



Retrospektywna analiza anodowego efektu osłabienia wiązki promieniowania rentgenowskiego na radiogramach porównawczych rąk

A retrospective analysis of the heel effect in hands radiography

Ewa Pasięka¹, Robert Milewski²

¹ Zakład Radiologii, Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, ul. M. Skłodowskiej-Curie 24 A, 15-276 Białystok, tel. +48 604 175 155, e-mail: ewapass@poczta.onet.pl

² Zakład Statystyki i Informatyki Medycznej, Uniwersytet Medyczny w Białymstoku, ul. Szpitalna 37, 15-295 Białystok

Streszczenie

Abstract

Wprowadzenie. Zdjęcie RTG porównawcze rąk jest podstawowym badaniem obrazowym w rozpoznaniu i ocenie procesu leczenia reumatoidalnego zapalenia stawów rąk. Objawy radiologiczne często są bardzo dyskretne, co wymaga bardzo dobrej jakości obrazów w zakresie kontrastu. Kontrastowość obrazu rentgenowskiego związana jest z niejednorodnością wiązki promieniowania emitowanego przez lampę rentgenowską.

Cel. Celem badania była retrospektywna analiza anodowego efektu osłabienia promieniowania rentgenowskiego na radiogramach porównawczych rąk.

Materiał i metoda. Materiał badawczy stanowiły 154 zdjęcia rentgenowskie porównawcze rąk. Dokonano analizy retrospektywnej radiogramów w zakresie oceny wieku i płci pacjentów, pozycjonowanie rąk względem osi lampy RTG, wielkości pola kolimacji, wartości Dose Area Product, jasności pikseli tła w linii pośrodkowej radiogramu. Do analizy między zmiennymi zastosowano test U Manna-Whitneya oraz test korelacji rang Spearmana, poziom istotności $p < 0,001$.

Wyniki. Najczęściej radiogramy były wykonane kobietom (84%) w wieku od 22 do 82 lat. Tylko 4 (2,6%) radiogramy zostały wykonane bez zachowania schematu katoda-nadgarstek/anoda-palce. Najczęściej radiogramy były wykonane przy polu kolimacji w przedziale 701-800 cm² oraz DAP 2,6-3 cGy·cm². Udowodniono silną zależność ($R = 0,63$) pomiędzy wymiarem długości boku pola kolimacji a różnicą jasności pikseli mierzoną w ustalonych punktach pomiaru oraz przeciętną zależność ($R = 0,43$) pomiędzy polem kolimacji a różnicą jasności pikseli.

Słowa kluczowe: anodowy efekt osłabienia, zdjęcie rentgenowskie, reumatoidalne zapalenie stawów, kolimacja

Introduction and aim of the study. X-ray examination is the primary imaging technique in the diagnosis and evaluation of the treatment of rheumatoid arthritis. Radiological symptoms are often very discreet, what requires a very good image quality in terms of contrast. X-ray contrast image is related to the inhomogeneity of the X-ray beam.

Aim. The aim of the study was a retrospective analysis of the heel effect on X-ray hands.

Material and methods. Material consisted of 154 radiographs. The retrospective analysis of radiographs was made, within the range of age and sex of patients, the positioning of hands relative to the axis of the X-ray tube, size of the collimation, Dose Area Product, brightness of the background pixels in the midline radiograph. The Mann-Whitney U-test and Spearman's rank correlation ($p < 0.001$), was used in analysis.

Results. Most frequently, the radiographs were made of women (84%) between the ages of 22 to 82 years. Only 4 (2,6%) radiographs were taken without pattern „wrist-cathode/fingers-anode”. Most frequently, the radiographs were made with the collimation in the range of 701-800 cm² and DAP 2,6-3 cGy·cm². The strong correlation ($R = 0.63$) between the side length of the collimation field and the difference pixel brightness, and the average correlation ($R = 0.43$) between the size collimation field and the difference pixel brightness, were proven.

Key words: heel effect, X-ray image, rheumatoid arthritis, collimation

otrzymano / received:

10.02.2015

poprawiono / corrected:

05.03.2015

zaakceptowano / accepted:

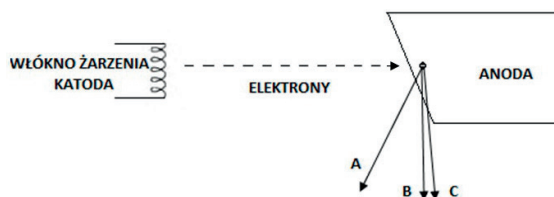
28.03.2015

Wprowadzenie

Reumatoidalne zapalenie stawów RA (*Rheumatoid Arthritis*) jest przewlekłą chorobą autoimmunologiczną, cechującą się symetrycznym stanem zapalnym stawów, destrukcją chrząstki stawowej oraz zmianami narządowymi. Uważa się, że RA jest jedną z głównych przyczyn niepełnosprawności ruchowej i inwalidztwa osób starszych [1]. Podstawowym badaniem obrazowym w przypadku podejrzenia zajęcia stawów rąk jest zdjęcie rentgenowskie porównawcze rąk (RTG PR), wykonywane w celu oceny stopnia zaawansowania w przebiegu reumatoidalnego zapalenia stawów, a także różnicowania gruźlicy (postać kostno-stawowa) i oceny procesu leczenia. Typowe zmiany RA mają charakter symetryczny i dotyczą głównie małych stawów [2]. Objawy radiologiczne często są bardzo dyskretne, np. nadżerki na promieniowej krawędzi paliczków bliższych, co wymaga bardzo dobrej jakości obrazów w zakresie kontrastu [3, 4].

Kontrast obrazu w rentgenodiagnostyce jest wynikiem różnic pochłaniania promieniowania rentgenowskiego przez badany obiekt. Optymalna kontrastowość radiogramu umożliwia widoczność szczegółów. Głównym czynnikiem wpływającym na kontrast zdjęcia RTG jest wartość napięcia anodowego lampy rentgenowskiej. Napięcie anodowe decyduje o przenikliwości wiązki promieniowania. Kolejnym czynnikiem jest obecność promieniowania rozproszonego. W obrazowaniu z zastosowaniem detektorów cyfrowych kontrast może być modyfikowany przez zmianę parametrów wizualizacji, niezależnych od warunków akwizycji [5].

Kontrast obrazu rentgenowskiego związany jest również z niejednorodnością wiązki promieniowania emitowanego przez lampę rentgenowską. Natężenie promieniowania (I) od strony anody jest niższe (75%) i wzrasta w kierunku katody (120%). Zjawisko nazywane jest anodowym efektem osłabienia – AEO (ang. *heel effect*) [6, 7]. Niejednorodność wiązki promieniowania jest związana z jego powstawaniem. Promieniowanie rentgenowskie nie jest wytwarzane na powierzchni anody, lecz na pewnej głębokości, w materiale, z którego jest wykonana tarcza. Dodatkowo nachylenie tarczy elektrody dodatniej lampy rentgenowskiej sprawia, że część promieniowania X ulega absorpcji i filtracji [8].



Rys. 1. Anodowy efekt osłabienia wiązki promieniowania rentgenowskiego ($I_A > I_B > I_C$)

Anodowy efekt osłabienia jest większy, gdy [8, 9, 10]:

1. Odległość ognisko-detektor obrazu (*focus film distance*, FFD) jest ≤ 100 cm.
2. Pole wiązki pierwotnej promieniowania ma wymiar powyżej 720 cm^2 (tradycyjna błona rentgenowska o wymiarach krawędzi bocznych 24×30 cm).
3. Kąt anody jest $\leq 12^\circ$.

Efektywne wspomaganie diagnostyki poprzez zastosowanie w praktyce anodowego efektu osłabienia wymaga, aby od strony katody podczas wykonywania zdjęcia RTG znajdował się obszar ciała pacjenta o znacznej grubości i/lub znacznym różnicowaniu tkankowym (tabela 1) [8, 11].

Tabela 1. Pozycjonowanie pacjenta w rentgenodiagnostyce klasycznej z uwzględnieniem anodowego efektu osłabienia wiązki pierwotnej promieniowania [11]

Zakres badania	Projekcja	Katoda	Anoda
Odcinek piersiowy kręgosłupa	AP	Th10-12	Th1-3
Klatka piersiowa	PA/AP	Jama brzuszna	Szyja
Kość udowa ze stawem biodrowym	AP	Staw biodrowy	Staw kolanowy
Kość ramienna ze stawem ramiennym	AP	Staw ramienny	Staw łokciowy
Kości podudzia	AP/LAT	Staw kolanowy	Staw skokowy
Kości przedramienia	AP/LAT	Staw łokciowy	Nadgarstek
Kości ręki	AP/LAT	Nadgarstek	Palce
Kości stopy	AP/LAT	Staw skokowy	Palce

AP – anterior-posterior (przednio-tylna); PA – posterior-anterior (tylno-przednia); LAT – lateral (boczna)

Celem badania była retrospektywna analiza anodowego efektu osłabienia promieniowania rentgenowskiego na radiogramach porównawczych rąk.

Materiał i metoda

Materiał badawczy stanowiły 154 zdjęcia rentgenowskie porównawcze rąk, kolejno wykonane w okresie od 15 czerwca do 15 listopada 2014 r. w Zakładzie Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku. Wszystkie radiogramy zostały wykonane aparatem RTG Axiom Aristos FX Plus SIEMENS. Akwizycja obrazów rentgenowskich została przeprowadzona przy warunkach technicznych zdefiniowanych w programie narządowym „Dłonie” (tabela 2).

Tabela 2. Warunki techniczne programu narządowego „Dłonie” Axiom Aristos FX Plus SIEMENS

Parametr	Wartość
Napięcie anodowe [kV]	50
Obciążenie prądowo-czasowe [mAs]	2,1
Odległość lampa RTG-detektor obrazu [cm]	115
Ognisko	małe

Dokonano analizy retrospektywnej radiogramów, poddając ocenie:

1. Dane demograficzne pacjenta (wiek i płeć).
2. Pozycjonowanie rąk pacjenta względem osi katoda-anoda.
3. Wielkość pola wiązki pierwotnej promieniowania rentgenowskiego (kolimacji).
4. Wartość Dose Area Product (DAP).
5. Jasność piksela w zdefiniowanych punktach pomiaru.

Ocena jasności piksela tła została wykonana w linii pośredniej zdjęcia RTG, odpowiadającej osi lampy rentgenowskiej, w dwóch punktach:



- 1) 3 cm od górnej krawędzi radiogramu (P1)
- 2) 3 cm od dolnej krawędzi radiogramu (P2).

Pomiar jasności piksela i pola wiązki pierwotnej (kolimacji) został przeprowadzony na monitorze stacji przeglądowej SIE-MENS o głębokości przetwarzania 12 bitów. Pomiar wartości DAP został przeprowadzony przy użyciu komory jonizacyjnej aparatu RTG i odczytany z protokołu ekspozycji zdjęcia RTG.

Do analizy między zmiennymi zastosowano test U Manna-Whitneya oraz test korelacji rang Spearmana, poziom istotności $p < 0,001$. W obliczeniach wykorzystano pakiet Statystica 10.0 firmy StatSoft.

Wyniki

Analizie poddano 154 zdjęcia RTG, w tym 129 (84%) radiogramów wykonanych kobietom i 25 (16%) mężczyznom. Wiek kobiet wynosił od 22 do 82 lat (średnia 56 lat), natomiast mężczyzn od 24 do 76 lat (średnia 54 lata).

W analizowanym materiale tylko 4 (2,6%) radiogramy zostały wykonane przy pozycjonowaniu pacjenta, gdy od strony katody ułożone były palce osoby badanej.

Najczęściej radiogramy były wykonane przy polu kolimacji w przedziale 701-800 cm². Szczegółowa analiza wartości pola kolimacji została przedstawiona w tabeli 3.

Tabela 3. Zakresy pola kolimacji w analizowanym materiale

Pole kolimacji [cm ²]	n	%
≤ 600	9	6
601-700	44	28
701-800	46	30
801-900	38	25
901-1000	14	9
≥ 1001	3	2
Razem	154	100

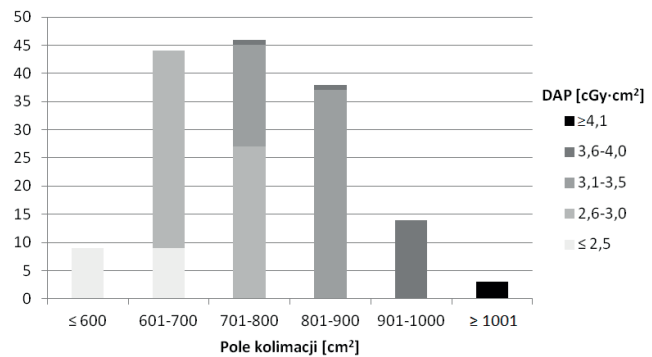
Najczęściej radiogramy były wykonane przy wartości Dose Area Product w przedziale 2,6-3,0 cGy·cm². Szczegółowa analiza wartości dawki została przedstawiona w tabeli 4.

Tabela 4. Wartości DAP w analizowanym materiale

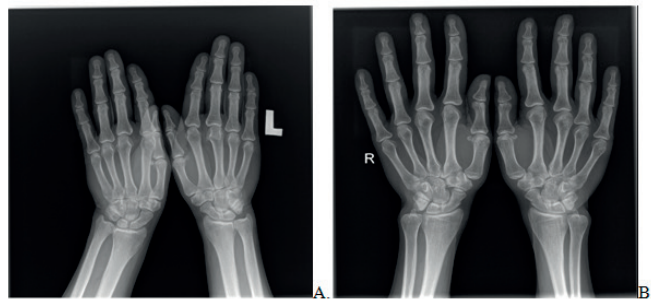
DAP [cGy·cm ²]	n	%
≤ 2,5	18	12
2,6-3,0	62	40
3,1-3,5	55	36
3,6-4,0	16	10
≥ 4,1	3	2
Razem	154	100

Największe pola kolimacji analizowanych radiogramów związane są z najwyższymi wartościami dawek promieniowania. Wartości DAP w poszczególnych zakresach pola kolimacji w analizowanym materiale przedstawiono na rysunku 2.

Na rysunku 3 przedstawiono porównanie kolimacji dwóch zdjęć RTG z badanego materiału. Radiogram A cechuje najwyższa wartość DAP (4,3 cGy·cm²), natomiast radiogram B – wartość najniższa DAP (2,1 cGy·cm²).



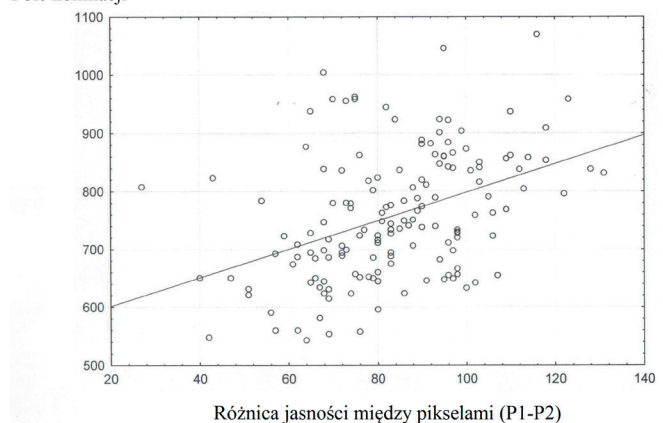
Rys. 2. Pole kolimacji a wartości DAP



Rys. 3. Pole kolimacji wybranych radiogramów z analizowanego materiału A. Maksymalne 1069,7 cm² (32,26 x 33,16 cm) B. Minimalne 542,9 cm² (24,14 x 22,49 cm)

Udowodniono silną zależność ($R = 0,63$) pomiędzy wymiarem długości boku pola kolimacji (równoległym do osi lampy RTG) a różnicą jasności pikseli mierzoną w ustalonych punktach pomiaru oraz przeciętną zależność ($R = 0,43$) pomiędzy polem kolimacji a różnicą jasności pikseli (Rys. 4).

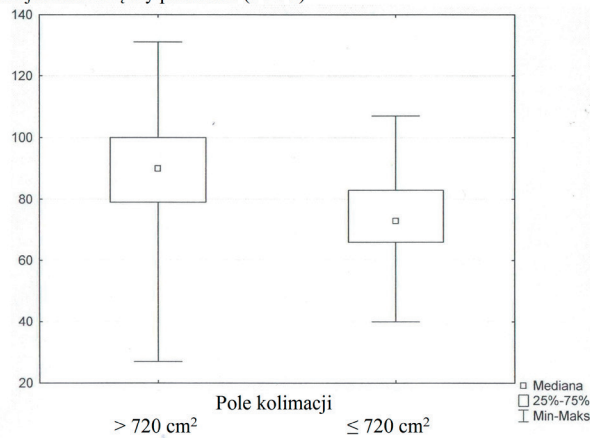
Pole kolimacji



Rys. 4. Wykres rozrzutu zależności między różnicą jasności pikseli a polem kolimacji

Uwzględniając pole kolimacji 720 cm² jako wartość graniczną (wartość pola dla błony RTG o wymiarach 24 x 30 cm), w przypadku 61 radiogramów (40%) nie przekroczono tej wielkości, a wartość DAP zawierała się w granicach 2,1-2,9 cGy·cm² (średnio 2,6). Zmiana jasności pikseli w osi pośrodkowej radiogramu jest większa dla RTG PR o polu kolimacji > 720 cm² ($p < 0,001$) (Rys. 5).

Różnica jasności między pikselami (P1-P2)



Rys. 5 Wykres ramka-wąsy pole kolimacji a różnica jasności pikseli w osi pośrodkowej radiogramu

Dyskusja

Reumatoidalne zapalenie stawów jest chorobą, na którą cierpi w Polsce około pół miliona osób. Szczyt zapadalności na RA dotyczy populacji pomiędzy 40. a 60. rokiem życia. W wyróżnionym okresie życia częściej chorują kobiety niż mężczyźni (stosunek 3:1). U mężczyzn zapadalność zwiększa się z wiekiem [12, 13]. W grupie badanej również dominują kobiety, którym wykonano RTG PR w celu oceny stopnia zaawansowania procesu chorobowego i skuteczności prowadzonej terapii.

Przedmiotem niniejszej analizy była ocena anodowego efektu osłabienia wiązki promieniowania rentgenowskiego, co nie jest zagadnieniem zbyt często omawianym w rentgenodiagnostyce klasycznej. Terry i wsp. udowodnili występowanie AEO dla analogowego aparatu mammograficznego, gdzie spadek intensywności promieniowania wyniósł do 40% wzdłuż osi anoda-katoda [14]. Podobną zależność potwierdził Fung i wsp. w przypadku aparatów ogólnodiagnostycznych [15]. Niektórzy autorzy sugerują opracowanie specjalnych filtrów celem uzyskania jednorodnej wiązki lub algorytmów przetwarzania obrazu uwzględniających anodowy efekt osłabienia [16, 17, 18]. Jednakże właściwa orientacja pacjenta podczas rentgenodiagnostyki względem osi długiej lampy RTG wpływa pozytywnie na jakość obrazu i wielkości dawek otrzymywane przez poszczególne narządy [15]. Faktem jest, że w gabinecie RTG, gdzie wykonano analizowane radiogramy, w procedurach roboczych opisujących postępowanie personelu podczas wykonywania zdjęcia RTG porównawczego rąk nie uwzględniono orientacji pacjenta względem osi katoda-anoda. Stąd technicy elektroradiologii, wykonując radiogramy, samodzielnie dokonywali wyboru, jak pozycjonować pacjenta. Z przeprowadzonej analizy materiału badawczego wynika, że tylko w czterech przypadkach orientacja rąk pacjenta nie uwzględniała anodowego efektu osłabienia i pozycjonowanie zostało przeprowadzone według schematu katoda-palce/anoda-nadgarstek. Dodatkowo należy zwrócić uwagę, że przy pozycjonowaniu rąk pacjenta z wykorzystaniem AEO (schemat katoda-nadgarstek/anoda-palce) chory jest odwrócony tyłem do okna z szyby

ołowiową znajdującą się pomiędzy sterownią a gabinetem RTG, gdzie wykonano radiogramy poddane analizie. Taka pozycja pacjenta podczas rentgenodiagnostyki utrudnia obserwację chorego przez technika elektroradiologii co do spełnienia polecenia zachowania stabilności ułożenia rąk. Stąd sposób montażu aparatu rentgenowskiego i rozwiązania architektoniczne gabinetu RTG powinny uwzględniać możliwość wykorzystania zjawiska anodowego efektu osłabienia w rentgenodiagnostyce z zapewnieniem aspektu bezpieczeństwa pacjenta podczas świadczeń – możliwość obserwacji reakcji chorego przez technika elektroradiologii.

Podczas wykonywania radiogramu porównawczego rąk zalecany rozmiar błony rentgenowskiej to 24 x 30 cm [19, 20, 21]. W przypadku techniki cyfrowej obszar pola wiązki promieniowania nie powinien przekraczać wskazanej wielkości, a nawet być mniejszy, co skutkuje redukcją promieniowania rozproszonego. Promieniowanie rozproszone wpływa na obniżenie kontrastu radiogramu [22, 23]. Miller i wsp. wykazali, że w rentgenodiagnostyce klasycznej promieniowanie rozproszone jest przyczyną wzrostu dawki powierzchniowej nawet do 40% (zależność związana z wielkością pola wiązki i energią promieniowania) [24]. W przeprowadzonej analizie jedynie 40% radiogramów zostało wykonanych z zachowaniem zalecanego pola wiązki pierwotnej. Biorąc pod uwagę, iż ograniczenie pola promieniowania jest prostą czynnością, to należy większą uwagę zwrócić na czynniki prowadzące do zaniedbania tej praktyki. Działania wdrożone w celu wyeliminowania czynników wpływających na wzrost dawki wpisują się w zasadę doskonalenia jakości świadczeń zdrowotnych z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego [25]. Należy również prowadzić audyt dawek otrzymywanych przez pacjenta podczas wykonywania zdjęć rentgenowskich różnych obszarów ciała. Zgodnie z obowiązującym w Polsce prawodawstwem w zakresie ochrony radiologicznej nie należy przekraczać wartości poziomów referencyjnych. Jednak w przypadku RTG PR brakuje określenia dawki referencyjnej wyrażonej jako dawka wejściowa lub Dose Area Product [26]. Nie zwalnia to jednak osób wykonujących radiogramy z przestrzegania zasad ochrony radiologicznej. Wykonana analiza wskazuje na konieczność wprowadzenia działań w zakresie stosowania efektywnej kolimacji wiązki pierwotnej promieniowania oraz intensyfikacji nadzoru inspektora ochrony radiologicznej. Dodatkowo na podstawie przeprowadzonego badania można zdefiniować lokalny poziom referencyjny (dla wskazanego typu aparatu RTG i parametrów ekspozycyjnych opisanych w tabeli 2 oraz założeniu, że pole wiązki pierwotnej nie przekracza wartości 720 cm²) jako DAP ≤ 3 cGy·cm².

Poziom szarości piksela jest proporcjonalny do ilości pochłoniętego promieniowania rentgenowskiego. Wyższe wartości reprezentują wyższy stopień pochłaniania wiązki [5]. W wykonanym badaniu większy stopień pochłaniania promieniowania dotyczy krawędzi radiogramu bliższej anodzie. Od strony katody wiązka charakteryzuje się wyższym napięciem, a tym samym jest bardziej przenikliwa, co w obrazie charakteryzuje się niższą wartością jasności piksela tła. Kontrast obrazu rentgenowskiego może być rozpatrywany jako różnice pochłaniania wiązki promieniowania




rentgenowskiego przechodzącej przez obiekt badany, a także sposób prezentacji obrazu na monitorze. Kontrastowość wyświetlanego zdjęcia RTG może być regulowana poprzez zmiany okna skali szarości. Zmniejszenie szerokości (*window width*) powoduje wzrost kontrastowości wyświetlanego obrazu. Lekarz radiolog, dokonując oceny klinicznej radiogramu, może dokonać zmiany szerokości okna, jednak regulacja ta ma charakter subiektywny [27, 28]. Optymalny kontrast radiogramu umożliwia rozpoznanie szczegółów anatomicznych w danym zakresie klinicznym oraz subtelnych zmian patologicznych, co jest szczególnie ważne w diagnostyce reumatoidalnego zapalenia stawów.

Podsumowując, podczas wykonywania zdjęcia RTG porównawczego rąk technik elektroradiologii powinien zwrócić uwagę na zachowanie wyznaczników dobrej praktyki diagnostycznej:

- ułożenie rąk pacjenta zgodnie z schematem katoda-nadgarstek/anoda-palce,
- pole wiązki pierwotnej promieniowania $\leq 720 \text{ cm}^2$ (24 x 30cm),
- DAP $\leq 3 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$.

Wnioski

- Technicy elektroradiologii wykorzystują zjawisko anodowego efektu osłabienia, pozycjonując pacjenta podczas wykonania zdjęcia RTG porównawczego rąk.
- Anodowy efekt osłabienia jest słabiej zauważalny przy małych polach kolimacji wiązki pierwotnej promieniowania.
- Dalsze możliwe kierunki badań to identyfikacja czynników mających wpływ na zaniechanie stosowania prawidłowej kolimacji przez techników elektroradiologii podczas rentgenodiagnostyki klasycznej i wskazanie skutecznych działań zapobiegawczych. 

Literatura

- K. Prajs: *Jakość życia chorych na reumatoidalne zapalenie stawów w odniesieniu do sprawności fizycznej i stanu psychicznego*, *Annals AMS*, 3(2), 2007, 72-82.
- J. Bartłowska: *Wpływ nasilenia zmian radiologicznych w układzie kostno-stawowym i wybranych czynników społeczno-demograficznych na jakość życia pacjentów chorych na reumatoidalne zapalenie stawów*, *Prz Med Univ Rzesz Inst Leków*, 4, 2009, 392-398.
- A. Jura-Póttorak, K. Olczyk: *Diagnostyka i ocena aktywności reumatoidalnego zapalenia stawów*, *Diagn Lab*, 47(4), 2011, 431-438.
- C.A. Helms: *Choroby zwyrodnieniowe i zapalne stawów* [w:] W.E. Brant, C.A. Helms (red.): *Podstawy diagnostyki radiologicznej. T. IV*, Medipage, Warszawa 2008, 1272-1374.
- D. Oborska-Kumaszewska: *Cyfrowe systemy obrazowania w rentgenodiagnostyce cz. I – systemy obrazowania*, *Acta Bio-Opt Inform Med*, 17(1), 2011, 2-7.
- H. Owczarek: *Systemy CR w praktyce medycznej*, *Inżynier i Fyzik Medyczny*, 4(1), 2012, 175-180.
- B.W. Long, E.D. Frank, R.A. Ehrlich: *Essentials for limited practice*, SAUNDERS Elsevier, St. Louis 2013, 52-62.
- T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.M. Boone: *The essential physics for medical imaging*, Lippincott Williams and Wilkins, a Wolters Kluwer business, Philadelphia 2012, 171-206.
- P. Allisy-Roberts, J.R. Williams: *Farr's physics for medical imaging*, SAUNDERS Elsevier, Philadelphia 2008, 49-64.
- A. Ganguly, R. Karim: *Essential physics for radiology and imaging*, Academic Publisher, Kalkuta 2009, 4-9.
- K.L. Bontrager, J.P. Lampignano: *Radiographic positioning and related anatomy*, Elsevier Mosby, Saint Louis 2010, 3-35.
- A. Krawczyk-Wasielewska, E. Gajewska, W. Samborski: *Płeć jako jeden z czynników mogących determinować jakość życia w reumatoidalnym zapaleniu stawów*, *Now Lek*, 81, 4, 2012, 347-353.
- A. Filipowicz-Sosnowska, R. Rupiński: *Reumatoidalne zapalenie stawów o początku w wieku późnym*, *Pol Arch Med Wew*, 118, 2008, 36-41.
- J.A. Terry, R.G. Waggner, M.A. Blough: *Half-value and intensity variations as a function of position in the radiation field for film-screen mammography*, *Med Phys*, 26, 1999, 259-266.
- K.K. Fung, W.B. Gilboy: *„Anode heel effect” on patient dose in lumbar spine radiography*, *Br J Radiol*, 73, 2000, 531-536.
- A.R. Cowen, D.S. Brettell, A. Workman: *Technical note: Compensation for field non-uniformity on a mammographic X-ray unit*, *Br J Radiol*, 66, 1993, 150-154.
- G. Behiels, F. Maes, D. Vandermeulen, P. Suetens: *Retrospective correction of the heel effect in hand radiographs*, *Med Image Anal*, 6, 2002, 183-190.
- M.Z. do Nascimento, A.F. Frère, F. Germano: *An automatic correction method for the heel effect in digitized mammography images*, *J Digit Imaging*, 21(2), 2008, 177-187.
- N. Ahmad: *The twists and turns of hand and wrist x-ray positioning* [w:] N. Ahmad: *X-ray patient positioning manual*, Tuscon 2008, 55-79.
- T.B. Möller, E. Reif: *Pocket atlas of radiographic positioning*, Thieme, Stuttgart 2009, 132-137.
- W. Trojanowski: *Technika konwencjonalnych badań radiologicznych* [w:] B. Pruszyński (red.): *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań*, PZWL, Warszawa 2000, 197-320.
- S. Mackiewicz: *Promieniowanie rozproszone i jego rola w badaniach radiograficznych*, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych, Popów 2010, 1-15.
- V.E. Shockley, R.L. Kathren, E.M. Thomas: *Reconstruction of doses from occupationally related medical x-ray examinations*, *Health Physics*, 95(1), 2008, 107-118.
- D.L. Miller, S. Balter, L.K. Wagner, J.F. Cardella, T.W.I. Clark, C.D. Neithamer, Jr., M.S. Schwartzberg, T.L. Swan, R.B. Towbin, K.S. Rholl, D. Sacks: *Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record*, *J Vasc Interv Radiol*, 20, 2009, 200-207.
- M. Czerżyńska, E. Pasieka, U. Łebkowska: *Doskonalenie jakości techniki wykonywania zdjęć teleradiograficznych czaszki w projekcji PA*, *Mag Stom*, 5, 2014, 42-47.
- Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz.U. z 2011 r. Nr 51 poz. 265, z póź. zm.).
- P. Sprawls: *Optimizing medical image contrast, detail and noise in the digital era*, *Med Phys Int*, 2(1), 2014, 41-48.
- M.B. Williams, E.A. Krupiński, K.J. Strauss, W.K. Breeden, M.S. Rzeszotarski, K. Applegate, M. Wyatt, S. Bjork, J.A. Seibert: *Digital radiography image quality: image acquisition*, *J Am Coll Radiol*, 4, 2007, 371-388.