezjalno-dystalnych o grubości warstwy obrazowania 0,25mm. Badanie histologiczne będące badaniem referencyjnym („złoty standard”) wykonano celem oceny rzeczywistego zasięgu zmian próchnicowych. W odniesieniu do niego wyznaczono takie parametry, jak: czułość i swoistość badań radiologicznych z przedziałami ufności oraz dodatnie (PPV – positive predictive value) i ujemne (NPV – negative predictive value) wartości predykcyjne. Wykreślono następnie krzywe ROC z podaniem wartości pól pod krzywymi (area under ROC curve - AUC). Powyższe parametry wyznaczono ponadto dla próchnicy szkliwa oraz dla próchnicy zębiny. Za pomocą współczynnika W Kendalla oceniono także stopień powtarzalności otrzymywanych wyników radiologicznych przez obserwatorów (intraobserver agreement, zgodność wewnętrzna, powtarzalność ocen) i pomiędzy nimi (interobserver agreement, zgodność zewnętrzna, jednoznaczność ocen).

Najwyższą czułość wykrywania próchnicy wczesnej (próchnicy szkliwa oraz próchnicy zębiny, bez ubytku tkanek) wykazano dla radiografii cyfrowej (0,376) oraz nieznacznie tylko niższą dla radiografii konwencjonalnej (0,372). Czułość tomografii wolumetrycznej (0,270) okazała się niższa, a różnica z w/w statystycznie istotna ($p < 0,0001$). Swoistość badania metodą tomografii CBCT (0,987) była natomiast wyższa w porównaniu z radiografią cyfrową (0,949) i konwencjonalną (0,955). Największe wartości pól pod krzywymi ROC (AUC), świadczące o dokładności diagnostycznej badania, uzyskano dla

radiografii konwencjonalnej (0,67) oraz cyfrowej (0,66), mniejsze natomiast dla tomografii CBCT (0,63). Wartości te dla CBCT i Digory oraz dla CBCT i filmu różnią się istotnie statystycznie (dla poziomu istotności $p < 0,05$). Najwyższą wartość dodatniej wartości predykcyjnej (PPV) uzyskano dla tomografii wolumetrycznej (93,8%). Niższe wartości otrzymano dla ujemnych wartości predykcyjnych (NPV), 65% dla CBCT oraz 68% dla filmu i Digory. Czułość wykrywania próchnicy szkliwa dla wszystkich trzech badań okazała się niska – 0,068 dla tomografii wolumetrycznej, 0,155 dla radiografii konwencjonalnej i 0,189 dla radiografii cyfrowej. Wykazano istotną statystycznie różnicę w przypadku tych wartości dla CBCT i filmu oraz CBCT i Digory. W przypadku natomiast wykrywania zmian sięgających zębiny, najwyższą czułość oraz swoistość wykazano dla tomografii CBCT (0,474 i 0,996) oraz wartości te różnią się istotnie statystycznie od wyników pozostałych badań (radiografii konwencjonalnej oraz cyfrowej).

Wykazano, że wykrywanie próchnicy wczesnej metodą tomografii stożkowej CBCT ma niższą wartość diagnostyczną w porównaniu z radiografią konwencjonalną i cyfrową. Badanie metodą tomografii wolumetrycznej wykazuje niższą czułość wykrywania zmian ograniczonych do szkliwa oraz wyższą czułość wykrywania zmian obejmujących zębiny w porównaniu z radiografią konwencjonalną i cyfrową. Wszystkie trzy badania radiologiczne (tomografia wolumetryczna, radiografia cyfrowa oraz radiografia konwencjonalna) wykazują bardzo małą czułość wykrywania zmian ograniczonych do szkliwa. Swoistość natomiast badań radiologicznych w wykrywaniu próchnicy jest wysoka. Stwierdzono wysoką powtarzalność ocen we wszystkich wykorzystanych badaniach radiologicznych oraz wyższą jednoznaczność w ocenie obrazów z tomografii stożkowej w porównaniu z radiografią cyfrową i konwencjonalną.

SUMMARY

Evaluation of the diagnostic accuracy of cone-beam computer tomography (CBCT) for the detection of noncavitated proximal carious lesion – in vitro condition

Modern dentistry aims at preservation of untouched dental structure by prophylaxis, early diagnostics and minimally invasive treatment. Special attention is given to the improvement of methods of early disease diagnosing. Apart from the basic clinical examination X-ray examination is the main additional examination in the diagnostics of dental caries. It enables assessment of dental hard tissues, especially places which are invisible to the naked eye, such as approximal surfaces. The radiographic diagnosis of caries mainly applies bitewing radiographs, which can be obtained both on conventional films and by means of digital radiography systems. The limitations of radiodiagnostics are emphasized, e.g. when overlapping proximal surfaces of adjacent teeth can be seen or when differentiating between caries and cervical burnout. Diagnostic difficulties and limitations result from the two-dimensional and summative character of the obtained images, where the third dimension, which is the dental structure in the buccolingual dimension, is usually inappropriately shown. In the late 1990s a new system of three-dimensional maxillofacial imaging was presented. It gives a possibility to obtain tomographic images with relatively low dose radiation. These appliances use cone-beam X-rays and one or two radiation detectors, which give different imaging fields. The obtained images may be subject to multiplanar reformatting (MPR) and the structures adjacent to the area of interest may be removed from them. This type of tomography has found wide application in such fields of dentistry as dental surgery, implantology, endodontics, periodontology, orthodontics and in temporomandibular joint diseases. The usefulness of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in cariology, especially in the diagnostics of early carious lesions, is still under investigation and its effectiveness seems to be problematic.

The aim of the study was assessment of the usefulness of cone-beam volumetric tomography (CBCT) in the diagnostics of early stages of dental caries (caries incipient, caries superficialis) and comparative assessment of volumetric tomography with other radiological methods based on analogue and digital intraoral X-ray images.

135 human premolars (n=67) and molars (n=68), which had been extracted due to orthodontic and surgical indications, were used in the study. Clinically healthy teeth (control group) and

teeth with carious lesions without the characteristics of loss of continuity in the hard tissues of clinical crowns (research group) were qualified. Teeth with loss of tissues and teeth with fillings were excluded from investigation. The teeth from both groups were randomly placed in silicon blocks with approximal contacts, four in a row: two premolars and two molars. Then the following investigations were carried out consecutively: X-rays on a conventional Kodak Insight film (Eastman Kodak Company, Rochester, NY), digital images obtained by means of the system with PSP plates (Digora Optime, Soredex, Helsinki, Finland) and volumetric tomography (CBCT) by means of the NewTom 3G system (Quantitative Radiology, Verona, Italy). Next, the obtained images were assessed by two independent observers, two times at a two-week interval. A 5-point scale was assumed to assess the advancement of carious lesions. The images obtained from the cone-beam tomograph were reconstructed and sectioned in the mesiodistal plane (imaging layer thickness 0.25 mm). A histological investigation was carried out as a reference test (gold standard) in order to conduct a real assessment of the extent of carious lesions. In reference to it the following parameters were determined: the sensitivity and specificity of X-ray examinations with confidence intervals and positive (PPV) and negative predictive values (NPV). Then ROC curves were drawn and the values of areas under ROC curves (AUC) were given. The same parameters were also determined for enamel caries and dentinal caries. Kendall's coefficient was applied to assess the degree of repeatability of the radiological results obtained by the observers (intraobserver agreement, internal agreement, assessment repeatability) and between them ((interobserver agreement, external agreement, unambiguity assessment).

Digital radiography proved to have the highest sensitivity of detection of early caries (enamel caries and dentinal caries, without loss of tissue) (0.376), whereas conventional radiography had only slightly lower sensitivity (0.372). The sensitivity of volumetric tomography turned out to be lower (0.270) and the difference between the aforementioned methods and CBCT was statistically significant ($p < 0.05$). However, the specificity of CBCT examination (0.987) was higher than that of digital (0.949) and conventional radiography (0.955). The highest values of areas under ROC curves (AUC), which proved the diagnostic accuracy of the test, were obtained for conventional (0.67) and digital radiography (0.66), whereas they were smaller for CBCT (0.63). There are significant differences in those values for CBCT and Digora and for CBCT and the film (significance level $p < 0.05$). The highest positive predictive value (PPV) was obtained for volumetric tomography (93.8%). There were lower values for negative predictive values (NPV), 65% for CBCT and 68% for the film and Digora. The sensitivity of enamel caries detection was low for all the three examinations –

0.068 for volumetric tomography, 0.155 for conventional radiography and 0.189 for digital radiography. Statistically significant differences in the values were proved for CBCT and the film and for CBCT and Digora. As far as the detection of lesions extending into dentin is concerned, CBCT proved to have the highest sensitivity and specificity (0.474 and 0.996) and these values turned out to be statistically significantly different from the results of the other examinations (conventional and digital radiography).

It was concluded, that the detection of early caries by means of cone-beam computed tomography has lower diagnostic value than conventional and digital radiography. Volumetric tomography examination shows lower sensitivity of detection of the lesions limited to the enamel and higher sensitivity of detection of the lesions extending into dentin than conventional and digital radiography. All the three radiological examinations (volumetric tomography, digital radiography and conventional radiography) show very low sensitivity of detection of the lesions limited to the enamel. However, the specificity of radiological examinations in the detection of caries is high. There was high repeatability of assessments in all of the three radiological examinations and higher unambiguity in the assessment of CBCT images than in conventional and digital radiography.

VIII. PIŚMIENICTWO

- Ahmad M., Freymiller E.: Cone beam computed tomography: evaluation of maxillofacial pathology. *J. Calif. Dent. Assoc.* 2010; 38(1):41–47
- Akarslan Z.Z., Akdevelioğlu M., Güngör K., Erten H.: A comparison of the diagnostic accuracy of bitewing, periapical, unfiltered and filtered digital panoramic images for approximal caries detection in posterior teeth. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(8):458–463
- Aluchna A., Strużycka I., Mielczarek A., Raczyńska M., Wierzbicka M.: Współczesne poglądy dotyczące zagadnień profilaktyki, diagnostyki i leczenia próchnicy zębów. *Mag. Stomatol.* 2007; 17(9): 84-86
- Anusavice K.J.: Present and future approaches for the control of caries. *J. Dent. Educ.* 2005; 69(5):538–554
- Arai Y., Tammissalo E., Iwai K., Hashimoto K., Shinoda K.: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1999; 28(4):245–248
- Araki K., Maki K., Seki K., Sakamaki K., Harata Y., Sakaino R., Okano T., Seo K.: Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(1):51–59
- Arisan V., Karabuda Z.C., Avsever H., Ozdemir T.: Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2012 [doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00436.x.]
- Baba R., Konno Y., Ueda K., Ikeda S.: Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput. Med. Imaging Graph.* 2002; 26(3):153–158
- Baba R., Ueda K., Okabe M.: Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(5):285–290
- Baciuț M., Hedesiu M., Bran S., Jacobs R., Nackaerts O., Baciuț G.: Pre- and postoperative assessment of sinus grafting procedures using cone-beam computed tomography compared with panoramic radiographs. *Clin. Oral Implants Res.* 2012 [doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02408.x.]
- Bader J.D., Shugars D.A., Bonito A.J.: Systematic reviews of selected dental caries diagnostic and management methods. *J. Dent. Educ.* 2001; 65(10):960–968
- Baelum V.: What is an appropriate caries diagnosis? *Acta Odontol. Scand.* 2010; 68(2):65–79

Baelum V., Hintze H., Wenzel A., Danielsen B., Nyvad B.: Implications of caries diagnostic strategies for clinical management decisions. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 2012; 40(3):257–266

Bahrami G., Hagström C., Wenzel A.: Bitewing examination with four digital receptors. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003; 32(5):317–321

Barghan S., Merrill R., Tetradis S.: Cone beam computed tomography imaging in the evaluation of the temporomandibular joint. *J. Calif. Dent. Assoc.* 2010; 38(1):33–39

Bednarski J., Grzonka A., Mazur T., Postek-Stefańska L., Stefańczyk M.: Plama próchnicowa – współczesne metody diagnostyczne. *Przegląd piśmiennictwa. Twój Prz. Stomatol.* 2009; 9: 54-56, 58-60

Berco M., Rigali P.H. Jr, Miner R.M., DeLuca S., Anderson N.K., Will L.A.: Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009; 136(1):17.e1–9; discussion 17–18

Berkhout W.E.R., Sanderink G.C.H., van der Stelt P.F.: Does digital radiography increase the number of intraoral radiographs? A questionnaire study of Dutch dental practices. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003; 32(2):124–127

Berkhout W.E.R., Beuger D.A., Sanderink G.C.H., van der Stelt P.F.: The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(1):1–5

Berkhout W.E.R., Verheij J.G.C., Syriopoulos K., Li G., Sanderink G.C.H., van der Stelt P.F.: Detection of proximal caries with high-resolution and standard resolution digital radiographic systems. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2007; 36(4):204–210

Bille J., Thylstrup A.: Radiographic diagnosis and clinical tissue changes in relation to treatment of approximal carious lesions. *Caries Res.* 1982; 16:1-6

Borg E.: Some characteristics of solid-state and photo-stimulable phosphor detectors for intra-oral radiography. *Swed. Dent. J. Suppl.* 1999; 139:i–viii, 1–67

Borg E., Attaelmanan A., Gröndahl H.G.: Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2000; 89(1):118–124

Borg E., Attaelmanan A., Gröndahl H.G.: Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2000; 29(2):70–75

Bornstein M.M., Wölner-Hanssen A.B., Sendi P., von Arx T.: Comparison of intraoral radiography and limited cone beam computed tomography for the assessment of root-fractured permanent teeth. *Dent. Traumatol.* 2009; 25(6):571–577

- Brown A.A., Scarfe W.C., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G.: Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod.* 2009; 79(1):150–157
- Castro V.M., Katz J.O., Hardman P.K., Glaros A.G., Spencer P.: In vitro comparison of conventional film and direct digital imaging in the detection of approximal caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2007; 36(3):138–142
- Chau A.C.M., Fung K.: Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2009; 107(4):559–565
- Cheng J.-G., Zhang Z.-L., Wang X.-Y., Zhang Z.-Y., Ma X.-C., Li G.: Detection accuracy of proximal caries by phosphor plate and cone-beam computerized tomography images scanned with different resolutions. *Clin. Oral Investig.* 2011 [doi: 10.1007/s00784-011-0599-7]
- Chłapowska J., Żmijewska C.: Diagnostyka próchnicy powierzchni stycznych w badaniu klinicznym, trans iluminacyjnym i radiologicznym. *Stomatol. Współcz.* 1999; 6(4):32-35
- Cowen A.R., Kengyelics S.M., Davies A.G.: Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clin. Radiol.* 2008; 63(5):487–498
- Cury J.A., Tenuta L.M.A.: Enamel remineralization: controlling the caries disease or treating early caries lesions? *Braz. Oral Res.* 2009;23 Suppl 1:23–30
- Damstra J., Fourie Z., Huddleston Slater J.J.R., Ren Y.: Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010; 137(1):16.e1–6; discussion 16–17
- Damstra J., Fourie Z., Ren Y.: Comparison between two-dimensional and midsagittal three-dimensional cephalometric measurements of dry human skulls. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011; 49(5):392–395
- de Araujo F.B., de Araujo D.R., dos Santos C.K., de Souza M.A.: Diagnosis of approximal caries in primary teeth: radiographic versus clinical examination using tooth separation. *Am. J. Dent.* 1996; 9(2):54–56
- De Vos W., Casselman J., Swennen G.R.J.: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009; 38(6):609–625
- Dove S.B.: Radiographic diagnosis of dental caries. *J. Dent. Educ.* 2001; 65(10):985–990
- Draenert F.G., Copenrath E., Herzog P., Müller S., Mueller-Lisse U.G.: Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but

not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2007; 36(4):198–203

Eggers G., Klein J., Welzel T., Mühling J.: Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2008; 46(8):639–644

El-Beialy A.R., Fayed M.S., El-Bialy A.M., Mostafa Y.A.: Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography measurements: Influence of head orientation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011; 140(2):157–165

Estrela C., Bueno M.R., Leles C.R., Azevedo B., Azevedo J.R.: Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J. Endod.* 2008; 34(3):273–279

Faccioli N., Barillari M., Guariglia S., Zivelonghi E., Rizzotti A., Cerini R., Mucelli R.P.: Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. *Radiologia Medica*, 2009; 114:1308-1318

Farman A.G.: Fundamentals of image acquisition and processing in the digital era. *Orthod. Craniofac. Res.* 2003; 6 Suppl 1:17–22

Farman A.G., Farman T.T.: A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2005; 99(4):485–489

Farman A.G., Scarfe W.C.: The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Semin. Orthod.* 2009; 15(1):2–13

Fejerskov O.: Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 1997; 25(1):5–12

Fejerskov O.: Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res.* 2004; 38(3):182–191

Feldens C.A., Tovo M.F., Kramer P.F., Feldens E.G., Ferreira S.H., Finkler M.: An in vitro study of the correlation between clinical and radiographic examinations of proximal carious lesions in primary molars. *J. Clin. Pediatr. Dent.* 2003; 27(2):143–147

Garcia Silva M.A., Wolf U., Heinicke F., Bumann A., Visser H., Hirsch E.: Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008a; 133: 640.e1-5

Garcia Silva M.A., Wolf U., Heinicke F., Gründler K., Visser H., Hirsch E.: Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2008b; 106:571-577

González-Cabezas C.: The chemistry of caries: remineralization and demineralization events with direct clinical relevance. *Dent. Clin. North Am.* 2010; 54(3):469–478

- Gormez O., Yilmaz H.H.: Image Post-Processing in Dental Practice. *Eur. J. Dent.* 2009; 3(4):343–347
- Graham S.A., Moseley D.J., Siewerdsen J.H., Jaffray D.A.: Compensators for dose and scatter management in cone-beam computed tomography. *Med. Phys.* 2007; 34(7):2691–2703
- Greiner M., Pfeiffer D., Smith R.D.: Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests”. *Prev.Vet. Med.* 2000; 45(1–2):23–41
- Gröndahl H.G., Wenzel A., Borg E., Tammisalo E.: An image plate system for digital intra-oral radiography. *Dent Update.* 1996; 23(8):334–337
- Gupta R., Grasruck M., Suess C., Bartling S.H., Schmidt B., Stierstorfer K., Popescu S., Brady T., Flohr T.: Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur. Radiol.* 2006; 16(6):1191–1205
- Gupta R., Cheung A.C., Bartling S.H., Lisauskas J., Grasruck M., Leidecker C., Schmidt B., Flohr T., Brady T.J.: Flat-Panel Volume CT: Fundamental Principles, Technology, and Applications. *Radiographics.* 2008; 28(7):2009–2022
- Haak R., Wicht M.J., Noack M.J.: Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions. *Caries Res.* 2001; 35(3):193–199
- Haak R., Wicht M.J., Nowak G., Hellmich M.: Influence of displayed image size on radiographic detection of approximal caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003; 32(4):242–246
- Haak R., Wicht M.J.: Grey-scale reversed radiographic display in the detection of approximal caries. *J. Dent.* 2005; 33(1):65–71
- Haiter-Neto F., dos Anjos Pontual A., Frydenberg M., Wenzel A.: A comparison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems: diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *J. Am. Dent. Assoc.* 2007; 138(10):1353–1359
- Haiter-Neto F., Wenzel A., Gotfredsen E.: Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(1):18–22
- Hall A., Girkin J.M.: A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. *J. Dent. Res.* 2004; 83 Spec No C:C89–94
- Hara A.T., Zero D.T.: The caries environment: saliva, pellicle, diet, and hard tissue ultrastructure. *Dent. Clin. North Am.* 2010; 54(3):455–467

- Hassan B., van der Stelt P., Sanderink G.: Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur. J. Orthod.* 2009; 31(2):129–134
- Hechler S.L.: Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent. Clin. North Am.* 2008; 52(4):809–823, vii
- Hilgers M.L., Scarfe W.C., Scheetz J.P., Farman A.G.: Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2005; 128(6):803–811
- Hintze H., Wenzel A.: Clinical and laboratory radiographic caries diagnosis. A study of the same teeth. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1996; 25(3):115–118
- Hintze H., Wenzel A., Danielsen B., Nyvad B.: Reliability of visual examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in contacting approximal surfaces. *Caries Res.* 1998; 32(3):204–209
- Hintze H., Wenzel A., Danielsen B.: Behaviour of approximal carious lesions assessed by clinical examination after tooth separation and radiography: a 2.5-year longitudinal study in young adults. *Caries Res.* 1999; 33(6):415–422
- Hintze H., Wenzel A.: Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2002; 31(1):44–49
- Hintze H., Wenzel A., Frydenberg M.: Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2002; 31(3):170–175
- Hintze H., Wenzel A.: Diagnostic outcome of methods frequently used for caries validation. A comparison of clinical examination, radiography and histology following hemisectioning and serial tooth sectioning. *Caries Res.* 2003; 37(2):115–124
- Hirsch E., Wolf U., Heinicke F., Silva M.A.G.: Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(5):268–273
- Holberg C., Steinhäuser S., Geis P., Rudzki-Janson I.: Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J. Orofac. Orthop.* 2005; 66(6):434–444
- Huysmans M.-C.D.N.J.M., Longbottom C.: The challenges of validating diagnostic methods and selecting appropriate gold standards. *J. Dent. Res.* 2004; 83 Spec No C:C48–52

- Ismail A.I.: Clinical diagnosis of precavitated carious lesions. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 2006; 25(1):13–23
- Jacobsen J.H., Hansen B., Wenzel A., Hintze H.: Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. *Caries Res.* 2004; 38(1):34–38
- Kaeppler G.: Applications of cone beam computed tomography in dental and oral medicine. *Int. J. Comput. Dent.* 2010; 13(3):203–219
- Katsumata A., Hirukawa A., Okumura S., Naitoh M., Fujishita M., Ariji E., Langlais R.P.: Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007; 104(6):829–836
- Kau C.H., Richmond S., Palomo J.M., Hans M.G.: Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J. Orthod.* 2005; 32(4):282–293
- Kau C.H., Bozic M., English J., Lee R., Bussa H., Ellis R.K.: Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region – an update. *Int. J. Med. Robotics Comput. Assist. Surg.* 2009; 5:366-380
- Kawata Y., Niki N., Kumazaki T.: Measurement of blood vessel characteristics for disease detection based on cone-beam CT images. *IEEE Transactions on Nuclear Science.* 1996; 43(6):3348–3354
- Khan K.S., Dinnes J., Kleijnen J.: Systematic reviews to evaluate diagnostic tests. *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.* 2001; 95(1):6–11
- Khan E.A., Tyndall D.A., Ludlow J.B., Caplan D.: Proximal caries detection: Sirona Sidexis versus Kodak Ektaspeed Plus. *Gen. Dent.* 2005; 53(1):43–48
- Kim M., Huh K.-H., Yi W.-J., Heo M.-S., Lee S.-S., Choi S.-C.: Evaluation of accuracy of 3D reconstruction images using multi-detector CT and cone-beam CT. *Imaging Sci. Dent.* 2012; 42(1):25–33
- Koob A., Sanden E., Hassfeld S., Staehle H.J., Eickholz P.: Effect of digital filtering on the measurement of the depth of proximal caries under different exposure conditions. *Am. J. Dent.* 2004; 17(6):388–393
- Körner M., Weber C.H., Wirth S., Pfeifer K.-J., Reiser M.F., Treitl M.: Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics.* 2007; 27(3):675–686
- Kositbowornchai S., Basiw M., Promwang Y., Moragorn H., Sooksuntisakoonchai N.: Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(4):236–240
- Krzyżostaniak J., Surdacka A.: Współczesne poglądy na temat diagnostyki rentgenowskiej próchnicy zębów. *Dental Forum* 2009; 1:83-88

- Krzyżostaniak J., Surdacka A.: Rozwój i zastosowanie tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce stomatologicznej – przegląd piśmiennictwa. *Dental Forum* 2010; 2:83-88
- Krzyżostaniak J., Surdacka A.: Rozwój wybranych technik radiologicznych w aspekcie obrazowania szczękowo-twarzowego. *Nowiny Lekarskie* 2010; 79(3):249-253
- Krzyżostaniak J., Kulczyk T., Surdacka A.: Historia radiologii stomatologicznej. *Dent. Med. Probl.* 2011; 48(2):277-281
- Kumar V., Ludlow J., Soares Cevidanes L.H., Mol A.: In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008; 78(5):873–879
- Kumar R., Indrayan A.: Receiver operating characteristic (ROC) curve for medical researchers”. *Indian Pediatr.* 2011; 48(4):277–287
- Lascala C.A., Panella J., Marques M.M.: Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(5):291–294
- Leng S., Zambelli J., Tolakanahalli R., Nett B., Munro P., Star-Lack J., Paliwal B., Chen G.H.: Streaking artifacts reduction in four-dimensional cone-beam computed tomography. *Med. Phys.* 2008; 35(10):4649–4659
- Leszczyński S.: Historia radiologii polskiej na tle radiologii światowej. *Medycyna Praktyczna, Kraków* 2000:250-264
- Li G., Berkhout W.E.R., Sanderink G.C.H., Martins M., van der Stelt P.F.: Detection of in vitro proximal caries in storage phosphor plate radiographs scanned with different resolutions. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(6):325–329
- Lofthag-Hansen S., Huuonen S., Gröndahl K., Gröndahl H.-G.: Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007; 103(1):114–119
- Lofthag-Hansen S., Thilander-Klang A., Ekestubbe A., Helmrot E., Gröndahl K.: Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37:72-79
- Lorenzoni D.C., Bolognese A.M., Garib D.G., Guedes F.R., Sant’anna E.F.: Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int. J. Dent.* 2012; Epub 2012 Apr 4; [doi: 10.1155/2012/813768]
- Loubele M., Jacobs R., Maes F., Schutyser F., Debaveye D., Bogaerts R., Coudyzer W., Vandermeulen D., van Cleynenbreugel J., Marchal G., Suetens P.: Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiat. Prot. Dosimetry* 2005; 117: 211-216

- Loubele M., Bogaerts R., Van Dijck E., Pauwels R., Vanheusden S., Suetens P., Marchal G., Sanderink G., Jacobs R.: Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur. J. Radiol.* 2009; 71(3):461–468
- Low K.M.T., Dula K., Bürgin W., von Arx T.: Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J. Endod.* 2008; 34(5):557–562
- Ludlow J.B., Abreu M. Jr, Mol A.: Performance of a new F-speed film for caries detection. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2001; 30(2):110–113
- Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks S.L.: Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003; 32:229-234
- Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks S.L., Howerton W.B.: Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2006; 35(4):219–226
- Ludlow J.B., Laster W.S., See M., Bailey L.J., Hershey H.G.: Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007; 103(4):534–542
- Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., White S.C.: Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J. Am. Dent. Assoc.* 2008; 139(9):1237–1243
- Ludlow J.B., Ivanovic M.: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2008; 106(1):106–114
- Macdonald-Jankowski D.S., Orpe E.C.: Some current legal issues that may affect oral and maxillofacial radiology. Part 2: digital monitors and cone-beam computed tomography. *J. Can. Dent. Assoc.* 2007; 73(6):507–511
- Mah J.K., Huang J.C., Choo H.: Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.* 2010; 141 Suppl 3:7S–13S
- Mariath A.A.S., Casagrande L., de Araujo F.B.: Grey levels and radiolucent lesion depth as cavity predictors for approximal dentin caries lesions in primary teeth. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2007; 36(7):377–381
- Marmulla R., Wörtche R., Mühling J., Hassfeld S.: Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2005; 34(1):28–31
- Medelnik J., Hertrich K., Steinhäuser-Andresen S., Hirschfelder U., Hofmann E.: Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study. *J. Orofac. Orthop.* 2011; 72(4):261–278

- Meilinger M., Schmidgunst C., Schütz O., Lang E.W.: Metal artifact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information. *Z. Med. Phys.* 2011; 21(3):174–182
- Metz C.E.: Receiver operating characteristic analysis: a tool for the quantitative evaluation of observer performance and imaging systems. *J. Am. Coll. Radiol.* 2006; 3(6):413–422
- Mickenausch S.: Wprowadzenie do stomatologii minimalnej interwencji. *Stomatol. Współcz.* 2006; 13(5):42-46
- Miracle A.C., Mukherji S.K.: Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2009; 30(6):1088–1095
- Miracle A.C., Mukherji S.K.: Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2009; 30(7):1285–1292
- Mirska-Miętek M.: Diagnozowanie zmian próchnicowych na powierzchniach stycznych zębów stałych. *Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie* 2010; 56(2):70-79
- Mol A.: Image processing tools for dental applications. *Dent. Clin. North Am.* 2000; 44(2):299–318
- Mol A., Balasundaram A.: In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(6):319–324
- Moreira C.R., Sales M.A.O., Lopes P.M.L., Cavalcanti M.G.P.: Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2009; 108(3):430–436
- Moreno E.C., Zahradnik R.T.: Chemistry of enamel subsurface demineralization in vitro. *J. Dent. Res.* 1974; 53(2):226–235
- Moshiri M., Scarfe W.C., Hilgers M.L., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G.: Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007; 132(4):550–560
- Møystad A., Svanaes D.B., Larheim T.A., Grøndahl H.G.: Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an in vitro study. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1995; 24(4):255–259
- Møystad A., Svanaes D.B., van der Stelt P.F., Grøndahl H.G., Wenzel A., van Ginkel F.C., Kullendorff B., Hintze H., Larheim T.A.: Comparison of standard and task-specific enhancement of Digora storage phosphor images for approximal caries diagnosis. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003; 32(6):390–396

- Mozzo P., Procacci C., Tacconi A., Martini P.T., Andreis I.A.: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.* 1998; 8(9):1558–1564
- Naitoh M., Hirukawa A., Katsumata A., Saburi K., Okumura S., Ariji E.: Imaging artifact and exposure conditions in limited-volume cone-beam computed tomography: comparison between an image intensifier system and a flat panel detector. *Oral Radiology.* 2006;22(2):69–74.
- Newman B., Seow W.K., Kazoullis S., Ford D., Holcombe T.: Clinical detection of caries in the primary dentition with and without bitewing radiography. *Aust. Dent. J.* 2009; 54(1):23–30
- Nielsen L.L., Hoernoe M., Wenzel A.: Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study. *Int. J. Paediatr. Dent.* 1996; 6(3):167–172
- Ning R., Chen B., Yu R., Conover D., Tang X., Ning Y.: Flat panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2000; 19(9):949–963
- Ning R., Tang X., Conover D.: X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. *Med. Phys.* 2004; 31(5):1195–1202
- Nyvad B.: Diagnosis versus Detection of Caries. *Caries Res.* 2004; 38(3):192–198.
- Obuchowski N.A.: Receiver operating characteristic curves and their use in radiology. *Radiology* 2003; 229(1):3–8
- Okano T., Harata Y., Sugihara Y., Sakaino R., Tsuchida R., Iwai K., Seki K., Araki K.: Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2009; 38(2):79–85
- Oz U., Orhan K., Abe N.: Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2011; 40(8):492–500
- Palomo J.M., Rao P.S., Hans M.G.: Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2008; 105(6):773–782
- Panzarella F.K., Junqueira J.L.C., Oliveira L.B., de Araújo N.S., Costa C.: Accuracy assessment of the axial images obtained from cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2011; 40(6):369–378
- Park C.-S., Kim K.-D., Park H., Jeong H.-G., Lee S.-C.: Characteristics of a new cone beam computed tomography. *Korean J. Oral Maxillofac. Radiol.* 2007; 37:205–209

Park S.H., Goo J.M., Jo C-H.: Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve: Practical Review for Radiologists. *Korean J. Radiol.* 2004; 5(1):11–18

Parks E.T., Williamson G.F.: Digital radiography: an overview. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2002; 3(4):23–39

Parks E.T.: Digital radiographic imaging: is the dental practice ready? *J. Am. Dent. Assoc.* 2008; 139(4):477–481

Patcas R., Markic G., Müller L., Ullrich O., Peltomäki T., Kellenberger C.J., Karlo C.A.: Accuracy of linear intraoral measurements using cone beam CT and multidetector CT: A tale of two CTs. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2012; 3 [doi: 10.1259/dmfr/21152480]

Patel S., Dawood A., Ford T.P., Whaites E.: The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int. Endod. J.* 2007; 40(10):818–830

Patel S., Dawood A., Mannocci F., Wilson R., Pitt Ford T.: Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int. Endod. J.* 2009; 42(6):507–515

Patel S., Dawood A., Wilson R., Horner K., Mannocci F.: The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *Int. Endod. J.* 2009; 42(9):831–838

Patel S.: New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int. Endod. J.* 2009; 42(6):463–475

Pauwels R., Stamatakis H., Bosmans H., Bogaerts R., Jacobs R., Horner K., Tsiklakis K.: Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Implants Res.* 2011 [doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x.]

Pauwels R., Beinsberger J., Collaert B., Theodorakou C., Rogers J., Walker A., Cockmartin L., Bosmans H., Jacobs R., Bogaerts R., Horner K.; SEDENTEXCT Project Consortium: Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81(2):267–271

Peers A., Hill F.J., Mitropoulos C.M., Holloway P.J.: Validity and reproducibility of clinical examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions: an in vitro study. *Caries Res.* 1993; 27(4):307–311

Pelinsari Lana J., Moura Rodrigues Carneiro P., de Carvalho Machado V., Eduardo Alencar de Souza P., Ricardo Manzi F., Campolina Rebello Horta M.: Anatomic variations and lesions of the maxillary sinus detected in cone beam computed tomography for dental implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2011 [doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02321.x.]

- Periago D.R., Scarfe W.C., Moshiri M., Scheetz J.P., Silveira A.M., Farman A.G.: Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod.* 2008; 78(3):387–395
- Pesce L.L., Metz C.E., Berbaum K.S.: On the convexity of ROC curves estimated from radiological test results. *Acad. Radiol.* 2010; 17(8):960–968.e4
- Pineda A.R., Siewerdsen J.H., Tward D.J.: Analysis of image noise in 3D cone-beam CT: spatial and Fourier domain approaches under conditions of varying stationarity. *SPIE Medical Imaging* 2008; 6913, http://www.jhu.edu/istar/pdf/Pineda_SPIE2008_DFTCOV.pdf
- Pinsky H.M., Dyda S., Pinsky R.W., Misch K.A., Sarment D.P.: Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2006; 35(6):410–416
- Pitts N.B., Rimmer P.A.: An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth. *Caries Res.* 1992; 26(2):146–152
- Pitts N.B.: The use of bitewing radiographs in the management of dental caries: scientific and practical considerations. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1996; 25(1):5–16
- Pitts N.B.: Diagnostic tools and measurements--impact on appropriate care. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 1997; 25(1):24–35
- Pitts N.B.: Are we ready to move from operative to non-operative/preventive treatment of dental caries in clinical practice? *Caries Res.* 2004;38(3):294–304
- Pitts N.B.: Modern concepts of caries measurement. *J. Dent. Res.* 2004; 83 Spec No C:C43–47
- Pontual A.A., de Melo D.P., de Almeida S.M., Bóscolo F.N., Haiter Neto F.: Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2010; 39(7):431–436
- Popat H., Richmond S., Drage N.A.: New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J. Orthod.* 2010; 37(1):62–71
- Posiadła-Urban G., Cieszko-Buk M.: Diagnostyka wczesnych zmian próchnicowych. *Przegląd współczesnych metod diagnostycznych. Część I. Mag. Stomatol.* 2011; 5:52-61
- Qu X.M., Li G., Ludlow J.B., Zhang Z.Y., Ma X.C. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110:770-6
- Qu X.M., Li G., Zhang Z.Y., Ma X.: Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *Eur. J. Radiol.* 2011; 79(2):e24–27

Ratledge D.K., Kidd E.A., Beighton D.: A clinical and microbiological study of approximal carious lesions. Part 1: the relationship between cavitation, radiographic lesion depth, the site-specific gingival index and the level of infection of the dentine. *Caries Res.* 2001; 35(1):3–7

Rit S., Nijkamp J., van Herk M., Sonke J.-J. Comparative study of respiratory motion correction techniques in cone-beam computed tomography. *Radiother. Oncol.* 2011; 100(3):356–359

Roberts J.A., Drage N.A., Davies J., Thomas D.W.: Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br. J. Radiol.* 2009; 82(973):35–40

Rockenbach M.I., Veeck E.B., da Costa N.P.: Detection of proximal caries in conventional and digital radiographs: an in vitro study. *Stomatologija* 2008; 10(4):115–120

Różyło-Kalinowska I., Jaroszewicz E.: Stomatologiczne systemy radiografii cyfrowej. *Twój Prz. Stomatol.* 2006; 6:12-15

Różyło-Kalinowska I., Jaroszyńska E.: Postprocessing w radiologii cyfrowej w zastosowaniach stomatologicznych. *Twój Prz. Stomatol.* 2008; 11:47-50

Różyło-Kalinowska I.: Standardy Europejskiej Akademii Radiologii Stomatologicznej i Szczękowo-Twarzowej dotyczące obrazowania wolumetrycznego (CBCT). *Mag. Stomatol.* 2009; 206:12-16

Różyło-Kalinowska I., Różyło T.: Nowe możliwości obrazowania kanałów korzeniowych z użyciem stomatologicznej tomografii wolumetrycznej. *Mag. Stomatol.* 2010; 4:12-18

Różyło-Kalinowska I.: Czy granice postępu w radiologii stomatologicznej zostały już osiągnięte? *Mag. Stomatol.* 2011; 4:40-44

Rugani P., Kirnbauer B., Arnetzl G.V., Jakse N.: Cone beam computerized tomography: basics for digital planning in oral surgery and implantology. *Int. J. Comput. Dent.* 2009; 12(2):131–145

Saint-Félix D., Troussel Y., Picard C., Ponchut C., Roméas R., Rougée A.: In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys. Med. Biol.* 1994; 39(3):583–595

Scarfe W.C., Farman A.G., Kelly M.S.: Flash Dent: an alternative charge-coupled device/scintillator-based direct digital intraoral radiographic system. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1994; 23(1):11–17.

Scarfe W.C., Farman A.G., Sukovic P.: Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J. Can. Dent. Assoc.* 2006; 72(1):75–80

Scarfe W.C., Farman A.G.: What is cone-beam CT and how does it work? *Dent. Clin. North Am.* 2008; 52(4):707–730, v

Schueler B.A., Sen A., Hsiung H.H., Latchaw R.E., Xiaoping H.: Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical X-ray angiography system. *Acad. Radiol.* 1997; 4(10):693–699

Schulze D., Heiland M., Thurmann H., Adam G.: Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2004; 33(2):83–86

Schulze R.K.W., Berndt D., d' Hoedt B.: On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin. Oral Implants Res.* 2010; 21(1):100–107

Schulze R., Heil U., Gross D., Bruellmann D.D., Dranischnikow E., Schwanecke U., Schoemer E.: Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2011; 40(5):265–273

Senel B, Kamburoglu K, Uçok O, Yüksel SP, Ozen T, Avsever H. Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010 grudz;39(8):501–511.

Shintaku W.H., Venturin J.S., Azevedo B., Noujeim M.: Applications of cone-beam computed tomography in fractures of the maxillofacial complex. *Dent. Traumatol.* 2009; 25(4):358–366

Shrout M.K., Russell C.M., Potter B.J., Powell B.J., Hildebolt C.F.: Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J. Am. Dent. Assoc.* 1996; 127(4):469–473

Siewerdsen J.H., Jaffray D.A.: Cone-beam CT with a flat-panel imager: noise considerations for fully 3D computed tomography. *SPIE Physics of Medical Imaging* 2000; 3336:546-554

Siewerdsen J.H., Moseley D.J., Bakhtiar B., Richard S., Jaffray D.A.: The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors. *Med. Phys.* 2004; 31(12):3506–3520

Soğur E., Baksi B.G., Gröndahl H.-G.: Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. *Int. Endod. J.* 2007; 40(3):179–185

Spahn M.: Flat detectors and their clinical applications. *Eur. Radiol.* 2005; 15(9):1934–1947

Stavropoulos A., Wenzel A.: Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin. Oral Investig.* 2007; 11(1):101–106

Stookey G.K., González-Cabezas C.: Emerging methods of caries diagnosis. *J. Dent. Educ.* 2001; 65(10):1001–1006

Stratemann S.A., Huang J.C., Maki K., Miller A.J., Hatcher D.C.: Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(2):80–93

Sukovic P.: Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofac. Res.* 2003; 6 Suppl 1:31–36; discussion 179–182

Suomalainen A., Vehmas T., Kortensniemi M., Robinson S., Peltola J.: Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(1):10–17

Suomalainen A., Kiljunen T., Kaser Y., Peltola J., Kortensniemi M.: Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2009; 38:367-378

Surdacka A.: Rola fluoru w procesie remineralizacji na podstawie piśmiennictwa i badań własnych. *Pozn. Stomatol.* 2002; 29:101-105

Surdacka A., Matthews-Brzozowska T., Stopa J.: Wpływ żelu z dodatkiem syntetycznego hydroksyapatytu na remineralizację sztucznych uszkodzeń szkliwa w warunkach in situ. *Czas. Stomatol.* 2003; 56(6):373-378

Surdacka A., Matthews-Brzozowska T., Stopa J.: Wpływ żelu mineralizującego z dodatkiem strontu na sztucznie uszkodzone szkliwo - badania w warunkach in situ. *Czas. Stomatol.* 2004; 57(1):32-36

Svanaes D.B., Møystad A., Risnes S., Larheim T.A., Gröndahl H.G.: Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: comparison with conventional radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1996; 82(1):94–100

Svanaes D.B., Møystad A., Larheim T.A.: Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Evaluation of the caries-specific Oslo enhancement procedure. *Caries Res.* 2000; 34(6):448–453

Syriopoulos K., Sanderink G.C., Velders X.L., van der Stelt P.F.: Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2000; 29(5):312–318

Tanasiewicz M.: Choroba próchnicowa i jej wczesne rozpoznanie. *Twój Prz. Stomatol.* 2010; 9: 106-107, 110

Tetradis S., Anstey P., Graff-Radford S.: Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J. Calif. Dent. Assoc.* 2010; 38(1):27–32

- Tomasi C., Bressan E., Corazza B., Mazzoleni S., Stellini E., Lith A.: Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2011; 40(4):244–250
- Torres M.G.G., Campos P.S.F., Segundo N.P.N., Navarro M., Crusoé-Rebello I.: Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent.* 2012; 21(2):150–155
- Tsiklakis K., Donta C., Gavala S., Karayianni K., Kamenopoulou V., Hourdakos C.J.: Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur. J. Radiol.* 2005; 56(3):413–417
- Tsuchida R, Araki K, Okano T. Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 wrz;104(3):412–416.
- Tyndall D.A., Rathore S.: Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent. Clin. North Am.* 2008; 52(4):825–841, vii
- Vaarkamp J., ten Bosch J.J., Verdonchot E.H., Bronkhorst E.M.: The real performance of bitewing radiography and fiber-optic transillumination in approximal caries diagnosis. *J. Dent. Res.* 2000; 79(10):1747–1751
- van der Stelt P.F.: Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J. Am. Dent. Assoc.* 2005; 136(10):1379–1387
- van der Stelt P.F.: Better imaging: the advantages of digital radiography. *J. Am. Dent. Assoc.* 2008; 139 Suppl:7S–13S
- van Erkel A.R., Pattynama P.M.: Receiver operating characteristic (ROC) analysis: basic principles and applications in radiology. *Eur. J. Radiol.* 1998; 27(2):88–94
- Vandenbergh B., Jacobs R., Yang J.: Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2008; 37(5):252–260
- Verdonchot E. H., Wenzel A., Bronkhorst E.M.: Applicability of Receiver Operating Characteristic (ROC) analysis on discrete caries depth ratings. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 1993; 21(5):269–272
- Versteeg C.H., Sanderink G.C., van der Stelt P.F.: Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J. Dent.* 1997; 25(3-4):215–224
- Versteeg C.H., Sanderink G.C., van Ginkel F.C., van der Stelt P.F.: An evaluation of periapical radiography with a charge-coupled device. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1998; 27(2):97–101

- Walter C., Kaner D., Berndt D.C., Weiger R., Zitzmann N.U.: Three-dimensional imaging as a pre-operative tool in decision making for furcation surgery. *J. Clin. Periodontol.* 2009; 36(3):250–257
- Waly N.G.: Evaluation of three diagnostic methods for initial proximal caries detection in primary molars. *Egypt Dent J.* 1995; 41(4):1441–1449
- Watanabe H., Honda E., Kurabayashi T.: Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2010; 39(1):28–32
- Watanabe H., Honda E., Tetsumura A., Kurabayashi T.: A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. *Eur. J. Radiol.* 2011; 77(3):397–402
- Wenzel A., Gröndahl H.G.: Direct digital radiography in the dental office. *Int. Dent. J.* 1995; 45(1):27–34
- Wenzel A.: Digital radiography and caries diagnosis. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1998; 27(1):3–11
- Wenzel A., Hintze H.: The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1999; 28(3):132–136
- Wenzel A., Møystad A.: Decision criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2001a; 30(4):197–202
- Wenzel A., Møystad A.: Experience of Norwegian General Dental Practitioners with Solid State and Storage Phosphor Detectors. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2001b; 30(4):203–208
- Wenzel A.: Two Decades of Computerized Information Technologies in Dental Radiography. *J. Dent. Res.* 2002; 81(9):590–593
- Wenzel A.: Bitewing and Digital Bitewing Radiography for Detection of Caries Lesions. *J. Dent. Res.* 2004; 83(suppl 1):C72–C75
- Wenzel A.: A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2006; 35(5):307–314
- White S.C., Yoon D.C.: Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1997; 26(1):32–38
- Williams C.P.: Digital radiography sensors: CCD, CMOS, and PSP. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.* 2001; 13(5):395–396.
- Wörtche R., Hassfeld S., Lux C.J., Müssig E., Hensley F.W., Krempien R., Hofele C.: Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2006; 35(2):88–94

Ying-liang Z., Li-ming W., Yan H.: Research of preprocessing of X-ray digital radiograph. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2009; 604(3):568–572

Yoshiura K., Nakayama E., Shimizu M., Goto T.K., Chikui T., Kawazu T., Okamura K.: Effects of the automatic exposure compensation on the proximal caries diagnosis. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2005; 34(3):140–144

Young S.M., Lee J.T., Hodges R.J., Chang T.-L., Elashoff D.A., White S.C.: A comparative study of high-resolution cone beam computed tomography and charge-coupled device sensors for detecting caries. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2009; 38(7):445–451

Zamora N., Llamas J.M., Cibrián R., Gandia J.L., Paredes V.: Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod.* 2011; 81(5):856–864

Zandoná A.F., Zero D.T.: Diagnostic tools for early caries detection. *J. Am. Dent. Assoc.* 2006; 137(12):1675–1684

Zhang Q., Hu Y.-C., Liu F., Goodman K., Rosenzweig K.E., Mageras G.S.: Correction of motion artifacts in cone-beam CT using a patient-specific respiratory motion model. *Med. Phys.* 2010; 37(6):2901–2909

Zhang Y., Zhang L., Zhu X.R., Lee A.K., Chambers M., Dong L.: Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2007; 67(3):924–932

Zhang Z, Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011; 111(1):103–108.

Ziegler C.M., Woertche R., Brief J., Hassfeld S.: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2002; 31(2):126–130

(244 pozycje piśmiennictwa)

IX. SPIS RYCIN, TABEL I FOTOGRAFII

Rycina 1. Krzywe ROC dla badań: tomografii wolumetrycznej (cbct), radiografii cyfrowej (digora) i radiografii konwencjonalnej (film)

Tabela 1. Współczynniki wagowe narządów w_T według ICRP 60 [ICRP1990] oraz ICRP 103 [ICRP2007]

Tabela 2. Dawki efektywne dla stomatologicznych badań radiologicznych

Tabela 3. Dawki efektywne dla badań radiograficznych metodą tomografii wolumetrycznej

Tabela 4. Ryzyko skutków promieniowania w zależności od wieku

Tabela 5. Występowanie próchnicy na badanych powierzchniach stycznych zębów wg badania histologicznego

Tabela 6. Wyniki obserwatorów w poszczególnych badaniach

Tabela 7. Czułość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2

Tabela 8. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2

Tabela 9. Średnie czułości i swoistości badań

Tabela 10. Porównanie średnich czułości badań

Tabela 11. Porównanie średnich swoistości

Tabela 12. Średnie wartości AUC dla badań

Tabela 13. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC)

Tabela 14. Dodatnie (PPV – positive predictive value) i ujemne (NPV – negative predictive value) wartości predykcyjne dla badań

Tabela 15. Zgodność wewnętrzna obserwatorów - intraobserver agreement (W Kendalla)

Tabela 16. Zgodność zewnętrzna obserwatorów - interobserver agreement (W Kendalla)

Tabela 17. Czułość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy szkliwa

Tabela 18. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy szkliwa

Tabela 19. Średnie czułości i swoistości badań dla próchnicy szkliwa

Tabela 20. Porównanie średnich czułości badań dla próchnicy szkliwa

Tabela 21. Porównanie średnich swoistości badań dla próchnicy szkliwa

Tabela 22. Średnie wartości AUC dla badań dla próchnicy szkliwa

Tabela 23. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC) dla próchnicy szkliwa

Tabela 24. Dodatnie (PPV) i ujemne (NPV) wartości predykcyjne dla badań dla próchnicy szkliwa

Tabela 25. Czulość i swoistość badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy zębiny

Tabela 26. Wartości AUC dla poszczególnych badań dla obserwatora 1 i 2 dla próchnicy zębiny

Tabela 27. Średnie czulości i swoistości badań dla próchnicy zębiny

Tabela 28. Porównanie średnich czulości badań dla próchnicy zębiny

Tabela 29. Porównanie średnich swoistości badań dla próchnicy zębiny

Tabela 30. Średnie wartości AUC dla badań dla próchnicy zębiny

Tabela 31. Porównanie pól pod krzywymi ROC (AUC) dla zębiny

Tabela 32. Dodatnie (PPV) i ujemne (NPV) wartości predykcyjne dla badań dla próchnicy zębiny

Fot.1 Przekroje tomograficzne zębów 133 - 136

Fot.2 Zdjęcie rentgenowskie zębów 133-136 na konwencjonalnym filmie

Fot.3 Zdjęcie cyfrowe zębów 133-136

Fot.4 Przekroje histologiczne zęba 133 - zmiana próchnicowa na powierzchni mezialnej (M) w stadium 3 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 1

Fot.5 Przekroje histologiczne zęba 134 - zmiana próchnicowa na powierzchni mezialnej (M) w stadium 2 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 3

Fot.6 Powierzchnia mezialna (M) i dystalna (D) zęba bez zmian próchnicowych

Fot.7 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezialnej (M) i dystalnej (D) zęba w stadium 1

Fot.8 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezialnej (M) w stadium 2 oraz na powierzchni dystalnej (D) zęba w stadium 3

Fot.9 Zmiana próchnicowa na powierzchni dystalnej (D) w stadium 3

Fot.10 Zmiana próchnicowa na powierzchni mezialnej (M) i dystalnej (D) zęba w stadium 4

X. ZAŁĄCZNIKI

Załącznik 1. Dawki efektywne otrzymane podczas badania metodą tomografii wolumetrycznej (CBCT) [Lorenzoni i wsp. 2012]

Badanie/sprzęt/ustawienia	Dawka efektywna (μSv)			
	ICRP 60 (1990)		ICRP 2005	ICRP 103-2007
	Bez ślin.	Ze ślin.		
CBCT z dużym FOV				
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/3–8mA	92.8			182.1
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/5.7mA	134.8		193.4	
Classic i-CAT/FOV22 cm/120 kV/3–8 mA/2 × 20 s				82
Next Generation i-CAT/FOV23 cm/120 kV/5 mA/19mAs/8.9 s	37 44.7		58.9	74 68
NewTom3G/FOV19 cm/110 kV/1.5 mA/8.09mAs/36s			56.2	30
NewTom3G/FOV19 cm/110 kV/<15mA	476.6		557.6	569
NewTom9000/FOV23 cm/110 kV/5.4mA	846.9		1025.4	1073
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/10mA/100mAs/10 s	415 656		479 761	
CBMercurRay/FOV19 cm/120 kV/15mA/150mAs/10 s	264 153		306 177	
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/15mA	75		86	
CBMercurRay/FOV19 cm/120 kV/15mA	50			98
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/10mA	252			498
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/5mA	52			93
CBMercurRay/FOV19 cm/100 kV/2mA	92			163
Iluma/FOV19 cm/120 kV/1 mA/20mAs/20 s	148			260
Iluma/FOV19 cm/120 kV/3.8 mA/152mAs/40 s				136
Kodak9500/FOV18 cm/80 kV/86.4mAs				87
Kodak9500/FOV18 cm/85 kV/108mAs				
Kodak9500/FOV18 cm/90 kV/108mAs				
Kodak9500/FOV18 cm/90 kV/108mAs				
SkyView/FOV17 cm/90 kV/51mAs				
CBCT za średnim FOV				
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/3–8mA	39.5			110.5
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/5.7mA	68.7		104.5	
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/23.87mA			61.1	
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/3–8 mA/10 s				48
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/3–8 mA/40 s				77
Classic i-CAT/FOV13 cm/120 kV/5 mA/19mAs/20 s	29			69
Next Generation i-CAT/FOV13 cm/120 kV/5 mA/19mAs/8.9 s	36			87
Next Generation i-CAT/FOV13 cm/120 kV/18.5mAs				83
NewTom9000/FOV13 cm/110 kV/3.2mA	36.9	77.9		
NewTom9000/FOV13 cm/110 kV/3.5 mA/18 s	50.3			
NewTom9000/FOV13 cm/110 kV/3.4 mA/17 s	35	64		
NewTom9000/FOV13 cm/110 kV/3.4 mA/17 s/Thyroid Protector	23	52		
NewTom3G/FOV15 cm/110 kV/<15mA				57

ROZPRAWA DOKTORSKA

NewTom5Gi/FOV15 cm/110 kV/8.8mAs				194
CBMercurRay/FOV15 cm/120 kV/15mA/120/mAs/10 s	288.9		435.5	560
CBMercurRay/FOV15 cm/100 kV/15mA	354		402	
CBMercurRay/FOV15 cm/120 kV/15mA	601		680	
Galileos/FOV15 cm/85 kV/5 mA/21mAs/14 s	28			70
Galileos/FOV15 cm/85 kV/7 mA/42mAs/14 s	52			128
GalileosComfort/FOV15 cm/85 kV/28mAs				84
Kodak9500/FOV15 cm/80 kV/86.4mAs	39			76
Kodak9500/FOV15 cm/85 kV/108mAs	49			98
Kodak9500/FOV15 cm/90 kv/108mAs	76			166
IlumaElite/FOV14 cm/120 kV/76mAs				368
Scanora3D/FOV13.5 cm/85 kV/48mAs				68
CBCT z malym FOV				
Classic i-CAT/FOV6 cmMx/120 kV/3–8mA	9.7			36.5
Classic i-CAT/FOV6 cmMx/120 kV/3–8 mA/HighResolution	18.5			68.3
Classic i-CAT/FOV6 cmMx/120 kV/3–8 mA/20 s				45
Classic i-CAT/FOV6 cmMx/120 kV/3–8 mA/40 s				77
Classic i-CAT/FOV6 cmMd/120 kV/3–8mA	23.9			75.3
Classic i-CAT/FOV6 cmMd/120 kV/3–8 mA/HighResolution	47.2			148.5
Classic i-CAT/FOV6 cmMd/120 kV/3–8 mA/20 s				34
Classic i-CAT/FOV6 cmMd/120 kV/3–8 mA/40 s				64
Classic i-CAT/FOV8 cm/120 kV/3–8 mA/40 s				37
Next Generation i-CAT/FOV6cmMd/120 kV/18.5mAs	19.9	41.5		45
NewTom9000/FOVszczeka	34.7	74.7		
NewTom9000/FOVzuchwa				83
NewTom5G/FOV10 cm/110 kV/10.4mAs				265
NewTom5Gi/FOV8 cm/110 kV/43mAs				
CBMercurRay/FOV10 cmMx/120 kV/15mA/150mAs/10 s	168.4		283.3	407
CBMercurRay/FOV10 cm/100 kV/15mA	328		369	
CBMercurRay/FOV10 cm/120 kV/15mA	535		603	
CBMercurRay/FOV10 cm/120 kV/15mA	451.8			510.5
CBMercurRay/FOV10 cm/120 kV/15mA	269			674
Promax3D/FOV8 cm/84 kVp/12 mA/6 s	151			488
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/12mA/72mAs/18 s	203			652
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/16mA/96mAs/18 s				
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/8 mA/12 s/NormalResolution				102
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/10mA/12 s/NormalResolution				169
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/12mA/12 s/NormalResolution				216
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/14mA/12 s/NormalResolution				272
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/16mA/12 s/NormalResolution				298
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/8 mA/2.8 s/LowDose				30
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/16mA/12 s/HighDose				306
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/16mA/12 s/HighDose				87
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/8 mA/8.3 s/LowDose				122
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/169mAs/HighDose				28
Promax3D/FOV8 cm/84 kV/19.9mAs/LowDose	66			189
PreXion3D/FOV8.1 cm/90 kV/4mA/76mAs/19 s	154			388

ROZPRAWA DOKTORSKA

PreXion3D/FOV8.1 cm/90 kV/4mA/148mAs/37 s				54
3D Accuitomo 170/FOV5 cmMx/90 kV/87.5mAs				92
Kodak9500/FOV8 cm/90 kV/108mAs				123
PicassoTrio HighDose/FOV7 cm/85 kV/127mAs				81
PicassoTrio LowDose/FOV7 cm/85 kV/91mAs				46
Scanora 3D/FOV7.5 cmMx/85 kV/30mAs				47
Scanora 3D/FOV7.5cmMd/85 kV/30mAs				45
Scanora 3D/FOV7.5cmMxMd/85 kV/30mAs				73
Veraviewpocs3D/FOV8 cm/70 kV/51mAs				

(bez/ze ślin. – dawka obliczona bez uwzględnienia/ z uwzględnieniem ślinianek)