

PAWEŁ CHOMICKI<sup>1</sup>, EMIL KALINOWSKI<sup>1</sup>, STANISŁAW JALOWSKI<sup>2</sup>,  
DANUTA SAMOLCZYK-WANYURA<sup>1</sup>

## Wpływ czynników zewnętrznych na przydatność zdjęć rentgenowskich wykonanych za pomocą płytki fosforowej

### Effect of External Factors on the Usefulness of X-Rays Performed by Phosphor Plate

<sup>1</sup> Klinika Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej, Chirurgii Jamy Ustnej i Implantologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

<sup>2</sup> Zakład Radiologii Stomatologicznej i Szczękowo-Twarzowej IS UM Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

#### Streszczenie

**Wprowadzenie.** Ze względu na coraz częstsze wykorzystywanie w stomatologii systemów obrazowania cyfrowego autorzy zdecydowali o przeprowadzeniu badań oceniających wpływ czynników zewnętrznych na jakość zdjęć rentgenowskich wykonanych za pomocą płytki fosforowej.

**Cel pracy.** Ocena jakości zdjęć rentgenowskich wykonanych za pomocą płytki fosforowej.

**Materiał i metody.** Do wykonania zdjęć rentgenowskich wykorzystano aparat rentgenowski firmy Planmeca oraz trzydziestocentymetrowy tubus gwarantujący zbieżność wiązki fotonów. Do stabilizacji płytki fosforowej wykorzystano trzymadło firmy Hawe Neos Dental. Zdjęcia wykonywano w pomieszczeniu zaciemnionym (3,2 lux). Oceniano wpływ działania światła widzialnego w sekwencjach czasowych oraz analizowano czynniki mogące mieć wpływ na jakość zdjęcia cyfrowego.

**Wyniki.** Stwierdzono małą liczbę zakłóceń własnych na przeważającym obszarze płytki fosforowej oraz obecność zakłóceń na brzegu aktywnej powierzchni detektora.

**Wnioski.** Na jakość zdjęć rentgenowskich ma wpływ nie tylko światło widzialne (w pomieszczeniu o jasnym oświetleniu czas otwarcia koperty i przeniesienia zdjęcia do czytnika w czasie 30 s wydaje się nie mieć znaczenia), ale także dobór odpowiednich trzymadeł (**Dent. Med. Probl. 2011, 18, 2, 165–172**).

**Słowa kluczowe:** stomatologiczna radiografia cyfrowa, digora.

#### Abstract

**Background.** Due to the increasing use of digital dental imaging systems, the authors decided to conduct studies to evaluate the impact of external factors on the quality of the radiographs made with phosphor plates.

**Objectives.** The assessment of the quality of X-rays performed by phosphor plate

**Material and Methods.** Radiographs were taken by Planmeca's X-ray and thirty-inch tube that guarantees the convergence of the beam of photons. The phosphor plate was stabilized by Hawe Neos Dental holders. X-rays were taken in a shaded room (3.2 lux). The influence of visible light in the time sequences and the factors that may affect the quality of digital images were analyzed.

**Results.** There is very low noise induced by X-ray on active surface of the plate and relatively high level of noise localized on the margin area.

**Conclusions.** The quality of radiographs is influenced not only by visible light (in a brightly lit room shutter envelopes and transfer images to a reader for 30 seconds does not seem to matter) but also the selection of appropriate holders (**Dent. Med. Probl. 2011, 18, 2, 165–172**).

**Key words:** dental digital radiography, digora.

Cyfrowy system obrazowania coraz częściej jest wykorzystywany w stomatologii. Pierwszy cyfrowy detektor promieni X został wprowadzony przez F. Mouyen o nazwie RadiVisioGraphy [1]. W 1981 r. firma Fuji Inc (Tokyo, Japan) wprowadziła na rynek płytkę fosforową jako detektor promieni rentgenowskich. W piśmiennictwie medycznym została opisana w 1983 r. jako znakomite rozwiązanie w mammografii. W 1994 r. pierwszy raz zaczęto stosować płytkę fosforową do diagnostyki stomatologicznej. Pionierem była firma Soredex (Orion Corp. Ltd., Helsinki, Finlandia), która zaprezentowała system do obrazowania cyfrowego z użyciem płytki fosforowej firmy Fuji [2]. Stale wzrastająca liczba badań naukowych, publikacji i artykułów sugeruje olbrzymie zainteresowanie tematem, nie tylko środowiska medycznego [3].

Systemy radiografii cyfrowej można podzielić według kilku kryteriów, m.in. uwzględniając detekcję promieni X oraz sposób pozyskiwania zdjęcia z detektora. W zależności od zastosowanego czujnika systemy dzieli się na: CCD, CMOS i PSP, w zależności od otrzymywanego obrazu – na komputerową radiografię (pośrednią) lub cyfrową radiografię, którą dalej można podzielić w zależności od rodzaju konwersji promieni X na konwersję pośrednią i bezpośrednią [4].

Detektor CCD (*Charge Coupled Device*) jest zbudowany ze struktury półprzewodnikowej wykonanej z czystego krzemu, amorficznej warstwy selenu przekształcającej promienie X bezpośrednio w odpowiedni ładunek [5] lub systemu amorficznych diod silikonowych [6]. Czujnik CCD, aby zwiększyć skuteczność konwersji promieni X w elektryczny impuls, potrzebuje warstwy scyntylacyjnej umieszczonej tuż ponad czujnikiem [7]. Warstwa scyntylacyjna przekształca fotony promieni X w fotony światła widzialnego i z odpowiednią wydajnością kwantową (sięgającą 85%) dochodzi do powstania impulsu elektrycznego [5, 8, 9].

Technologia CMOS (*Complementary Metal-Oxide Semiconductor*) używana przez niektóre lite detektory promieniowania X w budowie zasadniczo nie różni się w działaniu od czujnika CCD [7]. Różnica polega na budowie samej architektury układu scalonego (*chip*). Czujnik CMOS składa się z: elementu światłoczułego, działającego na zasadzie fotodiody, wzmacniacza sygnału, przetwornika analogowo-cyfrowego, mikrosoczewki, której zadaniem jest skupienie światła na elemencie światłoczułym, filtru barwnego odpowiadającego za to, że piksel jest czuły tylko w pewnym przedziale widma promieniowania elektromagnetycznego. Najczęściej stosuje się siatkę filtrów Bayera.

Budowa i sposób działania CMOS nie jest pozbawiona wad. W CMOS w przekształcanie energii fotonów w energię elektryczną jest zaprzę-

gniętych więcej elektronicznych komponentów (każdy „fotodetektor” ma własny wzmacniacz), co utrudnia wprowadzenie reżimu jakościowego (każdy piksel może mieć inne parametry). Do wad można zaliczyć jeszcze budowę matrycy (część matrycy nie jest światłoczuła (tam gdzie znajdują się przetworniki), a fotodiody wykazują mniejszą czułość w stosunku do matrycy CCD) oraz tzw. prąd ciemny (powstający przy długich czasach naświetlania może być przyczyną dodatkowych zakłóceń) [7, 10].

Powyższe dwa detektory w piśmiennictwie są określane jako lite, twarde (*solid*). Detektory przetwarzające pośrednio promienie RTG (*indirect conversion*) w pierwszej fazie używają scyntylatorów, takich jak jodek ceszu (CsI), do konwersji promieni jonizujących na światło widzialne, a otrzymane światło widzialne konwertują na ładunek elektryczny przez układ fotodiody (druga faza pozyskiwania zdjęcia). Detektory pozbawione scyntylatorów należą do grupy detektorów bezpośrednich (*direct conversion*). Używają do detekcji promieniowania rodzaj tranzystora (TFT, *thin-film transistor*), który bezpośrednio i jednoetapowo zamienia promienie x w ładunek elektryczny [4]. Według dostępnego piśmiennictwa oraz badań własnych [11] płytka fosforowa wydaje się idealnym rozwiązaniem do badań matematycznych.

Płytkę fosforową (PSP, *storage phosphor plate*) ma zastosowanie w radiografii pośredniej. Tu substancją czułą na promieniowanie X jest aktywowany europem związek fluorohalogenku i baru ( $\text{BaFX:Eu}^{2+}$ , gdzie X może być Cl, Br, I lub dowolna ich mieszanina) [4]. Otrzymuje się tzw. obraz utajony złożony z elektronów spułapkowanych (na powstanie obrazu ma wpływ tylko 50% fotonów [12]) we wnętrzu sieci krystalicznej luminoforu [13]. Taki obraz jest następnie odczytywany w specjalnych skanerach przez jedną lub więcej wiązek laserowych i zostaje uwolniony powodując emisję krótkofalowego promieniowania świetlnego w niebieskim (633 nm [14]) zakresie widma (zasada wymuszonej przez laser luminescencji [15]). Proces ten został nazwany fotoluminescencją. Emitowane niebieskie światło, którego natężenie zależy od ilości promieniowania zaabsorbowanego przez luminofor jest rejestrowane przez powielacz fotoelektronowy (*photomultiplier*, *photomultiplier tube*). Fotopowielacz przetwarza obraz świetlny na analogowy sygnał elektryczny, który następnie przez przetwornik analogowo-cyfrowy jest zamieniany na sygnał cyfrowy odpowiedni do przetwarzania w systemach komputerowych [8, 14, 16]. Na podkreślenie zasługuje wstępne odczytywanie obrazu na płycie przez wiązkę lasera o słabej mocy (*pre-reading*), po którym dopiero dochodzi do właściwego skanowania. Ma to na celu automa-

tyczne poprawienie zakresu luminescencji, w którym pojawia się obraz, odpowiedniej normalizacji do przetworzenia na sygnały cyfrowe niezależnie od badanego obiektu, dawki promieni itp. [14, 16]. Płytkę fosforową może „przechowywać” obraz ukryty w sieci atomowej do kilku godzin (w zależności od otoczenia) – jaskrawe światło oraz ciepło gwałtownie skracają trwałość zdjęcia [4, 7, 17].

Pomimo gwałtownego rozwoju technologii cyfrowej temat detektorów wydaje się nie w pełni zaspokajać oczekiwania środowiska medycznego. Przez wzgląd na niewielką liczbę publikacji w polskim piśmiennictwie na temat jakości zdjęć cyfrowych wykonanych za pomocą płytki fosforowej autorzy postanowili przeprowadzić analizę jakościową obrazu cyfrowego oraz czynników mogących mieć wpływ na jego zmniejszenie. Ze względu na dość powszechną praktykę wykorzystywania zdjęć cyfrowych do różnego rodzaju matematycznych analiz obrazu [18] postarano się wypełnić lukę, tym razem badając obraz otrzymany za pomocą płytki fosforowej.

Celem pracy była ocena jakości zdjęć cyfrowych wykonanych za pomocą czujnika PSP oraz próbą analizy czynników zewnętrznych mogących mieć wpływ na zmniejszenie wartości zdjęcia rentgenowskiego.

## Materiał i metody

Do wykonania powtarzalnych zdjęć wykorzystano aparat rentgenowski Pro Style Intra (Planmedca, Helsinki, Finlandia), tubus dedykowany do aparatu (Beam Limited Device) oraz trzymadło przeznaczone do zdjęć wewnątrzustnych Hawe Neos Dental (KerrHawe, Lugano, Szwajcaria) (ryc. 1).

Pomiary natężenia światła wykonywano za pomocą cyfrowego światłomierza DT-1301 (Shenzhenverbest Machinery Industry Co., Ltd, Shenzhen, Chiny).

Specyfikację techniczną luksomierza DT-301 przedstawiono w tabeli 1.



Ryc. 1. Światłomierz DT-1301

Fig. 1. DT-1301 Light Meter

Tabela 1. Specyfikacja techniczna luksomierza DT-1301

Table 1. Technical specification – DT-1301 light meter

|  |   |
|--|---|
| Zakresy pomiarowe (Measurement range)                          | 200, 2000, 20000, 500000 lux/Fc (1Fc = 10.76 lux) |
| Dokładność pomiaru (Accuracy of the measurement)               | ± 5% wartości pomiaru<br>± 10 (< 10.000 lux/Fc)   |
|  | ± 10% wartości pomiaru<br>± 10 (> 10.000 lux/Fc)  |
| Próbkowanie (Sampling)   | 1,5 razy na sekundę                               |
| Rozdzielczość pomiaru (Measurement resolution)                 | 0,1/1/10/100 lux/Fc (zależnie od zakresu)         |
| Wybór jednostek pomiaru (Measurement units)                    | Lux/Fc  |
| Przekroczenie zakresu pomiaru (Exceeding range of measurement) | wskazanie LO na wyświetlaczu                      |
| Powtarzalność (Repeatability)                                  | ± 2°  |
| Głowica fotometryczna (Photometric head)                       | półprzewodnikowa fotodiody z filtrem              |

Tabela 2. Przykładowe zestawienie specyfikacji pomiarowej

Table 2. Sample summary of the specifications of the measuring

| Zakres (Range) lux | Rozdzielczość (Resolution) lux | Dokładność (23 ± 5°C) (Accuracy) |
|--------------------|--------------------------------|----------------------------------|
| 0–2,000            | 1                              | ± (5% + 2d)                      |
| 2,000–19,999       | 10                             | ± (5% + 2d)                      |
| 20,000–50,000      | 100                            | ± (5% + 2d)                      |

Zdjęcia rentgenowskie wykonywano przy następujących parametrach: 60 kV, 8 mA, 0,04 s.

## Powtarzalność obrazu dla jednakowych parametrów

Wykonywano 2 serie pomiarów:

Pierwsza seria miała wykazać stopień powtarzalności obrazu dla jednakowych parametrów (stopień zakłóceń własnych detektora)

Zachowując technikę powtarzalności, wykonywano zdjęcia z wykorzystaniem tego samego czujnika PSP przy natężeniu światła zewnętrznego 3,2 lux. Płytkę była pozbawiona koperty ochronnej. Po wykonaniu zdjęcia ostrożnie wyjmowano detektor z trzymadła i przenoszono do pudełka (natężenie światła wewnątrz pudełka 0 lux). W warunkach oświetlenia 10 lux (pracownia ze

skanerem) dokonywano odczytu czujnika. Czas, w którym czujnik był poddawany niekorzystnemu oświetleniu zewnętrznemu wynosił odpowiednio:

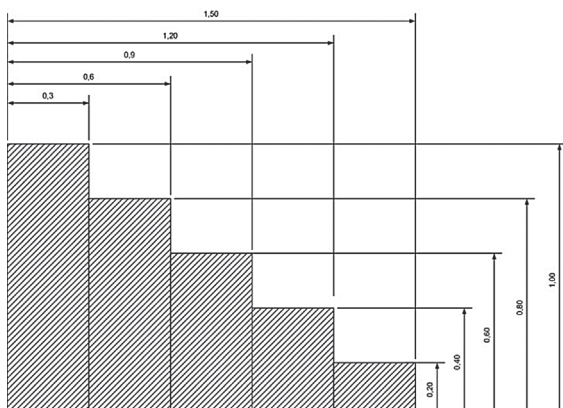
– ok. 15 s (natężenie światła 3,2 lux) – wyjęcie czujnika z trzymadła i schowanie PSP do pudełka,

– ok. 15 s (natężenie światła 10 lux) – w warunkach pracowni rentgenowskiej wyjęcie z pudełka i umieszczenie w skanerze.

Po wykonaniu wstępnych pomiarów powyższe parametry nie miały wpływu na jakość zapisanego obrazu ukrytego. Analizę wykonywano za pomocą programu Matlab 2007a (MathWorks Company Natick, Massachusetts, USA). Zdjęcia wczytano do komputera i wykonano przekrojową analizę jasności pikseli przez środek obrazu płytki fosforowej.

## Wpływ światła widzialnego o ustalonym natężeniu na jakość i trwałość obrazu cyfrowego

Druga seria badań obejmowała wpływ światła widzialnego na jakość obrazu rentgenowskiego. Do badań wykorzystano aluminiowy klin schodkowy składający się z 5 stopni – najmniejszy 2 mm grubości, następny 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm. Szerokość pojedynczego stopnia wynosiła 3 mm (ryc. 2).



Ryc. 2. Schemat klina aluminiowego wykorzystanego do badań

Fig. 2. Diagram of the aluminum wedge used for research

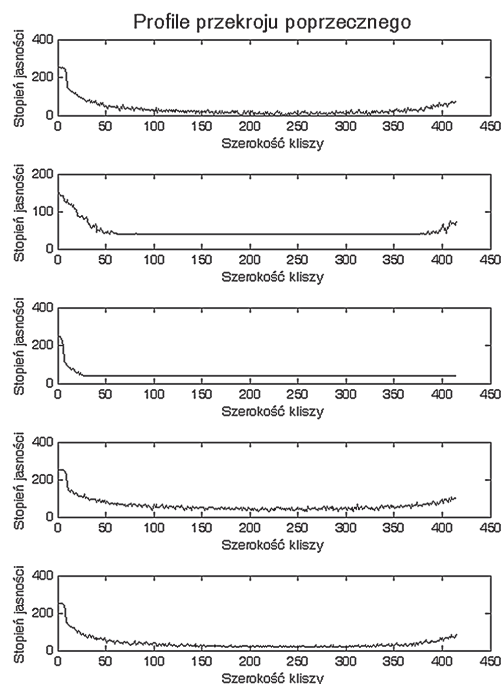
Badanie przeprowadzono w następujący sposób: na środku trzymadła (miejsce oznaczono za pomocą markera) umieszczano klin. Wykonywano ekspozycję, a następnie wyjmowano kliszę z koperty i naświetlano światłem widzialnym o natężeniu 182 lux (warunki pracowni rentge-

nowskiej przy oświetleniu sztucznym) w odstępach czasu: 30 s, 1 min 90 s, 2 min, 150 s, 3 min, 210 s, 4 min.

Otrzymane w dwóch seriach dane wprowadzono do tabeli, a następnie wykonano wykresy.

## Wyniki

Wykonano 6 pomiarów dla jednakowych parametrów zdjęć PSP. Wyniki przedstawiono w formie przekrojów uwzględniając wartości pikseli obrazu (ryc. 3).



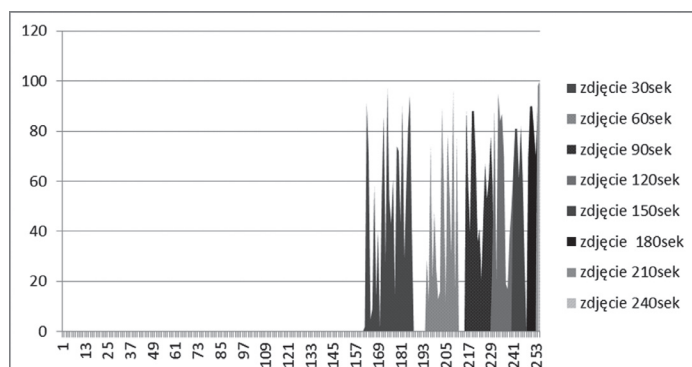
Ryc. 3. Profile przekroju poprzecznego dla PSP (seria pomiarów)

Fig. 3 Cross sections for the PSP (a series of measurements)

Analizując otrzymane wyniki, stwierdzono niewielką liczbę zakłóceń własnych płytki fosforowej. Zwiększone wartości brzegowe (przy wartości 0–30 pikseli, licząc od krawędzi aktywnej powierzchni płytki) mogą wynikać z obecności ramki, w której umieszczono kliszę. Autorzy przypuszczają, że światło lasera przy brzegu kliszy może się odbijać i być przyczyną dodatkowych zakłóceń.

Wykonano 8 serii pomiarów dla zmieniających się co 30 s. Wyniki przedstawiono na ryc. 4.

Zgodnie z oczekiwaniami najbardziej istotnie zmiany były obserwowane w czasie 90 s. Intuicyjnie można oczekiwać wykresu przypominającego funkcję logarytmu dziesiętnego  $y = \log_{10}x$ . Po 4 min nie obserwowano istotnych różnic między poszczególnymi badaniami.



**Ryc. 4.** Wykres średnich poziomów jasności pikseli występujących na poszczególnych zdjęciach poddanych działaniu światła widzialnego (oś rzędnych – liczba pikseli na skali 0–100, oś odciętych – wartość pikseli)

**Fig. 4.** Graph of the average of brightness of pixels that occur in pictures exposed to visible light (ordinate – number of pixels on a scale of 0–100, the abscissa axis – the value of pixels)

## Omówienie

W piśmiennictwie niezwykle lakonicznie opisuje się wpływ czynników zewnętrznych na jakość cyfrowego obrazu RTG. Pojawienie się zakłóceń własnych detektorów jest opisywane najczęściej w nawiązaniu do czujników CCD lub CMOS [11]. Pojawienie się samoistnego sygnału można zaliczyć do niepewności systematycznych, na które można mieć pewien wpływ (np.: poprzez dobór parametrów ekspozycji) i których pojawienie się należy korygować, a w przypadku analizy matematycznej wyraźnie określić [19]. W przypadku spontanicznej fosforescencji [20] występującej w płytkach fosforowych i należącej do niepewności przypadkowych [19] sposób wykonania, rodzaj ekspozycji, wiedza i jakość sprzętu ma niewielkie znaczenie. W świetle przeprowadzonych badań własnych występowanie powyższego zakłócenia w stosunku do czujników PSP może być jednak pomijane [11, 21]. Stwarza to dogodne możliwości stosowania systemów radiografii cyfrowej wykorzystującej płytkę fosforową w różnego rodzaju analizach matematycznych.

Wpływem światła widzialnego na trwałość obrazu zajęli się Ang et al. Mierzili jakość obrazu skanowanego w przedziałach czasu od 1 do 168 godz., nie uwzględniając natężenia otaczającego światła widzialnego. Przeprowadzone przez autorów badania świadczące, iż natężenie światła pochodzące od negatoskopu (2200 lux w odległości 10 cm) potrafi całkowicie wymazać obraz już po 1 min, oznaczają, że należy postawić pytanie o określenie podstawowych parametrów w czasie prowadzonego powyżej badania. Pomijając spontaniczną i samoistną fosforescencję PSP obraz utajony pod wpływem „słabego światła” nie ulega pogorszeniu. Brak jednoznaczności w pojmowaniu terminu „słabe światło” pozostawia jednak pewne istotne nieścisłości w cytowanych badaniach.

Wzmiankę o wpływie światła jako elementu usuwającym obraz po procesie skanowania można znaleźć w publikacji Borga et al. [23] oraz Kashima [24]. Autorzy wskazują na element w procesie

skanowania, kiedy po odczycie obrazu ukrytego z płytki silne światło przeprowadza kasowanie nośnika.

Przeprowadzone przez autorów badania uwzględniają pomiary za pomocą luksometru (światłomierza). Urządzenie to jest w powszechnym użyciu w fotografii i służy do mierzenia natężenia światła (padającego lub odbitego), umożliwiając dobranie prawidłowych parametrów ekspozycji naświetlenia materiału światłoczułego [10, 25]. W dostępnym piśmiennictwie nie spotkano precyzyjnych opisów dotyczących wpływu światła widzialnego na jakość cyfrowych zdjęć rentgenowskich wykonanych przez PSP. Opisy skupiają się wokół jakości obrazu bez oceny natężenia światła [17].

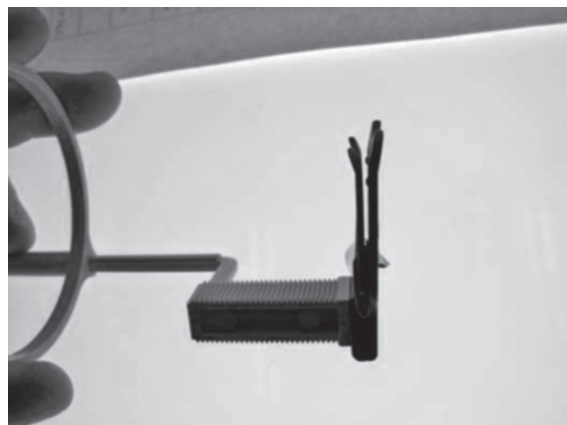
Na skomplikowany a zarazem niezwykle kontrowersyjny sposób określenia jakości zdjęcia zwrócił uwagę van der Stelt [7]. Metoda jest szeroko praktykowana i spotykana. Polega na pokazaniu wybranej grupie lekarzy zdjęć cyfrowych i przeprowadzeniu przez wspomnianą grupę badań jakościowych. Ze względu na brak standaryzacji w przeprowadzeniu badania (wiedza i doświadczenie osób oceniających zdjęcia) powyższy sposób wydaje się niemiernodajny [7], a sam van der Stelt komentuje to w następujący sposób: „jakość zdjęcia nie może być osądzona na podstawie subiektywnego wrażenia, jak powinno wyglądać zdjęcie. Ładne zdjęcie nie zawsze jest dobrym zdjęciem w odniesieniu do obrazowania diagnostycznego”. Należy wspomnieć o zaletach radiografii cyfrowej, do których niewątpliwie należy rozdzielanie funkcji zapisu i pozyskiwania obrazu oraz możliwość przetwarzania zdjęcia (tzw. *post-processing*) przez różne programy. Przetwarzanie może dotyczyć zarówno kompensacji złych parametrów ekspozycji, jak również wspomaganie postawienia diagnozy [1, 18, 25, 26]. Nie wszystkich te argumenty w pełni przekonują. Kantor w sposób analityczny odniósł się do entuzjazmu związanego z radiografią cyfrową. Obecnie podejście do tematu owocuje przekonaniu, iż zdjęcie cyfrowe rozwiąże za lekarza wiele problemów

począwszy od postawienia diagnozy skończywszy na leczeniu [3]. Autorzy sami zetknęli się z opinią lekarzy stomatologów, iż zdjęcia konwencjonalne na kliszy rentgenowskiej oddają znacznie wierniej stan tkanek w porównaniu do radiografii cyfrowej. Niestety, nikt z lekarzy nie brał pod uwagę samego nośnika, od którego zależy „jakość zdjęcia” oraz sposobu oceny zdjęć przez osoby zainteresowane. O ile konwencjonalne zdjęcia rentgenowskie ogląda się zawsze na kliszy (porównania dotyczą jedynie parametrów, nie nośnika), o tyle zdjęcia cyfrowe można drukować na różnego rodzaju nośnikach lub wyświetlać na monitorze. Lekarze, którzy poza błyskawiczną oceną jakości leczenia endodontycznego i przeprowadzeniu szybkiego badania chirurgicznego nie widzą różnicy między zdjęciami cyfrowymi a analogowymi często z góry deprecjonują tego typu zdjęcia [3, 27, 28]. Nie są to jeszcze sprawy unormowane, co niejednokrotnie ma odzwierciedlenie w badaniach poglądowych [29], gdzie znaczący odsetek lekarzy nie znajduje korzyści z zastosowania radiografii cyfrowej [3].

Istotną rzeczą jest podkreślenie jeszcze jednego faktu – jakość wykonanego zdjęcia wykonanego za pomocą płytki fosforowej (skanowanego przez skaner) zależy przede wszystkim od parametrów skanera, a nie od jakości kliszy czy płytki. Ma tu zastosowanie kryterium Nyquista, które w skrócie mówi o parametrach przetwarzania cyfrowego [10]. To co często jest mylone i przedstawiane jako rozdzielczość samej płytki jest niczym innym jak parametrem skanera. W przypadku przetwarzania i odczytu zdjęć rentgenowskich kryterium Nyquista informuje, iż rozdzielczość skanowanego zdjęcia w pełni zależy od urządzenia przeprowadzającego analizę (szczegóły obrazu nie mogą być mniejsze od średnicy światła lasera), gdyż obraz wynikowy jest nieczytelny [14].

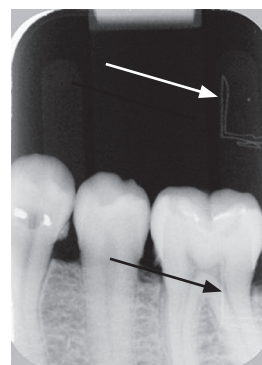
Couture i Hildebolt stosowali w swoich badaniach dotyczących jakościowych pomiarów nowej generacji płytki fosforowej dającej rozmiar piksela 42 lub 84  $\mu\text{m}$ . Podając powyższe wielkości, nie uwzględnili całego procesu przetwarzania cyfrowego, w tym średnicy plamki lasera, który w skanerze odczytuje obraz, co poruszyli problem w swojej publikacji Huda et al. [14]. Couture i Hildebolt natomiast uwzględnili w swoich pomiarach wpływ czasu na zanik obrazu utajonego (wg badań zauważalny po kilku minutach). Nie badali natomiast wpływu samego światła na jakość obrazu utajonego.

Ostatnią rzeczą, która po sposobach odczytu (skanowania) może mieć wpływ na jakość obrazu to trzymadło. Podczas badań okazało się, że wykorzystywane trzymadła mają wystające elemen-



**Ryc. 5.** Trzymadło z wypustkami (strzałki) mogące trwale uszkodzić powierzchnię płytki i być przyczyną pojawienia się artefaktów (ryc. 6)

**Fig. 5.** Holder with the bracts (arrows) that can permanently damage the surface of the plate and cause the appearance of artifacts (ryc. 6)



**Ryc. 6.** Zdjęcie z dwoma artefaktami (strzałki)

**Fig. 6.** X-ray picture with two artifacts (arrows)

ty plastikowe, które niszczą powierzchnię płytki, dając na obrazie artefakty. Wobec powyższego najprostszą metodą eliminacji tego typu zakłóceń jest dość dokładne obejrzenie zaproponowanego przez firmy sprzętu w celu uchwycenia wszelkich nierówności występujących w miejscu kontaktu z powierzchnią filmu, płytki czy czujnika.

Podsumowując, autorzy stwierdzili, że:

1. Wykorzystanie zalet radiografii cyfrowej wiąże się przede wszystkim z umiejętnością pracy z obrazem cyfrowym i znajomością grafiki komputerowej.

2. Poziomy zakłóceń własnych nie wpływają na jakości diagnostyczne otrzymanych zdjęć za pomocą PSP, co może służyć jako wiarygodny detektor do badań matematycznych zdjęć RTG.

3. Obraz cyfrowy otrzymany za pomocą PSP zanika pod wpływem światła widzialnego zgodnie z funkcją logarytmiczną.

## Piśmiennictwo

- [1] MOUYEN F., BENZ C., SONNABEND E., LODTER J.P.: Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 1989, 68, 238–242.
- [2] HOLTZMANN D.J., JOHNSON W.T., SOUTHARD T.E., KHADEMI J.A., CHANG P.J., RIVERA E.M.: Storage-phosphor computed radiography versus film radiography in the detection of pathologic periradicular bone loss in cadavers. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1998, 86, 90–97.
- [3] KANTOR M.L.: Dental digital radiography. More than a fad, less than a revolution. *J. Am. Dent. Assoc.* 2005, 136, 1358–1359.
- [4] SCHAEZING R.: Computed radiography technology. In: *Advances in digital radiography: RSNA categorical course in diagnostic radiology physics*. Chicago, RNSA, 2003. 7–22.
- [5] GIERSCH J.: Medical quantum x-ray imaging with 2D detectors. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* 2005, 551, 125–138.
- [6] SAKURAI T., MATSUKI T., NAKAMURA K., KASHIMA I., LEE D.L., CHEUNG L.K., JEROMIN L.S.: The development of a new direct digital extra-oral radiographic system prototype using a thin-film transistor panel. *Dentomaxillofac. Radiol.* 1998, 27, 172–177.
- [7] VAN DER STELT P.F.: Filmless imaging. The uses of digital radiography in dental practice. *J. Am. Dent. Assoc.* 2005, 136, 1379–1387.
- [8] RÓŻYŁO T.K.: Specjalistyczne techniki radiograficzne. W: *Radiologia stomatologiczna*. Wydawnictwo Czelej, wydanie I, Lublin 2002, 233–256.
- [9] RÓŻYŁO-KALINOWSKA I.: Cyfrowe, czyli jakie? *eDentico* 2004, 2, 4–7.
- [10] *Wikipedia* – wolna encyklopedia – <http://pl.wikipedia.org/wiki/>
- [11] KALINOWSKI E., JALOWSKI S., MARCZYŃSKI B., WYCHOWAŃSKI P., GIERS K., ROSZKOWSKI W., DOWŻENKO A., WOJTOWICZ A.: Matematyczna analiza jakości zdjęć rentgenowskich wykonanych za pomocą czujnika CCD. *Poradnik Stomatol.* 2007, 9, 243–248.
- [12] HEATH M.: Digital radiography – the future? *Radiography* 1995, 1, 49–60.
- [13] FRIJA J., DE KERVILER E., DE GÉRY S., ZAGDANSKI A.M.: Computed radiography. *Biomed. Pharmacother.* 1998, 52, 59–63.
- [14] HUDA W., RILL L.N., BENN D.K., PETTIGREW J.C.: Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1997, 83, 725–731.
- [15] RAMAMURTHY R., CANNING C.F., SCHEETZ J.P., FARMAN A.G.: Time and morion study: a comparison of two photostimulable phosphor imaging systems used in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, 35, 315–318.
- [16] Zasada działania systemu FCR – [http://fuji.devel.k2.pl/965\\_964.htm](http://fuji.devel.k2.pl/965_964.htm)
- [17] HAYAKAWA Y., FARMAN A.G., KELLY M.S., KUROYANAGI K.: Intraoral radiographic storage phosphor image mean pixel values and signal-to-noise ratio. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1998, 86, 601–605.
- [18] RÓŻYŁO-KALINOWSKA I.: Post-processing, czyli możliwości obróbki obrazu cyfrowego. Część I. *eDentico* 2005, 1, 40–44.
- [19] PLUTA J., SZEREWICZ E., STRZAŁKOWSKI I.: Pomiary i niepewności pomiarowe. *Fizyka 1, Akademickie Podręczniki Multimedialne, Politechnika Warszawska, Warszawa 2003, 8–11.*
- [20] American Association of Physicists in Medicine: Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems. Report of AAPM task group 10. *AAPM*, 2006, 3–9.
- [21] NELVIG P., WING K., WELANDER U.: Sens-A-Ray. A new system for direct digital intraoral radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 1992, 74, 818–823.
- [22] ANG D.B., ANGELOPOULOS C., KATZ J.O.: How does signal fade on photostimulable storage phosphor imaging plates when scanned with delay and what is the effect on image quality? *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2006, 102, 673–679.
- [23] 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, 118–124.
- [24] KASHIMA I.: Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1995, 80, 577–598.
- [25] Encyklopedia Wiem: Światłomierz – zasada działania [http://213.180.130.202/121836,1,,swiatlomierz\\_zasada\\_dzialania,haslo.html](http://213.180.130.202/121836,1,,swiatlomierz_zasada_dzialania,haslo.html)
- [26] RÓŻYŁO-KALINOWSKA I.: Post-processing, czyli możliwości obróbki obrazu cyfrowego. Część II. *eDentico* 2005, 2, 33–38.
- [27] SCHULZE D., ROTHER U.J., FUHRMANN A.W., TIETKE M.: A comparison of two intraoral CCD sensor systems in term of image quality and interobserver agreement. *Int. J. Comput. Dent.* 2003, 6, 141–150.
- [28] BENEDIKTSODTIR I.S., HINTZE H., PETERSEM J.K., WENZEL A.: Image quality of two solid-state and three photostimulable phosphor plate digital panoramic systems, and treatment planning of mandibular third molar removal. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2003, 32, 39–44.
- [29] WENZEL A.: Matters to consider when implementing direct digital radiography in the dental office. *Int. J. Comput. Dent.* 1999, 2, 169–290.
- [30] COUTURE R.A., HILDEBOLT C.: Quantitative dental radiography with a new photostimulable phosphor system. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2000, 89, 498–508.

**Adres do korespondencji:**

Emil Kalinowski  
Klinika Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej,  
Chirurgii Jamy Ustnej i Implantologii WUM  
ul. Lindleya 4  
02-006 Warszawa  
tel.: +48 22 502 17 97  
e-mail: e-mil@post.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 27.04.2011 r.

Po recenzji: 24.06.2011 r.

Zaakceptowano do druku: 30.06.2011 r.

Received: 27.04.2011

Revised: 24.06.2011

Accepted: 30.06.2011