

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego  
w Poznaniu

Wydział Nauk o Zdrowiu

*Lucyna Kasprzyk*

**Ocena parametrów określających rozkład dawki  
promieniowania X  
u pacjentek podczas histerosalpingografii**

Rozprawa doktorska

Promotor:

dr hab. n. med. Mieczysława Jurczyk

Poznań 2017

*Składam serdeczne podziękowania Promotorowi  
**Pani dr hab. n. med. Mieczysławie Jurczyk**  
za wszechstronną pomoc, opiekę  
i mobilizowanie mnie do pracy  
podczas realizacji badań*

---

## SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI .....	6
1. WSTĘP .....	7
2. PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA.....	9
2.1. Diagnostyka rentgenowska na świecie i w Polsce .....	9
2.2. Parametry określające jakość wiązki promieniowania X.....	9
2.2.1. Warunki ekspozycji, wpływające na jakość diagnostyczną otrzymanego radiogramu.....	9
2.2.2. Rodzaje dawek promieniowania jonizującego .....	12
2.3. Diagnostyka ginekologiczna .....	14
2.3.1. Rodzaje badań w diagnostyce ginekologicznej .....	14
2.3.2. Możliwości diagnostyki obrazowej w ginekologii .....	15
2.4. Diagnostyka niepłodności .....	15
2.4.1. Diagnostyka niepłodności żeńskiej .....	16
2.4.2. Diagnostyka niepłodności męskiej .....	17
2.5. Histerosalpingografia .....	19
2.5.1. Historia rozwoju diagnostyki za pomocą HSG .....	19
2.5.2. Opis metody badania .....	20
2.5.3. Stosowane środki kontrastowe .....	23
2.5.4. Parametry ekspozycji niezbędne do wykonania poprawnego diagnostycznie badania HSG.....	24
3. CEL PRACY.....	26
4. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ .....	27
4.1. Materiał badawczy dotyczący oceny parametrów ekspozycji promieniowania X wykorzystywanych podczas badania HSG uzyskano na podstawie pomiarów wykonanych na aparacie rentgenowskim.....	27
4.2. Badania wykonane na podstawie kart leczenia pacjentek.....	31

---

4.3. Materiał badawczy dotyczący pacjentek, u których wykonano badanie HSG w 2014 i 2015 roku .....	32
5. WYNIKI .....	33
5.1. Wyniki oceny parametrów ekspozycji promieniowania X na fantomach symulujących pacjenta .....	33
5.1.1. Określenie kierunku wykonywanych pomiarów .....	34
5.1.2. Ocena jakości otrzymanego radiogramu .....	36
5.1.3. Pomiary dla fantomu o grubości 13 cm.....	39
5.1.4. Pomiary dla fantomu o grubości 26 cm.....	46
5.2. Wyniki oceny materiału badawczego, dotyczącego pacjentek, u których wykonano badanie HSG .....	54
5.2.1. Rozpoznanie będące przyczyną wykonania badania HSG.....	54
5.2.2. Niepłodność żeńska przyczyną kierowania pacjentek na badanie HSG .....	55
5.2.3. Rozpoznanie kliniczne współtowarzyszące niepłodności .....	57
5.2.4. Wiek pacjentek poddanych badaniu HSG .....	59
5.2.5. Miejsce zamieszkania pacjentek.....	60
5.2.6. Wskaźnik masy ciała (BMI) pacjentek poddanych badaniu HSG .....	61
6. OMÓWIENIE WYNIKÓW BADAŃ I ICH DYSKUSJA.....	63
6.1. Podsumowanie dotyczące oceny parametrów określających rozkład dawki promieniowania X.....	63
6.2. Podsumowanie dotyczące opracowania modeli fantomów symulujących ciało pacjentki szczupłej i otyłej. ....	66
6.3. Podsumowanie dotyczące analizy danych leczonych pacjentek z użyciem procedury HSG w latach 2014-2015. ....	70

---

7. WNIOSKI .....	73
STRESZCZENIE.....	74
SUMMARY .....	75
PIŚMIENNICTWO .....	76
SPIS RYCIN .....	86
SPIS TABEL.....	88
SPIS ZDJĘĆ .....	90

---

## WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI

AEC (*Automatic Exposure Control*) – automatyczna kontrola ekspozycji,

AP (*Anterior-Posterior*) - przednio-tylny (kierunek, projekcja),

BMI (*Body Mass Index*) – wskaźnik masy ciała,

DAP (*dose area product*) – iloczyn dawki i pola powierzchni wiązki promieniowania rentgenowskiego prostopadłego do osi wiązki,

FSH – hormon folikulotropowy,

Gy – grej (jednostka fizyczna dawki pochłoniętej),

HOCM (*High Osmolar Contrast Media*) - środki kontrastowe o wysokiej osmolarności,

HSG – histerosalpingografia,

KT – Komputerowa Tomografia,

kV – kilowolt (jednostka fizyczna napięcia elektrycznego),

LOCM (*Low Osmolar Contrast Media*) – środki kontrastowe o niskiej osmolarności,

mA – miliamper (jednostka fizyczna natężenia prądu elektrycznego),

mAs – miliamperosekunda (jednostka fizyczna, iloczyn natężenia prądu elektrycznego i czasu trwania ekspozycji promieniowania X),

MR – Rezonans Magnetyczny,

OF – odległość Ognisko-Film (detektor),

PA (*Posterior-Anterior*) – tylno-przedni (kierunek, projekcja),

PPS – pulsowy system ekspozycji,

Sv – siwert (jednostka fizyczna dawki skutecznej),

USG – ultrasonografia.

## 1. WSTĘP

Od roku 1895, po odkryciu tajemniczych promieni nazwanych X przez Wilhelma Roentgena oraz od 1896 roku, kiedy to Henry Becquerel odkrył zjawisko promieniotwórczości, rozpoczął się czas stosowania promieniowania jonizującego w medycynie. Zaczął się okres rozwoju nowych metod obrazowych. Diagnostyczne metody obrazowe pozwoliły zajrzeć w głąb ludzkiego ciała, bez konieczności jego otwierania podczas operacji chirurgicznej.

Od momentu odkrycia promieniotwórczości naturalnej i sztucznej miały miejsce liczne badania wpływu promieniowania na zdrowie i życie ludzkie. Nadmierny kontakt z promieniowaniem powodował liczne poparzenia oraz nowotwory. Pierwsze regulacje prawne dotyczące kontaktu z promieniowaniem zaczęły obowiązywać od roku 1929. Na początku polegały one na zaleceniach ograniczania godzin pracy, większej ilości wypoczynku oraz po raz pierwszy określono limity dawek promieniowania. W latach 60, XX wieku limity dawek nadal zwiększano, w efekcie zaobserwowano negatywny wpływ promieniowania na zdrowie w działalności zawodowej, [41].

Pomimo upływu czasu i wkroczenia w XXI wiek oraz wykorzystywania ciągle nowszej, doskonalszej aparatury, nie zniesiono nigdy obowiązkowego ograniczania stosowania promieniowania jonizującego. Środowisko medyczne ciągle boryka się z problemem wzrostu dawki promieniowania dla populacji, w związku z szerszym dostępem do obrazowania medycznego. Nowoczesna aparatura stwarza nowe możliwości, ale nie zwalnia z konieczności minimalizowania narażenia organizmu pacjenta na dodatkowe niepotrzebne dawki promieniowania.

Dzięki wzrostowi dostępności do nowoczesnych metod obrazowania, ważne są okresowe regularne szkolenia personelu i uświadamianie, jak ważna jest współpraca w zespole medycznym oraz właściwe stosowanie programów cyfrowych dotyczących redukcji dawki, [19,54]. Dawkę można zmniejszać w różny sposób, np. poprzez stosowanie automatycznej kontroli ekspozycji czy rekonstrukcje otrzymanego obrazu radiologicznego. Systemy cyfrowe mogą poprawić jakość obrazowania oraz chronić pacjenta przed nadmierną dawką, pod warunkiem ich właściwego użycia, [95].

---

W ostatnich latach problemem społecznym stała się niepłodność. Szukanie przyczyny tego problemu wymaga wykonywania szerokiej diagnostyki ukierunkowanej również na obrazowanie ciała ludzkiego. Obrazowanie radiologiczne pełni ważną rolę w tym procesie.

Jedną ze stosowanych metod w diagnostyce niepłodności jest histerosalpingografia (HSG). Oszacowano, że badanie HSG wykonuje się u 90% kobiet, które leczą się z powodu niepłodności lub mają problem z donoszeniem ciąży. Jest to badanie, którego warunki wykonania uzależnione są w dużej mierze od operatora sprzętu, [17,29]. Warunki ekspozycji wykorzystane podczas badania mają bezpośredni wpływ na wielkość dawki otrzymanej w czasie jego trwania. Prawdopodobieństwo wystąpienia efektów stochastycznych jest proporcjonalnie zależne od wielkości dawki. W związku z tym, konieczne jest oszacowanie wielkości dawki promieniowania i dążenie do optymalnego wykorzystania technik obrazowych. Utrzymanie dawki na możliwie najniższym poziomie nie powinno mieć wpływu na złą jakość wyniku diagnostyczny. Interpretacja otrzymanego obrazu diagnostycznego zależy w dużej mierze od doświadczenia i wiedzy osoby opisującej badanie, [31]. Badania epidemiologiczne potwierdziły, że nie ma małych bezpiecznych dawek promieniowania i potwierdzono, iż dawki diagnostyczne mogą zwiększać prawdopodobieństwo zachorowania na raka w latach późniejszych. Nie można w pełni wykluczyć bądź potwierdzić, iż takie ryzyko istnieje, [35].

Zmiana jakiegokolwiek parametru ekspozycji, związanego z badaniem radiologicznym wymaga oceny jakości obrazu. Przy doborze warunków badania należy brać pod uwagę wielkość i gęstość obiektu badanego oraz indywidualne wymagania niezbędne do wykonania konkretnego badania. Aby zoptymalizować jakość obrazu i jednocześnie obniżyć dawkę należy dopasować do siebie warunki, które wykorzystuje się podczas wykonania danej procedury radiologicznej, [87,75,61].



## **2. PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA**

### **2.1. Diagnostyka rentgenowska na świecie i w Polsce**

W niedługim czasie po doniesieniach prasowych w wiedeńskim dzienniku „Presse” w styczniu 1896 r., o fakcie odkrycia promieniowania X przez Wilhelma Roentgena, w Polsce wykonano pierwsze kliniczne badanie z użyciem tego promieniowania. W lutym tego samego roku w Krakowie, w Klinice Lekarskiej Uniwersytetu Jagiellońskiego otwarto pierwszą pracownię radiologiczną. Pierwszymi wykonanymi projekcjami radiologicznymi były: zdjęcie ręki oraz stawu łokciowego.

Pierwszym polskim profesorem z dziedziny radiologii został dr Karol Mayer, który objął kierownictwo Katedry Radiologii Uniwersytetu Poznańskiego. W roku 1914 opatentował własnego projektu lampę rentgenowską, w skład której wchodziły dwie i więcej anod oraz opisał zasady uzyskiwania obrazu w technikach tomograficznych, [89,90].

Dzięki prof. Karolowi Mayerowi radiologia stała się obowiązkowym przedmiotem wykładowym na wydziałach lekarskich w całej Polsce.

### **2.2. Parametry określające jakość wiązki promieniowania X**

#### **2.2.1. Warunki ekspozycji, wpływające na jakość diagnostyczną otrzymanego radiogramu**

Podczas wykonywania badań obrazowych z wykorzystaniem promieni X, należy zwrócić szczególną uwagę na dobór parametrów wiązki promieniowania wychodzącej z lampy rentgenowskiej.

Dobór tych parametrów można określić jako optymalizowanie warunków, w jakich wykonywane są badania. Optymalizacja związana jest z wieloma czynnikami, takimi choćby jak dobór odpowiednich warunków ekspozycji, uzależnionych od budowy pacjenta i rodzaju okolicy badanej. Parametry te należy dobierać w taki sposób, aby dawka

promieniowania, jaką otrzyma pacjent podczas badania nie była zbyt duża, z jednoczesnym uzyskaniem cennego wyniku badania pod względem diagnostycznym. Oba te parametry muszą zostać zgrane w taki sposób, aby wykonanie danego badania radiologicznego miało sens diagnostyczny.

Dawka promieniowania powinna być jak najmniejsza, natomiast otrzymany obraz powinien być najwyższej możliwie jakości. Aby uzyskać taki efekt należy zastosować odpowiednie napięcie na lampie rentgenowskiej [kV], ustawić odpowiednie natężenie prądu anodowego [mAs] lampy oraz dobrać odpowiednią filtrację w zależności od stosowanej metody obrazowania, [24].

Inne elementy, które należy wziąć pod uwagę to:

- odległość (OF) ognisko-błona/detektor,
- ograniczenie wiązki promieniowania do niezbędnego minimum, do wielkości badanego obiektu,
- dobór wielkości zastosowanego ogniska promieniowania w lampie rentgenowskiej (małe lub duże),
- w aparatach cyfrowych również użycie systemu automatycznej kontroli ekspozycji (AEC – Automatic Exposure Control),
- wielkość/grubość pacjenta/obiekta badanego oraz
- oczekiwana wielkość średniego zacernienia zdjęcia.

System automatyki AEC odgrywa w aparatach cyfrowych bardzo ważną rolę. Ustawienia parametrów ekspozycji podczas badań, mają bezpośredni wpływ na jasność i kontrast obrazu uzyskanego na monitorze odczytowym. Aby pozyskać odpowiednią ilość informacji diagnostycznych z badania, jakość obrazowania musi być na właściwym wysokim poziomie. Urządzenia związane z systemem AEC przerywają ekspozycję w momencie, gdy odpowiednia ilość promieniowania dociera do detektora, [28].

Układ cyfrowy należy tak skalibrować, aby jakość diagnostyczna obrazu była jak najlepsza dla danego badania, przy uzyskaniu dla pacjenta możliwie najmniejszej dawki promieniowania jonizującego, a tym samym mniejszym jego narażeniu na czynnik szkodliwy. Właściwa kalibracja systemu AEC zapewnia odpowiedni dobór parametrów ekspozycji podczas badania. Uzyskany obraz powinien być powtarzalny za każdym razem, przy takich samych warunkach wykonywania badania, takich jak - dane o budowie ciała

pacjenta (grubość, rodzaj badanej części ciała), projekcji badania oraz parametrów obrazowania, [96]. Dobór ustawień używanych komór jonizacyjnych w systemie AEC ma wpływ na wielkość dawki oraz na odpowiednią jakość otrzymywanych obrazów. Ustawienia komór jonizacyjnych - która z nich ma zostać wykorzystana podczas badania, powinny być brane pod uwagę w zależności od rodzaju wykonywanej procedury badania, [34,36,51,53,67].

Na aparacie rentgenowskim podczas wykonywania prześwietlenia/skopii ma znaczenie również wartość ustawionego PPS, czyli pulsowego systemu ekspozycji. Zadaniem systemu jest oszczędzenie lampy rentgenowskiej, a przede wszystkim zmniejszenie ilości promieniowania wychodzącego w stronę pacjenta w trakcie badania. Generator wysokiego napięcia pulsacyjnie wyłącza w niektórych momentach napięcie elektryczne na lampie, co pozwala osobie wykonującej badanie zobaczyć większą ilość szczegółów na obrazie, w porównaniu z zastosowaniem skopii ciągłej, [67].

Aby można było wpływać na wielkość dawki otrzymywanej przez pacjenta, ciągle modyfikowana i poprawiana jest także jakość cyfrowych detektorów obrazu. Jednocześnie dąży się do lepszego wykorzystania programów graficznych do oceny klinicznej zmian patologicznych przez lekarza, [48,49].

Wybrana wielkość dawki będzie miała bezpośredni wpływ na jakość otrzymanego obrazu podczas badania, na tzw. szum na wyniku badania. Zbyt niska wartość parametrów ekspozycji będzie powodować, iż obraz będzie bardzo jasny, co może utrudniać wizualizację obiektów anatomicznych fizjologicznych i patologicznych, o delikatnej budowie. Wykrywalność obiektów można zwiększyć jedynie przy zwiększeniu dawki promieniowania, [103]. Równie ważny jest czas ekspozycji podczas badania. Bardziej skomplikowana sytuacja pacjenta może wymagać wydłużenia czasu badania, a to bezpośrednio związane jest z wielkością otrzymanej dawki, [28].

### 2.2.2. Rodzaje dawek promieniowania jonizującego

Na początku, po odkryciu promieniotwórczości, nie zdawano sobie sprawy ze szkodliwości oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm żywy. Zauważono jednak, że działanie promieni X na organizmy żywe wywołuje pojawienie się dziwnych, niepokojących objawów. Jak się w niedługim czasie okazało takie działanie powodowało negatywne skutki zdrowotne w postaci choroby popromiennej.

Rozwijająca się diagnostyka radiologiczna i ciągły wzrost liczby wykonywanych badań z użyciem promieni X, wymusił wprowadzenie pewnych zasad i ograniczeń obowiązujących podczas ich wykonywania. Należało zoptymalizować procedury wykonywanego badania zarówno dla personelu medycznego, jak i dla samego pacjenta. Miało to spowodować zmniejszenie ryzyka wystąpienia negatywnych skutków dla żywych organizmów.

Optymalizacja ma na celu ograniczyć ilość promieni i jednocześnie uzyskać poprawny efekt diagnostyczny, [60]. Jednym ze sposobów zminimalizowania dawki jest odpowiedni dobór warunków ekspozycji oraz dopasowanie ich do rozmiarów pacjenta, obiektu badanego. Dla personelu medycznego wiąże się to z oceną ryzyka podczas badania oraz z zapewnieniem jego dobrej jakości. W praktyce prowadzony jest bieżący nadzór nad poziomem dawek, dbałość o jakość aparatury oraz akcesoriów pomocniczych, np. potrzebnych do właściwej rejestracji obrazu radiologicznego.

Zauważono, że skutki oddziaływania promieniowania na komórki i tkanki zależą od ich promieniowrażliwości oraz od fazy rozwoju komórkowego. Przyjęto dwa poglądy wyjaśniające działanie promieni jonizujących. Jednym z nich jest hipoteza liniowa, według której każda nawet najmniejsza dawka jest szkodliwa i wywołuje negatywne skutki uboczne. Drugim poglądem jest hormeza radiacyjna, która mówi o pozytywnym działaniu małych dawek promieniowania, przy jednoczesnym szkodliwym działaniu dawek dużych. Dawki małe stymulują organizm do aktywowania mechanizmów naprawczych. Dla pacjentów nie określa się limitów dawek indywidualnych, natomiast dla personelu wprowadzono pojęcie dawki granicznej. Pomiar tej dawki w działalności zawodowej ma chronić przed wystąpieniem negatywnych skutków dla zdrowia w związku z nadmiernym napromieniowaniem organizmu, jeśli jest ona utrzymana na odpowiednio niskim poziomie,

[6,79,80,82]. Aby określić wielkość przyjętej dawki wprowadzono pomiary dozymetryczne osobiste i pomiary w środowisku pracy.

Wprowadzono także pojęcie dawki równoważnej i efektywnej mierzonych w siwertach [Sv], które pozwalają określić wielkość dawki oraz jej wpływ na materiał biologiczny, jakim jest żywy organizm z uwzględnieniem rodzaju promieniowania. Pojęcie dawki pochłoniętej wyrażanej w grejach [Gy] pozwala natomiast wskazać, jaką energię pochłonął ośrodek, na który oddziaływało promieniowanie, [14,56].

W przypadku wykonywania badań radiologicznych duże znaczenie ma dawka równoważna, która określa wpływ dawki pochłoniętej na narządy i tkanki ciała. W przypadku narządów szczególnie promieniowrażliwych pozwala określić wpływ na dany narząd, np. na gonady, poprzez wprowadzenie współczynnika wagowego danej tkanki. Szczególne znaczenie ma ochrona tych wrażliwych narządów przed nadmiernym promieniowaniem, podczas wykonywania wszelkich badań diagnostycznych radiologicznych, [86].

Dawka efektywna (skuteczna) jest trudna do pomiaru bezpośrednio, stąd w praktyce w aparacie rentgenowskim wyposażonym w AEC, stosuje się ocenę pomiaru dawki DAP. Dawkę DAP dla promieniowania rentgenowskiego wyraża się jako całkę powierzchniową z funkcji kermy. Kerma w powietrzu jest to energia przekazana cząstkom naładowanym przez fotony na jednostkę masy. DAP można mierzyć bezpośrednio, automatycznie za pomocą miernika zamontowanego w aparacie rentgenowskim, [56].

Otrzymywanie dodatkowych dawek promieniowania podczas kolejnych badań radiologicznych może powodować wzrost ryzyka zachorowania na raka w kolejnych latach życia. Ryzyko dla pojedynczego pacjenta ze względu na narażenie podczas jednego badania jest minimalne, należy jednak brać pod uwagę zwiększenie ryzyka dla całej populacji, w związku z coraz większym narażeniem podczas wykonywania wielu różnych badań radiologicznych, [39]. Wiele badań potwierdza, iż zwiększanie dawki promieniowania może mieć wpływ na większe ryzyko zachorowalności na nowotwór, choć należy również brać pod uwagę wpływ innych dodatkowych czynników, takich jak np. palenie papierosów, czy stosowana dieta. Hipoteza liniowa może zatem nie być do końca prawidłowa, choć obecnie jest poglądem najbardziej wiarygodnym, [69].

## 2.3. Diagnostyka ginekologiczna

### 2.3.1. Rodzaje badań w diagnostyce ginekologicznej

Podczas wizyty ginekologicznej lekarz musi uzyskać informacje niezbędne do postawienia właściwej diagnozy i dalszego ukierunkowania w postępowaniu diagnostycznym.

Z wywiadu przeprowadzonego przez ginekologa powinien on uzyskać od pacjentki informacje dotyczące:

- danych osobowych i wieku pacjentki,
- jej stanu cywilnego,
- chorób przebytych i operacji, przeszłości położniczej – poronienia, porody,
- wywiadu miesięczkowego – cykli miesięczkowych, terminu ostatniej miesiączki, bólów w czasie miesiączki oraz obfitości krwawień miesięczkowych,
- bólów podbrzusza, oddawania moczu i stolca,
- ogólnego samopoczucia,
- stosowania leków hormonalnych.

Kolejnym badaniem przeprowadzanym przez ginekologa będzie badanie fizykalne ogólne, w którym lekarz ogląda szyję z uwzględnieniem tarczycy, klatki piersiowej i sutków. Dalszym krokiem będzie badanie jamy brzusznej – stwierdzenie obecności blizn, żyłaków, przepuklin, wybadanie wolnego płynu, wyczuwalnych w całym brzuchu guzów, bolesności uciskowej itp.

Po przeprowadzeniu wywiadu i badaniu ogólnym, lekarz-ginekolog przeprowadza badanie ginekologiczne – badanie we wziernikach, które obejmuje rozmiar, pozycję i wygląd śluzówki części pochwowej macicy, a uzupełnieniem tego badania będzie pobranie rozmazu cytologicznego z tarczy części pochwowej ujścia zewnętrznego oraz kanału szyjki macicy.

Ważną częścią diagnostyki ginekologicznej jest także badanie zestawione, w którym palpacyjnie lekarz ocenia macicę i przydatki – ich wielkość, granice, ruchomość i tkiłość. Badanie to pozwala ustalić wstępne rozpoznanie i dokonać wyboru dalszych badań dodatkowych, takich jak:

- ultrasonografia (USG),
- histerosalpingografia (HSG),
- badanie tomografii komputerowej (KT),
- badanie rezonansu magnetycznego (MR),
- histeroskopia,
- laparoscopia itd., [77].

### **2.3.2. Możliwości diagnostyki obrazowej w ginekologii**

Podczas wywiadu lekarz ginekolog podejmuje decyzję dotyczącą dalszej diagnostyki pacjentki, w tym diagnostyki obrazowej.

Diagnostyka obrazowa może wykorzystywać promieniowanie jonizujące rentgenowskie X, w metodach takich jak – histerosalpingografia, histeroskopia czy tomografia komputerowa. Do diagnostyki można także użyć metod, które nie wykorzystują promieniowania X. Można dzięki nim uzyskać informacje o wielkości jamy macicy, wielkości światła jajowodów i ich drożności, położenia narządów jamy brzusznej względem siebie, określenia ich struktury oraz budowy, [77].

## **2.4. Diagnostyka niepłodności**

Za niepłodność uważa się brak poczęcia po jednym roku regularnego współżycia płciowego, bez stosowania środków zabezpieczających, [77].

Po stwierdzeniu prawdopodobnego podejrzenia niepłodności lekarz przeprowadza dokładny wywiad, wykonuje badanie ginekologiczne, badanie ultrasonograficzne USG, badanie nasienia u mężczyzny i dokonuje oceny jajeczkowania u kobiety. W niektórych przypadkach takie postępowania pozwala już stwierdzić prawdopodobną przyczynę niepłodności. Na tym etapie konieczne jest potwierdzenie stwierdzonej przyczyny.

W przypadku dalszej niemożności określenia przyczyny niepłodności na tym etapie diagnozy, pacjentka kierowana jest w kierunku oceny drożności jajowodów oraz do diagnostyki hormonalnej, [23].

## 2.4.1. Diagnostyka niepłodności żeńskiej

### 2.4.1.1. Badanie podmiotowe

Wywiad przeprowadzony w sposób szczegółowy pozwala często określić przyczynę niepłodności. Powinien on pozwolić zebrać informacje dotyczące cyklu menstruacyjnego – jego długości, bolesności, objawów owulacji, przeszłości położniczej – ilości ciąż i porodów, powikłań okołoporodowych, ewentualnych ciąż ektopowych, przebytych zabiegów operacyjnych ginekologicznych, zabiegów przerwania ciąży lub łyżeczkowania, ropnych zapaleń wyrostka robaczkowego, przebytych chorób narządów rodnych – np. zapaleń narządów miednicy małej i chorób ogólnoustrojowych oraz współżycia – czasu jego rozpoczęcia, częstości, pozyskanie informacji o ewentualnych stosowanych środkach zapobiegania ciąży.

Wyróżnia się niepłodność pierwotną, jeśli kobieta nigdy nie zaszła w ciążę oraz wtórną, gdy kobieta nie może zajść powtórnie w ciążę, a urodziła już kiedyś dziecko, poroniła lub miała ciążę ektopową, [23].

### 2.4.1.2. Badanie przedmiotowe

Kolejną częścią diagnostyki niepłodności żeńskiej jest badanie przedmiotowe, które składa się z wielu części, takich jak:

- ocena masy ciała – pacjentki z BMI zbyt wysokim (Body Mass Index) o wartości  $>30 \frac{kg}{m^2}$  i zbyt niskim o wartości  $<19 \frac{kg}{m^2}$  mogą mieć większy problem z zajściem w ciążę niż kobiety z prawidłową masą ciała; uzyskanie należytnej masy ciała może zwiększyć szansę na zajście w ciążę [20,93],
- badanie objawów niedoczynności tarczycy – dokonanie przeglądu chorób tarczycy na tle autoimmunologicznym, szczególnie u kobiet ze stwierdzoną endometriozą i dodatkowo z występującą dysfunkcją jajników [46],
- stwierdzenie objawów hiperandrogenizmu - takich jak hirsutyzm, czyli nadmierny wzrost włosów terminalnych w obrębie części ciała charakterystycznych dla mężczyzn, nasilenie trądziku przy dużym zwiększeniu poziomu androgenów, objawy łysienia – obok porostu włosów terminalnych może występować wypadanie włosów na owłosionej skórze głowy [12],



- badanie wielkości i położenia macicy,
- stwierdzenie obecności guzów, zgrubień w okolicy przydatków i zatoki Douglasa.

### 2.4.1.3. Badania dodatkowe

Dodatkowo w poszukiwaniu przyczyn niepłodności może okazać się konieczne wykonanie badań uzupełniających, takich jak:

- diagnostyka czynności jajnika – stwierdzenie obecności cykli owulacyjnych,
- USG jajnika – pozwala ocenić jego strukturę oraz stwierdzić obecność rosnącego w jajniku pęcherzyka,
- inne badania:
  - ultrasonografia uzupełniająca – pozwala ocenić anatomię narządów rodnych,
  - histeroskopia – wykonywana przy podejrzeniu zmian wewnątrzmacicznych stwierdzonych w badaniu USG lub podczas HSG,
  - laparoscopia – pozwala ocenić drożność jajowodów, wykonywana przy nieprawidłowym wyniku HSG lub badania klinicznego,
  - histerosalpingografia – pozwala ustalić drożność jajowodów lub wystąpienie zrostów około jajowodowych, pozwala ocenić jamę macicy i wystąpienie w niej ewentualnych zmian patologicznych, np. mięśniaków, przegród, [7,99].

### 2.4.2. Diagnostyka niepłodności męskiej

Niepłodność męska jest przyczyną niemożności poczęcia dziecka, pomimo nie stosowania środków antykoncepcyjnych, w 30-60% przypadków. Niepłodność męska może mieć charakter odwracalny lub nieodwracalny i może być spowodowana różnymi przyczynami. Mogą to być czynniki jądrowe np. wrodzona niewydolność gonad, czynniki poza jądrowe, takie jak: wrodzony brak nasieniowodów, niedrożność nasieniowodów związana z infekcją, niedobór hormonów, czynniki zewnętrzne, takie jak wpływ metali ciężkich, pestycydów, promieni jonizujących czy wysokiej temperatury, [45,99].

Na płodność męską, podobnie jak u kobiet, może mieć także wpływ wielkość BMI pacjentów, jeśli jest zbyt wysokie ( $>30 \frac{kg}{m^2}$ ) lub zbyt niskie ( $<19 \frac{kg}{m^2}$ ), w stosunku do normy, [20]. Niepłodność męska może mieć także podłoże genetyczne. W genomie mogą

występować aberracje chromosomowe, które mogą mieć wpływ na płodność męską, pomimo braku objawów klinicznych związanych z niepłodnością, [97].

Diagnostyka niepłodności męskiej obejmuje badanie przedmiotowe, podmiotowe, badania laboratoryjne i obrazowe, [45].

#### **2.4.2.1. Badanie podmiotowe**

Wywiad jest początkiem diagnostyki podczas określania przyczyn niepłodności męskiej. Pozwala ustalić rokowanie oraz dalsze postępowanie diagnostyczne. Przeprowadzany jest przez lekarza, który działa wg ściśle określonego schematu i może podjąć decyzję, co do dalszego postępowania. Przede wszystkim powinien on uzyskać informacje dotyczące: częstości stosunków płciowych, przebytych chorób w wieku dziecięcym, chorób przebytych ogólnoustrojowych i przenoszonych drogą płciową oraz ekspozycji gonad na czynniki szkodliwe, [99].

#### **2.4.2.2. Badanie przedmiotowe**

Badanie przedmiotowe opiera się na ocenie cech męskich, takich jak budowa ciała, rozmieszczenie owłosienia oraz ocena narządów płciowych (badanie prącia, jąder, ocena nasieniowodów i najądrzy, ewentualna obecność żyłaków powrózka nasiennego), [99].

#### **2.4.2.3. Badanie nasienia**

Jest jednym z podstawowych badań u niepłodnej pary. Powinno zostać wykonane przynajmniej jeden raz, choć niektóre źródła wskazują na konieczność wykonania badania dwukrotnie, w odstępie 4-tygodniowym. Przed wykonaniem badania nasienia pacjent powinien znać zasady, które obowiązują podczas przygotowania do badania, tzn. o długości czasu abstynencji przed badaniem oraz sposobie i miejscu pobrania materiału do badania, [99].

#### 2.4.2.4. Badania dodatkowe

Jako uzupełnienie w diagnostyce męskiej niepłodności można, jeśli jest to konieczne, wykorzystać także badania dodatkowe:

- ocena endokrynologiczna – ocena nieprawidłowości hormonalnej może okazać się konieczna przy nieprawidłowych parametrach w badaniu nasienia; minimum diagnostyczne to ocena FSH oraz poziomu testosteronu,
- poejakulacyjne badanie moczu – wykonywane przy zmniejszonej ilości ejakulatu,
- ultrasonografia przezodbytnicza – wykonywana u pacjentów, u których palpacyjnie wyczuwalne są nasieniowody oraz stwierdza się małą objętość ejakulatu,
- ultrasonografia moszny – przy podejrzeniu guzów jąder oraz u pacjentów, u których badanie przedmiotowe moszny jest trudne,
- badania genetyczne – mogą ukazać wpływ czynników genetycznych na wytwarzanie i transport plemników, [77,97,98,99].

## 2.5. Histerosalpingografia

### 2.5.1. Historia rozwoju diagnostyki za pomocą HSG

Pierwsze próby wstrzyknięcia płynu do jamy macicy i jajowodów podjęto już w roku 1869 przez Chassinat. Niemożliwe było wówczas otrzymanie obrazu narządów rozrodczych. Z uwagi na brak możliwości wizualizacji narządów rodnych w tamtym czasie, pierwsze pełne badanie HSG wykonał w roku 1910 Rindfleisch z użyciem pasty zawierającej bizmut. Uzyskano wówczas częściowe wypełnienie jajowodów środkiem cieniującym. W 1913 roku Dimier użył 10% Collargolu, do wizualizacji macicy. Z powodu śmierci jednej z jego pacjentek, z powodu zapalenia otrzewnej, nie ukończył on prowadzonych badań, [7,17,32,73,94].

Po raz kolejny, w roku 1914 oceniono drożność jajowodów podczas salpingografii kontrastowej rentgenowskiej. Wykonał ją Wiliam H. Cary, który sprawdził drożność jajowodów natomiast Rubin uzyskał obraz radiologiczny macicy i opublikował w tym samym roku pracę na ten temat. Jako środka cieniującego w badaniach tych użyto Collargolu – olejowego środka kontrastowego, [83]. Nieco później stwierdzono jednak, iż środki

olejowe powodują wystąpienie powikłań i zastąpiono je innymi, bardziej bezpiecznymi dla pacjentek.

W roku 1925 metodę salpingografii lipiodolowej rozwinął Carlos Heuser, [15,27,40,77]. Użył wówczas olejowego środka cieniującego o nazwie Lipiodol, który był zawiesiną 37-40% jodu w oleju makowym i został użyty po raz pierwszy niespełna kilka lat wcześniej, bo w roku 1921. Ten środek cieniujący został odkryty w roku 1902 przez Lafaya, [7,55,94]. Lipiodol jest olejem roślinnym, estrem gliceryny o dość dużej lepkości, został on zastąpiony w badaniu HSG w 1939 roku przez Lipiodol ultrafluid, który jest estrem alkoholu etylowego, o znacznie mniejszej lepkości. W związku z tym dawał dużo mniej powikłań, natomiast pozostałe jego cechy pozostały bez zmian. Użyty został po raz pierwszy w HSG przez Raoula Palmera, [30,62].

Na przełomie wielu lat, na podstawie wielu wykonanych badań naukowych określano warunki, jakie należy spełnić wykonując badanie HSG, aby poprawić komfort dla pacjenta podczas badania. Okazało się, że jest to konieczność podgrzania środka cieniującego do temperatury ciała, aby nie wystąpił skurcz mięśni gładkich podczas diagnostyki, który może być spowodowany mniejszą lepkością kontrastu. Ponadto wykazano wyższość użycia wodnych środków kontrastowych nad oleistymi, z uwagi na mniejszą ilość powikłań podczas wykonania badania i po nim, [8,32,106,104].

Pomimo rozwoju wielu innych nowoczesnych metod obrazowania, histerosalpingografia odgrywa cały czas bardzo ważną rolę w ocenie diagnostycznej i leczeniu niepłodności, zarówno w krajach rozwiniętych jak i rozwijających się, [3].

### **2.5.2. Opis metody badania**

Histerosalpingografia jest metodą zalecaną w diagnostyce niepłodności, przydaje się zwłaszcza do wykrywania i potwierdzania wrodzonych lub nabytych nieprawidłowości macicy, [44].

Badanie radiologiczne, jakim jest HSG, wykonywane jest w celu oceny drożności jajowodów oraz oceny światła jamy macicy. Obecnie najczęstszym wskazaniem do wykonania badania jest niepłodność kobieca, pierwotna lub wtórna.

Badanie polega na podaniu jodowego środka kontrastowego pozytywnego rozpuszczalnego w wodzie do jamy macicy. Badanie wykonywane jest w pierwszych

dziesięciu dniach cyklu miesięcznego, czego powodem jest konieczność wykonywania badań radiologicznych właśnie w tym okresie, według polskich przepisów prawnych, z zachowaniem zasad ochrony radiologicznej pacjenta. Użyta ochrona ołowiana zasłaniała by obiekt badany na obrazie radiologicznym. Innym powodem wykonywania badania na początku cyklu miesięcznego, a nie w okresie przedmiesiączkowym, jest możliwość przedostania się wówczas kontrastu do żył splotu macicznego i wystąpienia niewskazanej flebografii żyłnej, [66,68,77].

Badanie dla wielu kobiet jest dość bolesne w porównaniu z innymi metodami diagnostycznymi dotyczącymi oceny drożności jajowodów i oceny światła jamy macicy, [25]. Przed wykonaniem badania pacjentce podawany jest zatem dożylnie środek znieczulający. Aby bezpośrednio do macicy można było podać kontrast, zakłada się aparat Schulzego do szyjki macicy z kulociągami lub jednorazowy cewnik z uszczelnieniem szyjki macicy, poprzez podanie powietrza do balonika.

Pacjentka leży na stole rentgenowskim, na plecach, ze zgiętymi kończynami dolnymi w stawach kolanowych, odwiedzionymi na bok. Lampa rentgenowska znajduje się nad stołem diagnostycznym.

Podczas wykonywania badania lekarz obserwuje na żywo przepływ kontrastu za pomocą toru wizyjnego oraz wykonuje dokumentację badania w postaci zdjęć rentgenowskich w projekcji AP (przednio-tylnej). Najczęściej wykonuje się dwa radiogramy, pierwszy, gdy wypełniają się jajowody oraz drugi, gdy kontrast pojawi się w jamie otrzewnej, [18]. Bardzo ważne jest ściśle ograniczenie wiązki promieniowania do obszaru badanego, czyli miednicy mniejszej, [11]. Ilość wykonanych zdjęć rentgenowskich oraz czas trwania badania, uzależniony jest od skomplikowania sytuacji pacjentki i ewentualnych powikłań, które mogą wystąpić podczas wykonywania badania.

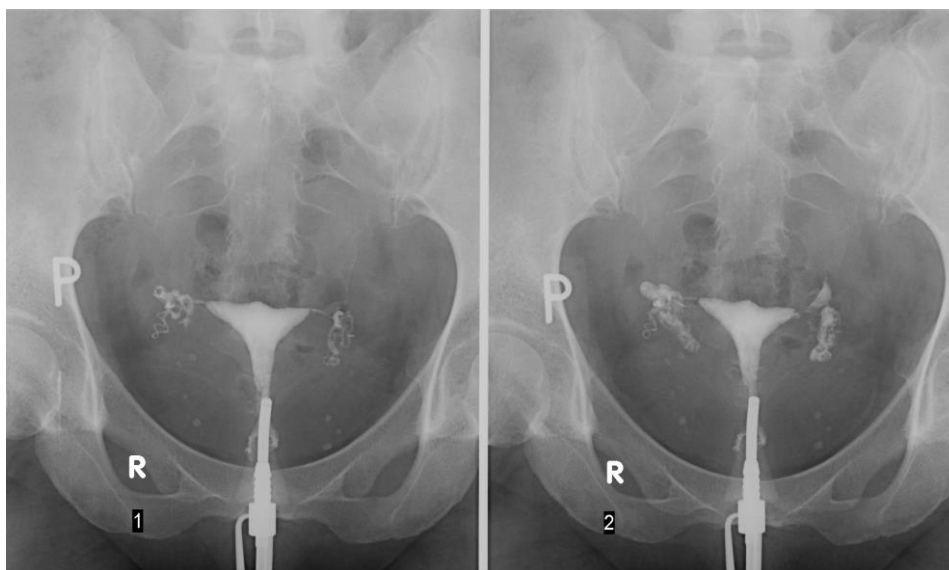
Wynik badania pozwala wskazać między innymi wady rozwojowe macicy takie jak macica dwurożna, zrosty, macica podwójna, zmiany patologiczne – polipy, mięśniaki. Może także pokazać niedrożność całkowitą lub częściową jajowodów, następstwa przewlekłych procesów zapalnych i ewentualne przetoki do sąsiednich narządów, [77,105]. Badanie histerosalpingograficzne jest zatem bardzo przydatne w ocenie drożności jajowodów oraz ocenie wad rozwojowych macicy, na co wskazują liczne publikacje na ten temat, [50,64,78].

Na przełomie wielu lat jakość oceny obrazów radiologicznych oraz aspekty techniczne wykonania badania zostały znacznie ulepszone, [84]. Metoda sprawdza się doskonale w ocenie jamy macicy oraz pozwala także ocenić szybkość rozprzestrzeniania się kontrastu do jamy otrzewnej po przejściu przez jajowody, [57,72].

W niektórych przypadkach stwierdzono również, iż diagnostyka za pomocą HSG może mieć również działanie terapeutyczne, z powodu udrożnienia podczas jego wykonania niedrożnych wcześniej jajowodów. Stwierdza się zajścia kobiet w ciążę, w krótkim okresie po wykonaniu badania. Obserwacje działania terapeutycznego prowadzone są od wielu lat, [91].

Badanie to może być stosowane nawet w przypadkach, gdy istnieje duże zagrożenie wystąpieniem uczulenia na środki kontrastowe. Środki cieniujące stosowane w badaniach radiologicznych można bowiem zastąpić z powodzeniem środkami kontrastowymi, stosowanymi w badaniach MR, które są bardziej bezpieczne dla pacjenta. Zastąpienie HSG innym badaniem, np. laparoskopią jest alternatywą bardziej inwazyjną dla pacjenta, wymagającą również jego hospitalizacji. Badanie HSG pozostaje cały czas badaniem bezpiecznym, przy zastosowaniu odpowiednich środków ostrożności i może być wykonywane bez problemu pacjentom ambulatoryjnym, [59].

Dokumentacja z wykonanego badania składa się z dwóch zdjęć rentgenowskich miednicy mniejszej w projekcji AP.



ZDJĘCIE 2.1. Przykładowa dokumentacja w postaci zdjęć rentgenowskich z wykonanego badania HSG

### 2.5.3. Stosowane środki kontrastowe

W latach dwudziestych XX wieku odkryto pierwsze środki cieniujące poprawiające jakość badań radiologicznych. Pozwoliły one podwyższyć kontrast na obrazie radiologicznym, przez co możliwa stała się dokładniejsza ocena badanych narządów. Pierwsze zastosowane środki kontrastowe wywoływały szereg różnych powikłań. Na przełomie lat modyfikowano budowę wewnętrzną cząsteczki środków kontrastowych, przez co stały się bezpieczniejsze dla pacjenta i wywoływały w konsekwencji mniejszą ilość powikłań. Jednym z parametrów wpływających na prawdopodobieństwo wystąpienia u pacjenta powikłań związanych z podaniem środków cieniujących jest ich osmolalność. Środki mogą mieć dużą (HOCM) lub małą (LOCM) osmolalność. Na toksyczność kontrastu składa się w sumie osmolalność, chemotoksyczność oraz lipofilność użytej substancji chemicznej, [18].

Jednym z pierwszych środków kontrastowych, który został użyty do HSG był (Collargol) kolargol (w 1914 roku) oraz olejowy środek kontrastowy - Lipiodol (w 1925 roku). Badanie stało się bezpieczniejsze i łatwiejsze do wykonania odkąd środki olejowe zostały zastąpione przez roztwory wodne. Środki olejowe mają mniejszy stopień lepkości, natomiast ich absorpcja jest wolniejsza i mogłyby wywoływać powikłania takie jak odczyn błony śluzowej, uszkodzenie nabłonka, zrosty lub wtórną niedrożność jajowodów. Przedostanie się takiego środka do układu krwionośnego lub chłonnego mogłoby także spowodować zator, [9,106].

Niewskazane jest zatem stosowanie środków oleistych i dlatego podczas badania HSG może zostać użyty jedynie jodowy wodnorozpuszczalny niejonowy nisko- lub isoosmolalny środek kontrastowy (dane z wytycznych dotyczących badania HSG, znajdujące się w Obwieszczeniu Ministra Zdrowia z dnia 10 listopada 2015 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu radiologii – diagnostyki obrazowej i radiologii obrazowej).

Podaje się niejonowy jodowy rozpuszczalny w wodzie środek cieniujący - Omnipaque 300, który jest środkiem niskoosmolalnym (LOCM), [18,37]. Wykorzystywany jest także jodowy wodny środek cieniujący Uropolinum, który charakteryzuje się małą lepkością, szybką absorpcją i eliminacją, przez co jest bezpieczny, z wyłączeniem sytuacji, gdy pacjentka jest uczulona na jodowe środki cieniujące. Można użyć także środków takich jak – Iomeron 300, czy Sinografin. Użycie środków kontrastowych niejonowych zwiększa

bezpieczeństwo dla pacjentki podczas badania, związane z mniejszą ilością objawów niepożądanych, [30,66,77]. Ilość kontrastu podawanego podczas wykonywania badania HSG to 10-20 ml, [18].

Aby zapobiegać sytuacjom zagrażającym życiu, u pacjentów, u których stwierdzono wystąpienie poważnych powikłań związanych z uczuleniem na jodowe środki cieniujące używane w badaniach radiologicznych, wypróbowano z powodzeniem użyć podczas badania HSG, środków na bazie gadolinu, używanych standardowo w badaniach MR. Środki te wykazują bowiem mniejsze prawdopodobieństwo wystąpienia powikłań podczas badania, [59].

#### **2.5.4. Parametry ekspozycji niezbędne do wykonania poprawnego diagnostycznie badania HSG**

Aby histerosalpingografia była badaniem cennym diagnostycznie należy stosować warunki określone w wytycznych dotyczących badania HSG, które znajdują się w Obwieszczeniu Ministra Zdrowia z dnia 10 listopada 2015 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu radiologii – diagnostyki obrazowej i radiologii obrazowej.

Należy użyć bezwzględnie podczas skopii elektronicznego wzmacniacza obrazu, o określonym przepisami minimalnym wymiarze średnicy. Podczas wykonywania zdjęć rentgenowskich należy ustawić napięcie elektryczne na lampie rentgenowskiej o wartości 70-80 kV oraz możliwie najmniejsze natężenie prądu lampy [mA] – bez utraty cennych informacji diagnostycznych z obrazu.

Podczas skopii napięcie zasilające lampę powinno wynosić 65-75 kV oraz możliwie najmniejszy prąd lampy [mA]. Użyta skopia musi być pulsacyjna, a wartość tej pulsacji uzależniona jest od warunków anatomicznych pacjentki.

Można zmniejszyć dawkę promieniowania dla pacjentki, posługując się podczas badania w aparatach cyfrowych systemem AEC, czyli automatyczną kontrolą ekspozycji. Stosowanie tego systemu pozwala odpowiednio dobrać warunki wykonywania badania indywidualnie do każdego pacjenta, co zapewnia zmniejszenie dla niego dawki promieniowania. Uzyskany obraz radiologiczny będzie także lepszy do oceny diagnostycznej, z uwagi na parametry, takie jak kontrast i zaczerwienie. Podczas ustawiania



parametrów ekspozycji ręcznie istnieje ryzyko uzyskania gorszego jakościowo obrazu lub niepotrzebnie większej dawki promieniowania dla pacjenta, [67,86].

Podczas wykonywania badania radiologicznego znaczenie ma także kolimacja wiązki, z uwagi na niepotrzebne umieszczenie w wiązce pierwotnej promieniowania narządów nie badanych, jak również uzyskaniu w ten sposób obrazu gorszej jakości. W przypadku badania miednicy znaczenie ma również znajdowanie się gonad w obrębie okolicy badanej. Gonady uznaje się za jedne z narządów szczególnie promieniowrażliwych, które należy bezwzględnie chronić, szczególnie w wieku rozrodczym. Jeśli nie można zastosować osłony na gonady w czasie badania, to należy jak najdokładniej skolimować wiązkę, do niezbędnego minimum, aby zmniejszyć dzięki temu maksymalnie dawkę promieniowania, [11,92].

Podczas wykonywania diagnostyki HSG w obrębie miednicy, znaczenie ma także ułożenie pacjentki na stole względem lampy rentgenowskiej oraz ułożenie obiektu badanego względem komór jonizacyjnych, których zadaniem jest pomiar dawki otrzymanej przez pacjentkę w trakcie badania. Przy parametrach ekspozycji ustawianych przez aparat cyfrowy znaczenie ma też budowa pacjentki (grubość obiektu badanego oraz badana część ciała – jej wielkość, gęstość, grubość) oraz protokół badania, czyli sposób, w jaki ma zostać wykonane, [36].

W badaniu miednicy można by znacząco zmniejszyć dawkę dla pacjenta, wykonując badanie w projekcji PA zamiast AP. Jest to niestety niemożliwe z uwagi na nieprawidłowe wówczas ułożenie pacjentki do badania. Zwiększenie odległości lampy od detektora wpływa w badaniu istotnie na wielkość otrzymanej dawki, [38]. Badania miednicy wykonywane ze zwiększonej odległości nie wykazują znacznego pogorszenia jakości otrzymanego obrazu, [86].

### **3. CEL PRACY**

3.1. Celem pracy jest ocena parametrów określających rozkład dawki promieniowania X u pacjentek podczas badania techniką histerosalpingografii.

3.2. Opracowanie modeli fantomów wodnych symulujących badanie ciała pacjentki szczupłej i otyłej.

3.3. Opracowanie i analiza danych leczonych pacjentek, takich jak: wzrost, masa ciała, przyczyna skierowania na badanie, rozpoznanie lekarskie, miejsce zamieszkania na podstawie kart leczenia w latach 2014-2015.

## 4. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

### 4.1. Materiał badawczy dotyczący oceny parametrów ekspozycji promieniowania X wykorzystywanych podczas badania HSG uzyskano na podstawie pomiarów wykonanych na aparacie rentgenowskim

Pomiary dotyczące oceny wpływu stosowanych parametrów ekspozycji na jakość otrzymanego obrazu radiologicznego podczas histerosalpingografii u pacjentek szczupłych i otyłych wykonano w ilości 216 powtórzeń pełnego standardowego badania HSG. Materiał badawczy uzyskano z pomiarów wykonanych w pracowni rentgenowskiej na aparacie rentgenowskim w Ginekologiczno-Położniczym Szpitalu Klinicznym Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przy ul. Polnej 33 w Poznaniu.

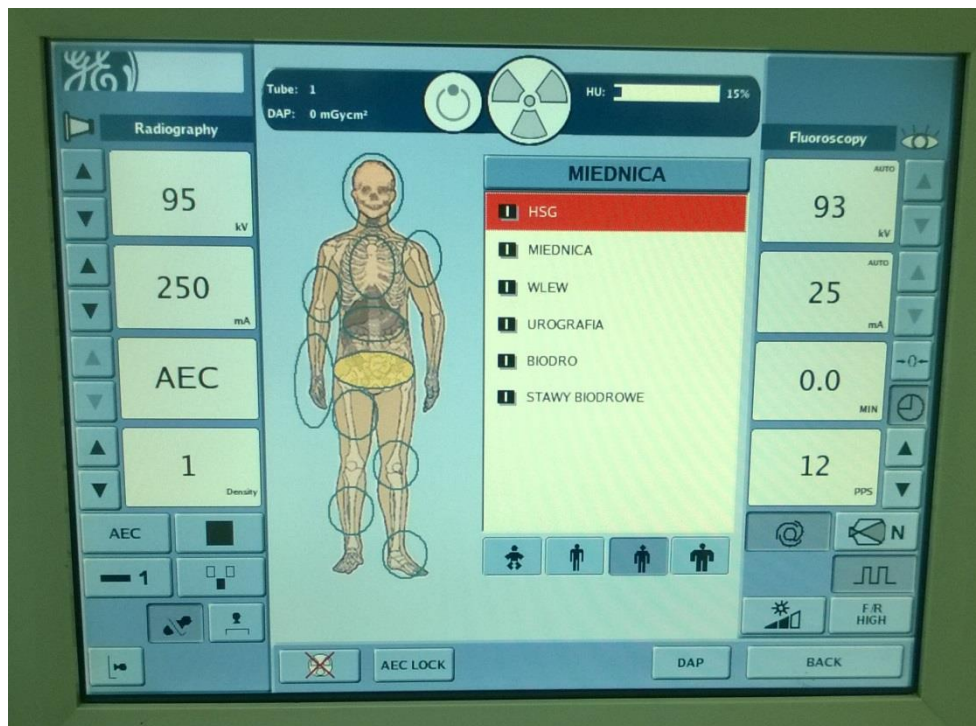
Badania nie były wykonywane bezpośrednio na pacjentkach, a zgromadzone wyniki otrzymano dla pomiarów na fantomach wodnych, które miały za zadanie symulować ciało pacjentki szczupłej oraz otyłej. Na początku pomiarów wykorzystano fantom jednorodny, jedynie wypełniony wodą, a następnie podczas bardziej szczegółowych pomiarów, wykorzystano elementy pochłaniające promieniowanie bardziej i mniej niż sam fantom wodny, stąd można określić go jako fantom antropomorficzny.



ZDJĘCIE 4.1. Pulpit sterowniczy w pracowni rentgenowskiej Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego UM im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Oceniano wielkości dawek DAP otrzymywanych w trakcie badania. Pomiary dawek DAP wykonano na aparacie rentgenowskim RTG Precision RX<sub>i</sub> przy wskazanych poniżej ustawieniach aparatu i określonych przez system AEC (automatyczną kontrolę ekspozycji) parametrach ekspozycji:

- Duże ognisko lampy rentgenowskiej,
- System AEC z uaktywnieniem środkowej komory jonizacyjnej w stole,
- Ustawienia parametrów dla pacjenta średniej budowy ciała,
- Średnie zacierzenie zdjęcia miało wartość 1,
- Odległość OF (ognisko-film) to 100 cm,
- PPS (pulsacja) podczas prześwietlenia była wartością zmienną,
- Program anatomiczny – miednica (HSG),
- Czas ekspozycji podczas pojedynczego prześwietlenia wynosił 10 s,
- Kratka przeciwrozproszeniowa ogólnodiagnostyczna ruchoma typu Bucky,
- Kasety Fuji film o wymiarach 35,6 x 43,2, jako kasety dzielone.



ZDJĘCIE 4.2. Monitor komputerowy w nastawni pracowni rentgenowskiej z widocznymi ustawieniami pracy aparatu rentgenowskiego

Do wszystkich pomiarów wykorzystanych w niniejszej pracy, wykorzystano identyczne ustawienia aparatu. Zmianie ulegała tylko wartość PPS podczas prześwietlania stosowanego fantomu a warunki ekspozycji ustawiał automatycznie system AEC.

Do oceny wielkości dawki DAP dla pacjentki podczas badania HSG posłużyły:

**Fantom wodny o grubości 13 cm** – pojemnik wypełniony wodą (ośrodek jednorodny)



ZDJĘCIE 4.3. Fantom wodny o grubości 13 cm

**Fantom wodny o grubości 26 cm** – dwa pojemniki wypełnione wodą nałożone na siebie (ośrodek jednorodny)



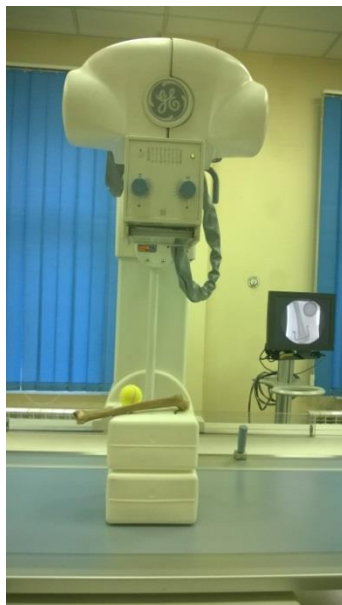
ZDJĘCIE 4.4. Fantom wodny o grubości 26 cm

Różne grubości fantomów miały na celu symulować pacjenta szczupłego i otyłego.

Aby na zdjęciu rentgenowskim można było ocenić jakość kontrastu zdjęcia, do fantomów wodnych o różnych grubościach, symulujących pacjentów szczupłego i otyłego, dodano elementy pochłaniające promieniowanie X bardziej i mniej niż otoczenie. Bardziej, niż sam fantom wodny, pochłaniała kość piszczelowa ludzka, a mniej piłka tenisowa, gdyż zawierała w środku powietrze. Dzięki dodanym dodatkowo elementom, fantomy można określić jako antropomorficzne.



ZDJĘCIA 4.5, 4.6. Fantom wodny o grubości 13 cm z elementami pochłaniającymi promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie



ZDJĘCIA 4.7, 4.8. Fantom wodny o grubości 26 cm z elementami pochłaniającymi promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie

Celem dokonania analizy wpływu parametrów ekspozycji na jakość otrzymanych radiogramów, wykorzystano obraz radiologiczny w postaci cyfrowych zdjęć rentgenowskich, uzyskanych jako wynik badania.



ZDJĘCIE 4.9. Obraz radiologiczny z monitora widziany podczas przesświetlenia fantomu

## 4.2. Badania wykonane na podstawie kart leczenia pacjentek

W pracy wykorzystano także dane uzyskane z kart leczenia pacjentek Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przy ul. Polnej 33 w Poznaniu. Analizowane karty leczenia należały do pacjentek, które w latach 2014 i 2015 były diagnozowane metodą histerosalpingografii. Dostęp do danych uzyskano dzięki Sekcji Ruchu Chorych w ww. szpitalu.

Do analizy wykorzystano dane dotyczące wzrostu i masy ciała pacjentek. Na podstawie tych danych wyznaczono BMI dla 207 pacjentek i przydzielono obliczone wartości do poszczególnych przedziałów wg klasyfikacji Światowej Organizacji Zdrowia WHO, [102].

W tabeli 4.1 zamieszczono zakresy wartości wskaźnika masy ciała (BMI) według poszerzonej klasyfikacji WHO.

TABELA 4.1. Zakresy wartości wskaźnika masy ciała (BMI) według poszerzonej klasyfikacji WHO, [102]

BMI	klasyfikacja
<18,5	niedowaga
18,5-24,99	wartość prawidłowa
25-29,99	nadwaga
30-34,99	otyłość I stopnia
35-39,99	otyłość II stopnia

Do analizy wykorzystano również przyczyny skierowania pacjentek na badanie HSG, rozpoznania kliniczne współtowarzyszące niepłodności oraz miejsce zamieszkania pacjentek.

### 4.3. Materiał badawczy dotyczący pacjentek, u których wykonano badanie HSG w 2014 i 2015 roku

Uzyskane wyniki na podstawie kart leczenia 250 pacjentek, które poddane zostały procedurze HSG w Ginekologiczno-Położniczym Szpitalu Klinicznym Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przy ul. Polnej 33 w Poznaniu opracowano statystycznie.



---

## 5. WYNIKI

### 5.1. Wyniki oceny parametrów ekspozycji promieniowania X na fantomach symulujących pacjenta

Uzyskane z pomiarów wyniki miały na celu określenie parametrów dystrybucji promieniowania X na fantomie symulującym pacjenta szczupłego i otyłego. Wyznaczono dawkę DAP średnią dla fantomów o grubości 13 cm i 26 cm.

Dla każdej procedury wykonano początkowo dwudziestokrotny pomiar DAP, a następnie trzydziestosześcioletni pomiar DAP, przy tych samych ustawieniach aparatu, poza liczbą pulsacji na lampie. Uzyskany wynik stanowił wartość średniej arytmetycznej dawki DAP.

Ocenę dawki, mierzonej jako dawkę DAP, przeprowadzono w warunkach odwzorowujących standardowe badanie HSG, przebiegające bez komplikacji. Przyjęto, iż badanie składa się z dwóch skopii trwających 10 sekund każda oraz z wykonania dwóch zdjęć rentgenowskich, jako dokumentacji badania. Warunki ekspozycji ustawiał aparat rentgenowski z użyciem Automatycznej Kontroli Ekspozycji (AEC – Automatic Exposure Control). Wykorzystano możliwość zmiany ręcznej wielkości PPS, tzw. pulsowego systemu ekspozycji. Dawka DAP mierzona była dla różnych wartości PPS od 1 do 25.

Użycie pulsowego systemu ekspozycji, miało za zadanie, podczas prześwietlenia oszczędzić lampę rentgenowską oraz zmniejszyć wielkość dawki promieniowania dla pacjenta, gdyż generator wysokiego napięcia wyłącza napięcie elektryczne na lampie rentgenowskiej. Pozwala to osobie oceniającej badanie dostrzec więcej szczegółów przy wyższej ekspozycji pulsacyjnej, niż przy zastosowaniu ekspozycji niższej ciągłej.

### 5.1.1. Określenie kierunku wykonywanych pomiarów

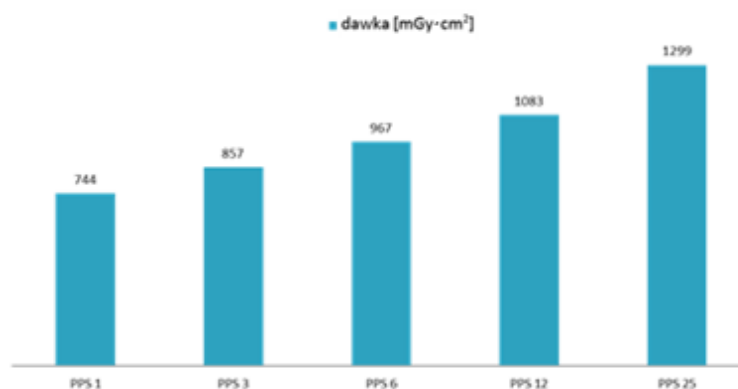
Celem wyznaczenia dokładnego, szczegółowego kierunku pomiarów, na początku wyznaczono dawkę DAP średnią dla fantomu o grubości 13 cm i dla fantomu o grubości 26 cm, przy wartościach PPS od 1 do 25. Wyniki wykonano dla 20 niezależnych pomiarów.

Otrzymane wyniki pozwoliły porównać dawkę DAP zsumowaną na symulujący pacjentkę fantom wodny o grubości 13 cm, dla wszystkich wartości PPS (1,3,6,12,25), podczas badania składającego się z dwóch skopii oraz dwóch zdjęć rentgenowskich. Pozostałe warunki ekspozycji pozostawiono bez zmian.

W tabeli 5.1 oraz na rycinie 5.1 przedstawiono zmierzoną łączną wielkość dawki DAP uzależnionej od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm w badaniu.

TABELA 5.1. Wielkość dawki DAP w zależności od wartości pulsacji dla fantomu symulującego pacjenta szczupłego (grubość 13 cm)

PPS	DAP [mGy*cm <sup>2</sup> ]
1	744
3	857
6	967
12	1083
25	1299



Ryc. 5.1. Wielkość dawki DAP w zależności od rodzaju skopii pulsacyjnej dla fantomu o grubości 13 cm

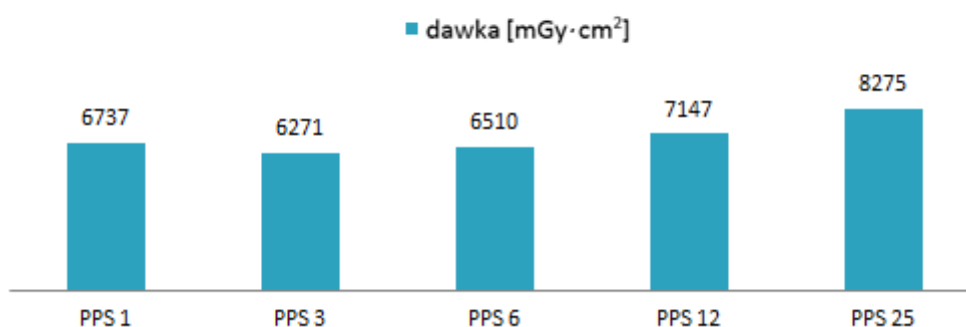
Dla fantomu symulującego pacjenta szczupłego, przy wartościach PPS 12 i 25, obraz okazał się przeeksponowany i nieczytelny, stąd przy dalszych bardziej szczegółowych pomiarach, wykluczono te pomiary z dalszej analizy.

Porównano także dawkę DAP zsumowaną, dla promieniowania wprowadzonego w fantom wodny o grubości 26 cm, dla wszystkich wartości PPS (1,3,6,12,25) podczas badania składającego się z dwóch skopii oraz dwóch zdjęć rentgenowskich.

W tabeli 5.2 oraz na rycinie 5.2 przedstawiono zmierzoną łączną wielkość dawki DAP uzależnionej od wartości PPS dla fantomu o grubości 26 cm w badaniu.

TABELA 5.2. Wielkość dawki DAP w zależności od wartości pulsacji dla fantomu symulującego pacjenta otyłego (grubość 26 cm)

PPS	DAP [mGy*cm <sup>2</sup> ]
1	6737
3	6271
6	6510
12	7147
25	8275



Ryc. 5.2. Wielkość dawki DAP w zależności od rodzaju skopii pulsacyjnej dla fantomu o grubości 26 cm

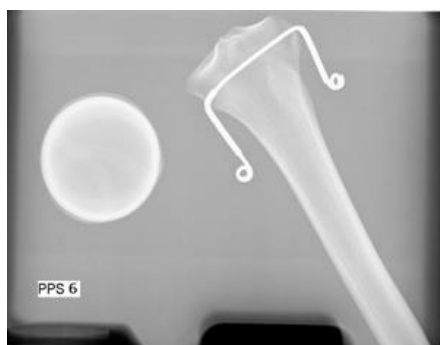
Dla fantomu symulującego pacjenta otyłego, przy wartościach PPS 1 i 3, obraz rentgenowski był mało kontrastowy, co spowodowałoby w praktyce jego złą jakość diagnostyczną. Stąd przy dalszych bardziej szczegółowych pomiarach, wykluczono te pomiary z dalszej analizy.

Wykonanie powyższych początkowych pomiarów pozwoliło dokonać wyboru parametrów ekspozycji dotyczących oceny jakości otrzymanego zdjęcia w zestawieniu z dawką DAP, podaną podczas wykonania.

### 5.1.2. Ocena jakości otrzymanego radiogramu

Oceny jakości otrzymanego obrazu rentgenowskiego dokonano na podstawie radiogramów fantomów wodnych, symulujących pacjenta szczupłego i otyłego, do których dodano elementy pochłaniające promieniowanie bardziej niż otoczenie – kość piszczelową ludzką oraz pochłaniających mniej – piłkę tenisową (zawierającą powietrze w środku).

Otrzymany obraz radiologiczny pozwolił ocenić jakość diagnostyczną otrzymanych radiogramów.



ZDJĘCIE 5.1. Przykładowe zdjęcie rentgenowskie elementów pochłaniających promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie otrzymane podczas pomiarów

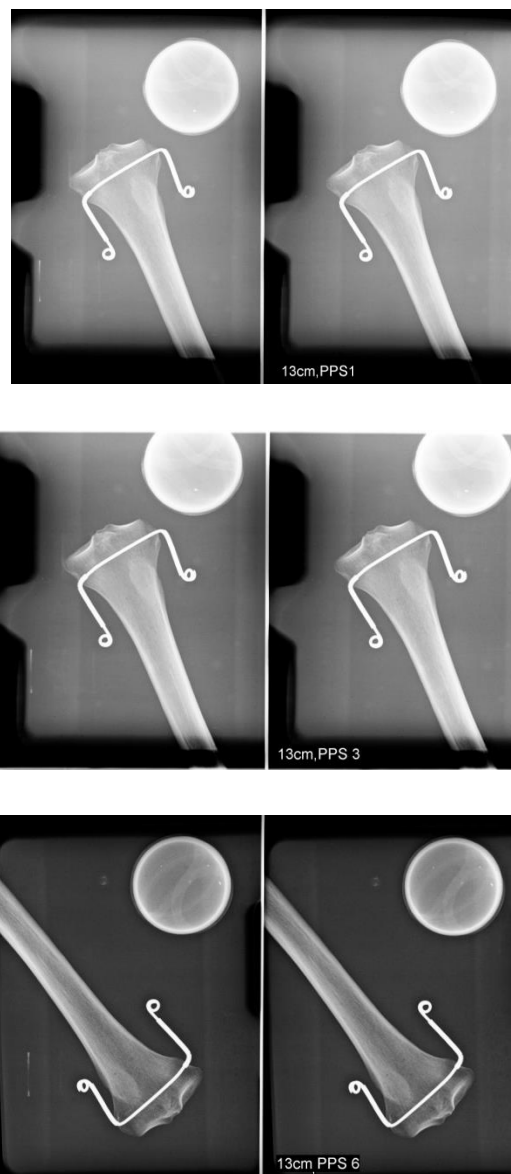
Zapisany obraz radiologiczny pozwolił ocenić jakość zdjęcia dla fantomów przy zmieniających się warunkach PPS. Przy ocenie jakości otrzymanego obrazu rentgenowskiego, brano pod uwagę głównie kontrast i zacernienie.

Należało wziąć po uwagę fakt, iż pacjent otyły generuje większą ilość promieni rozproszonych, a powstający podczas jego badania obraz rentgenowski ma gorsze

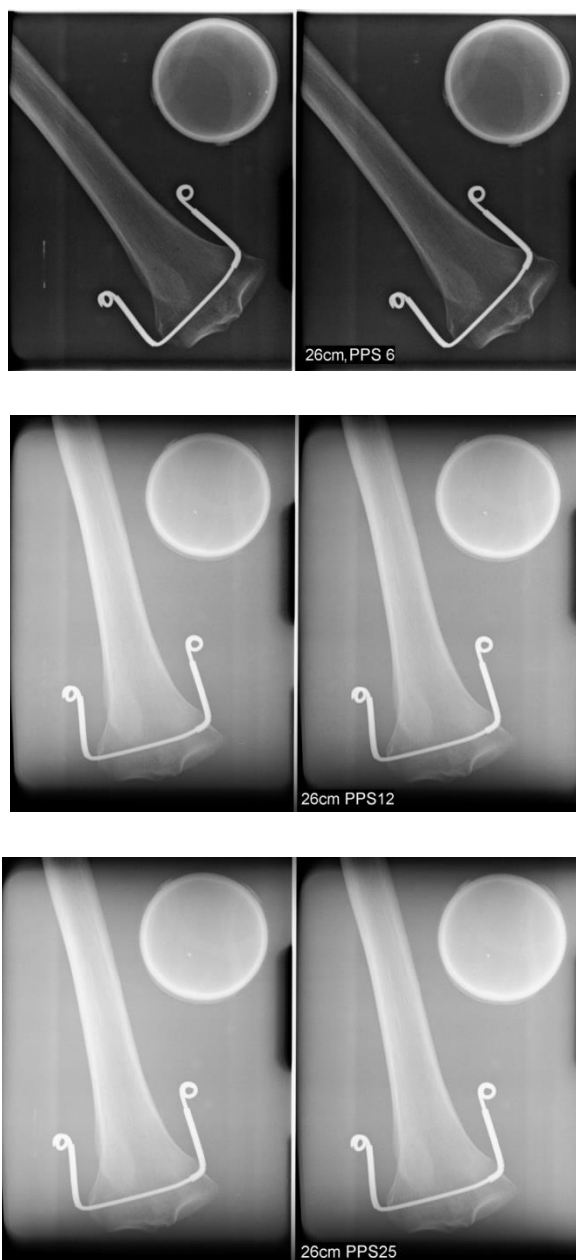
właściwości optyczne, co wymaga zwiększenia częstości pulsacji w skopii i podwyższenia parametrów prądu kierowanego na lampę rentgenowską.

Z tego powodu podczas dalszych pomiarów dla obu fantomów użyto następujących wartości PPS:

- Fantom o grubości 13 cm  $\rightarrow$  PPS= 1, 3, 6;
- Fantom o grubości 26 cm  $\rightarrow$  PPS= 6, 12, 25.



ZDJĘCIE 5.2. Porównanie radiogramów otrzymanych dla fantomu o grubości 13 cm dla różnych wartości PPS = 1,3,6



ZDJĘCIE 5.3. Porównanie radiogramów otrzymanych dla fantomu o grubości 26 cm dla różnych wartości PPS = 6,12,25

### 5.1.3. Pomiary dla fantomu o grubości 13 cm

Przyjęta procedura badania HSG podczas pomiarów wstępnych została powtórzona dodatkowo o 36 razy dla każdej wartości PPS = 1,3 i 6.

Każde badanie, podczas którego dokonywano pomiarów dawek powierzchniowych, składało się z dwóch skopii, trwających 10 sekund każda oraz z dwóch zdjęć rentgenowskich, których zadaniem była dokumentacja badania.

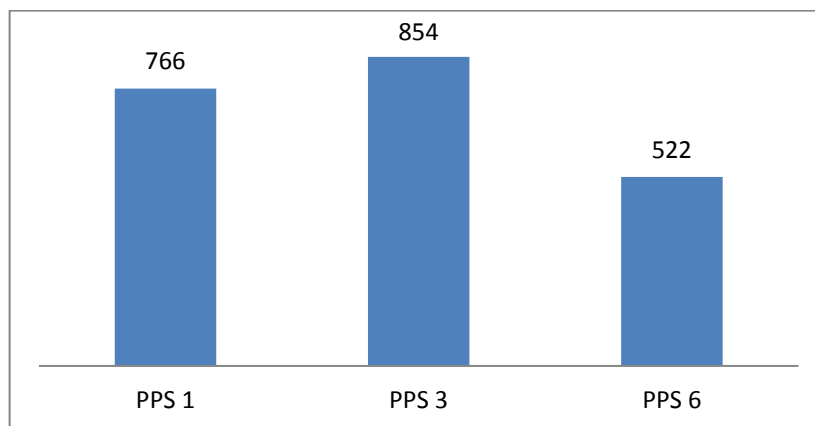


ZDJĘCIE 5.4. Fantom wodny o grubości 13 cm z kością piszczelową ludzką oraz piłką tenisową

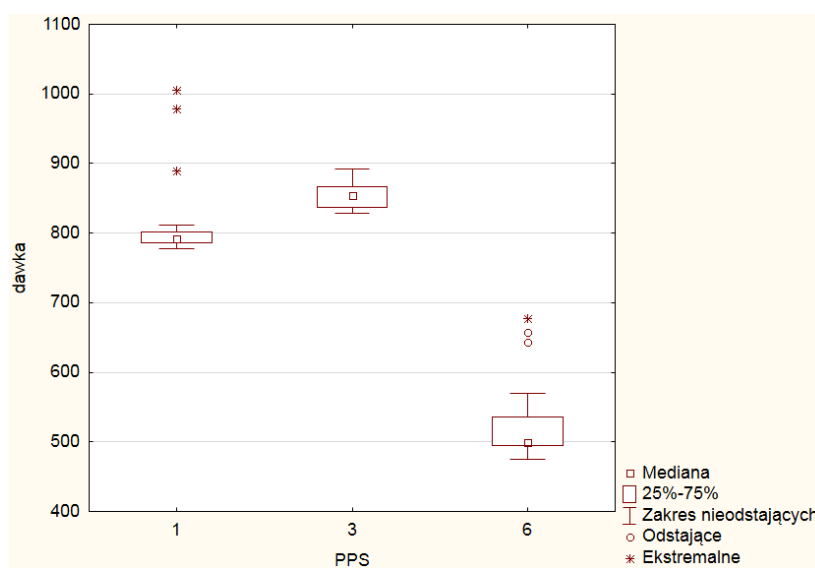
W tabeli 5.3. zamieszczono uśrednione wartości ze wszystkich pomiarów – dawki DAP całkowitej podczas pełnego badania oraz dawki DAP przypadającej na jedno zdjęcie rentgenowskie dla fantomu o grubości 13 cm, który symulował pacjenta szczupłego. Uśrednione wartości dawek dla poszczególnych wartości PPS przedstawiono graficznie na ryc.5.3.

TABELA 5.3. Uśrednione wielkości dawek DAP dla fantomu o grubości 13 cm

PPS	Dawka sumaryczna DAP uśredniona [mGy*cm <sup>2</sup> ]	Dawka DAP uśredniona podana podczas pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego
1	766	369
3	854	366
6	522	189

Ryc. 5.3. Dawka sumaryczna DAP [mGy\*cm<sup>2</sup>] uśredniona dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm

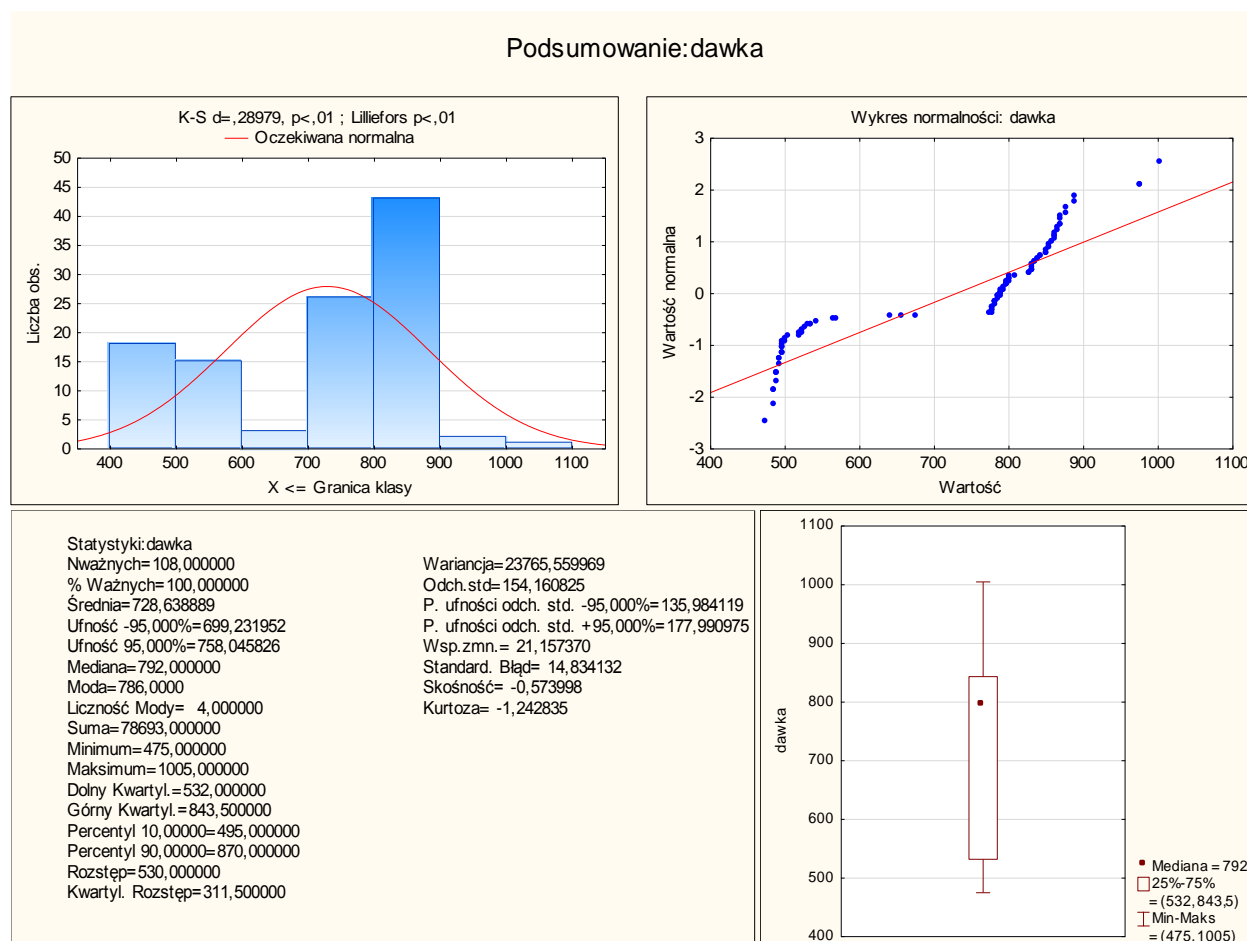
Analizy wyników dokonano między innymi za pomocą programu Statistica V12.5 firmy Statsoft, co przedstawiono graficznie na Ryc. 5.4, na której widoczna jest zależność dawki całkowitej uśrednionej od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm.

Ryc. 5.4. Wykres zależności dawki sumarycznej DAP [mGy\*cm<sup>2</sup>] uśrednionej dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi



Na podstawie ryc. 5.3 i 5.4 można wyznaczyć najmniejszą dawkę DAP, która została uśredniona dla wszystkich wykonanych pomiarów. Z kolei wykresy ukazały, iż dla pomiarów na fantomie o grubości 13 cm najmniejszą dawkę otrzymuje się dla wartości  $PPS = 6$ , pomimo, że dla tej wartości otrzymano największy błąd pomiarowy.

Z analizy statystycznej wykonanej w programie STATISTICA V12.5 wynika, iż badany rozkład jest rozkładem normalnym i można przystąpić do analizy wariancji. Wykonano analizę wariancji ANOVA, aby sprawdzić czy istnieją statystyczne różnice pomiędzy analizowanymi zmiennymi. Wszystkie dane analizowano na poziomie istotności  $\alpha = 0,05$ .



Ryc. 5.5. Podsumowanie pomiarów w postaci histogramu dla fantomu o grubości 13 cm

Sformułowano hipotezy – zerową ( $H_0$ ) i alternatywną ( $H_1$ ):

$H_0$  : brak istotnie statystycznych różnic w wielkościach dawek przy zastosowaniu różnych wartości PPS ( $p > 0,05$ ),

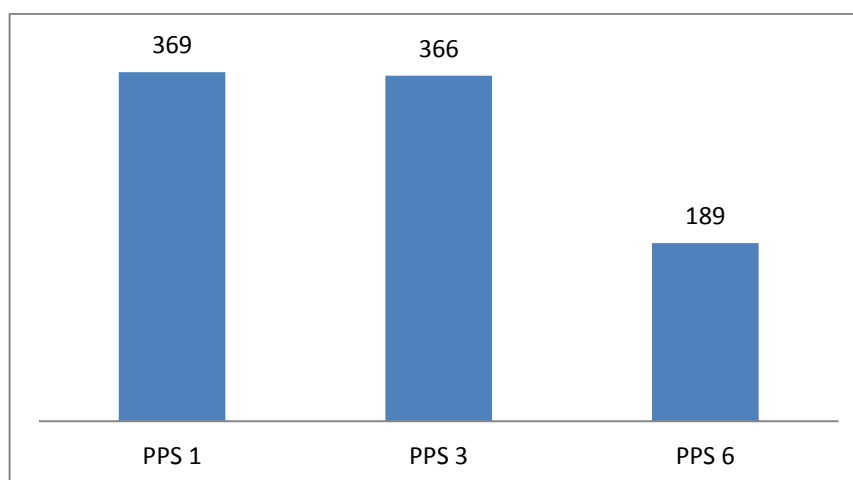
$H_1$ : istnieją istotnie statystyczne różnice w wielkościach dawek przy zastosowaniu różnych wartości PPS ( $p < 0,05$ ).

Po dokonaniu jednoczynnikowej analizy testem Anova, uzyskano wartość współczynnika  $p$  poniżej 0,05. (tabela 5.4). Dlatego też przyjęto hipotezę alternatywną i można stwierdzić, że istnieje istotna statystycznie różnica w wielkościach dawek przy stosowaniu różnych wartości PPS.

TABELA 5.4. Wyniki testów istotności dla dawek dla fantomu o grubości 13 cm

Efekt	Jednowymiarowe testy istotności dla dawka (dla grubosci 13) Parametryzacja z sigma-ograniczeniami Dekompozycja efektywnych hipotez				
	SS	Stopnie swobody	MS	F	p
Wyraz wolny	50909390	1	50909390	24413,46	0,00
PPS	1846427	2	923213	442,72	0,00
Błąd	198104	95	2085		

Rozkład uśrednionych dawek DAP podczas pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego dla fantomu o grubości 13 cm ilustruje ryc. 5.6.



Ryc. 5.6. Dawka sumaryczna DAP uśredniona [mGy\*cm<sup>2</sup>] podana podczas wykonania pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego, przy wykorzystaniu określonego PPS w całym badaniu dla fantomu o grubości 13 cm

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=1 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.5 i 5.6.

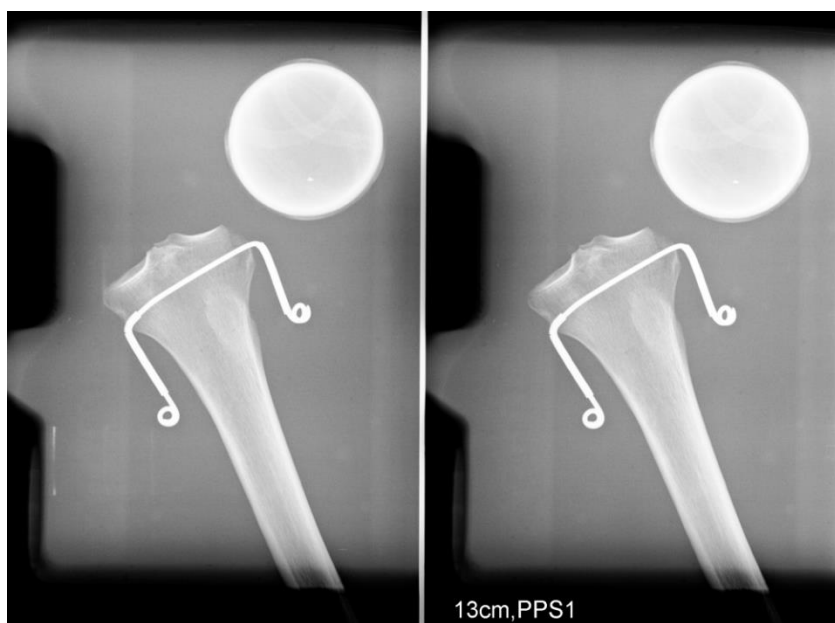
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 1

TABELA 5.5. Wyniki statystyczne wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 1 dla fantomu o grubości 13 cm

rozstęp pomiarów	114
Wariancja	666
średnia wartość pomiarów	369
Odchylenie	26
współczynnik zmienności	7%

TABELA 5.6. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 1 dla fantomu o grubości 13 cm

Wartość minimalna	347 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	461 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Zakres napięcia elektrycznego na lampie rentgenowskiej	79-82 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	12,2-14,5 [mAs]



ZDJĘCIE 5.5. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=1

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=3 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.7 i 5.8.

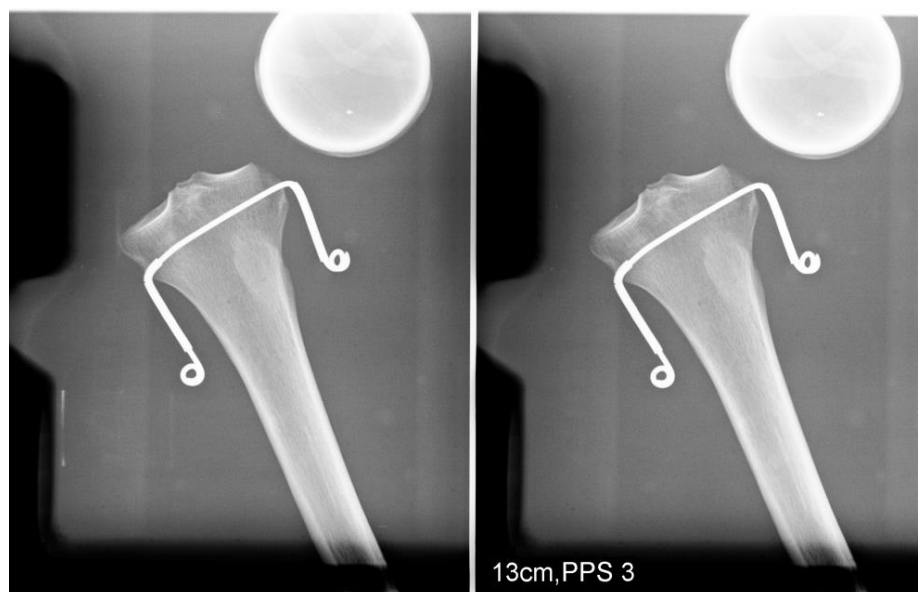
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 3

TABELA 5.7. Wyniki statystyczne wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 3 dla fantomu o grubości 13 cm

rozstęp pomiarów	30
Wariancja	22
średnia wartość pomiarów	366
Odchylenie	5
współczynnik zmienności	1%

TABELA 5.8. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 3 dla fantomu o grubości 13 cm

Wartość minimalna	345 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	375 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Zakres napięcia elektrycznego na lampie rentgenowskiej	65-79 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	11,5-15,2 [mAs]



ZDJĘCIE 5.6. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=3

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=6 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.9 i 5.10.

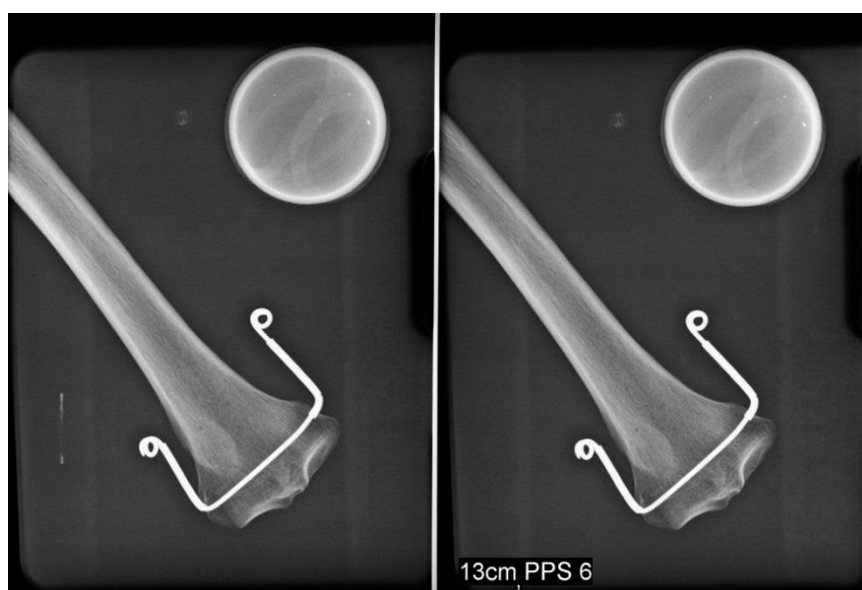
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 6

TABELA 5.9. Wyniki statystyczne wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 13 cm

rozstęp pomiarów	194
Wariancja	203
średnia wartość pomiarów	189
Odchylenie	14
współczynnik zmienności	8%

TABELA 5.10. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 13 cm

Wartość minimalna	181 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	375 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Napięcie elektryczne na lampie rentgenowskiej	75 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	7,2-8 [mAs]



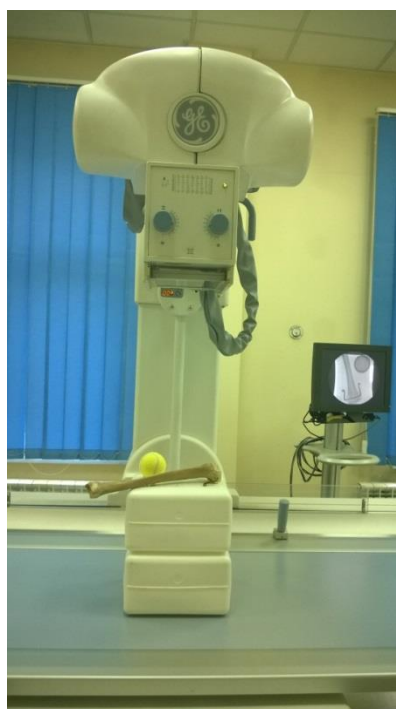
ZDJĘCIE 5.7. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=6

Z wykonanych pomiarów wynika, że różnice dla różnych wartości PPS są istotne statystycznie. W szczególności dla fantomu symulującego pacjenta szczupłego wartość dawki DAP otrzymanej podczas pełnego badania oraz podczas wykonania pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego jest wyraźnie mniejsza dla wartości PPS=6. Warunki ekspozycji wykorzystane podczas pomiarów zostały ustawione przez system AEC- automatycznej kontroli ekspozycji w układzie cyfrowym.

#### 5.1.4. Pomiary dla fantomu o grubości 26 cm

Przyjęta podczas pomiarów procedura badania HSG została powtórzona dodatkowo o 36 razy dla każdej wartości PPS = 6,12 i 25.

Każde badanie, podczas którego dokonywano pomiaru dawek DAP, składało się z dwóch skopii trwających 10 sekund każda oraz z dwóch zdjęć rentgenowskich.



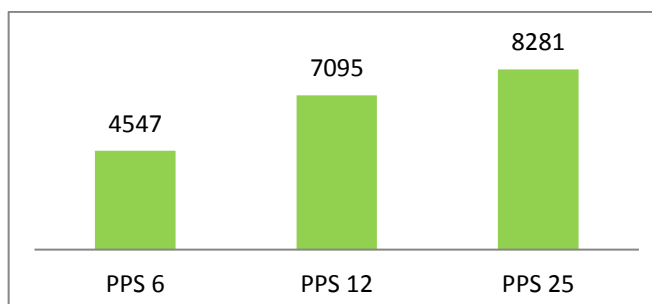
ZDJĘCIE 5.8. Fantom wodny o grubości 26 cm z kością piszczelową ludzką oraz piłką tenisową

W tabeli 5.11. zamieszczono wartości uśrednione ze wszystkich pomiarów – dawki DAP całkowitej podczas pełnego badania HSG oraz dawki DAP przypadającej na jedno zdjęcie rentgenowskie dla fantomu o grubości 26 cm, który symulował pacjenta otyłego.

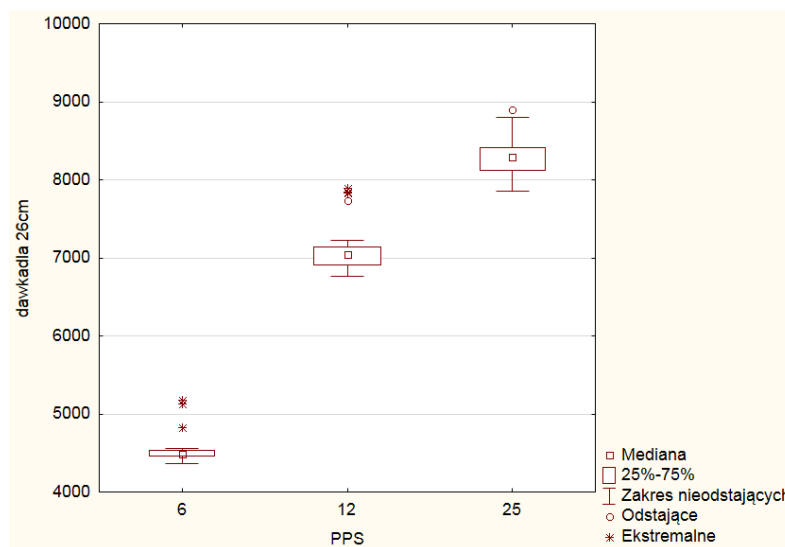
TABELA 5.11. Uśrednione wielkości dawek DAP dla fantomu o grubości 26 cm

PPS	Dawka sumaryczna DAP uśredniona [mGy*cm <sup>2</sup> ]	Dawka DAP uśredniona podana podczas pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego
6	4547	1987
12	7095	2888
25	8281	2903

Natomiast rozkład całkowitej uśrednionej dawki przedstawia wykres 5.7, a razem z niepewnościami pomiarowymi wykres 5.8.



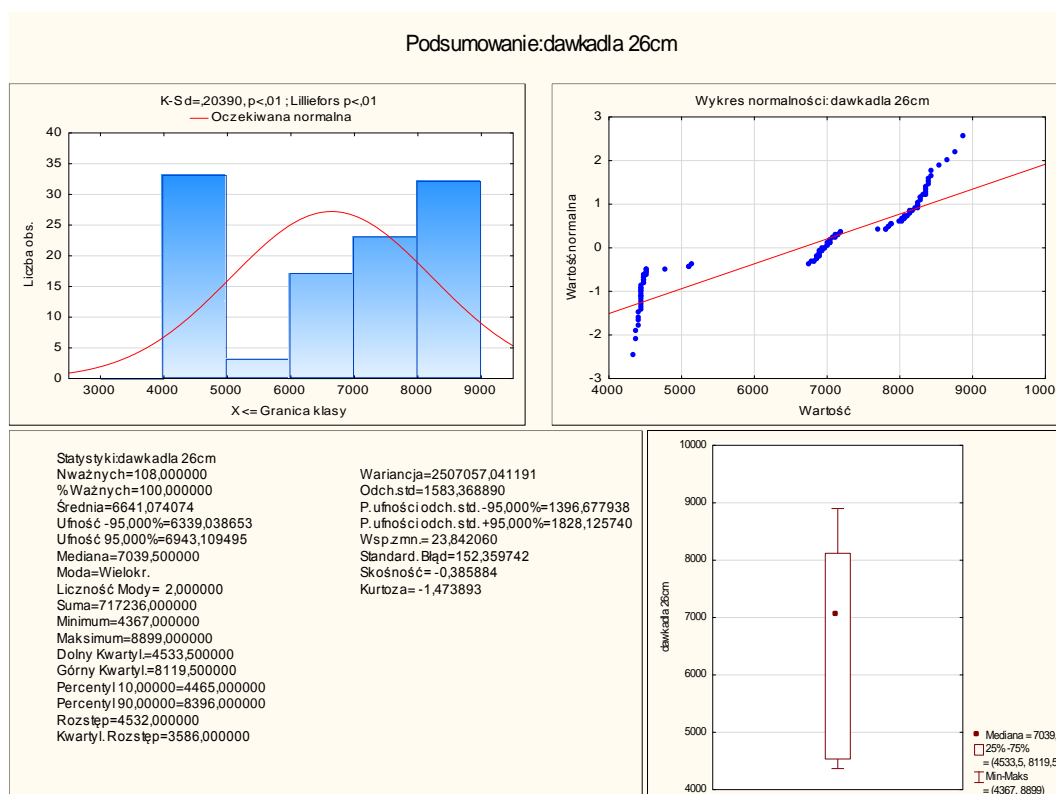
Ryc. 5.7. Dawka DAP całkowita [mGy\*cm<sup>2</sup>] uśredniona dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 26 cm



Ryc. 5.8. Wykres zależności dawki DAP całkowitej [mGy\*cm<sup>2</sup>] uśrednionej dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 26 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi

Na podstawie ryc. 5.7 i 5.8 można wyznaczyć najmniejszą dawkę całkowitą, która została uśredniona dla wszystkich wykonanych pomiarów. Z kolei wykresy ukazały, iż dla pomiarów na fantomie o grubości 26 cm najmniejszą dawkę otrzymuje się dla wartości PPS = 6, pomimo, że dla tej wartości otrzymano najmniejszy błąd pomiarowy.

Z analizy statystycznej wykonanej w programie STATISTICA V12.5 wynika, iż badany rozkład jest rozkładem normalnym i można przystąpić do analizy wariancji. Wykonano analizę wariancji ANOVA, aby sprawdzić czy istnieją statystyczne różnice pomiędzy analizowanymi zmiennymi. Wszystkie dane analizowano na poziomie istotności  $\alpha = 0,05$ .



Ryc. 5.9. Podsumowanie pomiarów w postaci histogramu dla fantomu o grubości 26 cm



Sformułowano hipotezy – zerową ( $H_0$ ) i alternatywną ( $H_1$ ):

$H_0$  : brak istotnie statystycznych różnic w wielkościach dawek przy zastosowaniu różnych wartości PPS ( $p > 0,05$ ),

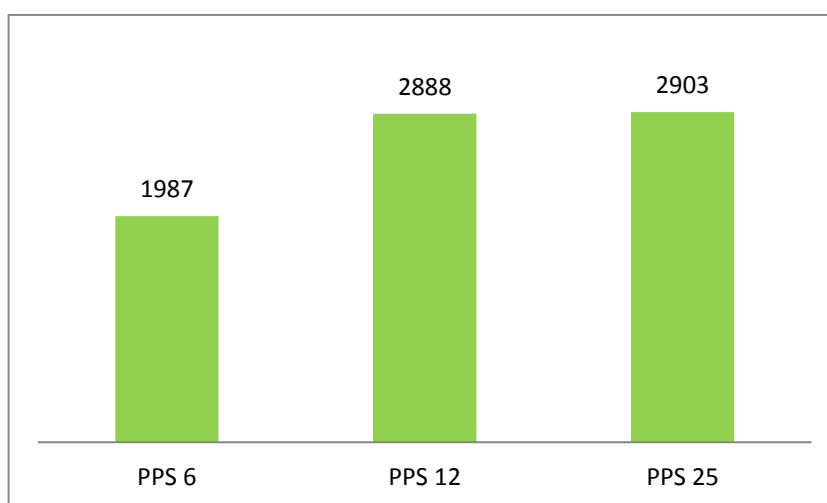
$H_1$ : istnieją istotnie statystyczne różnice w wielkościach dawek przy zastosowaniu różnych wartości PPS ( $p < 0,05$ ).

Po dokonaniu jednoczynnikowej analizy testem Anova, uzyskano wartość współczynnika  $p$  poniżej 0,05. (tabela 5.12). Dlatego też przyjęto hipotezę alternatywną i można stwierdzić, że istnieje istotna statystycznie różnica w wielkościach dawek przy stosowaniu różnych wartości PPS.

TABELA 5.12. Wyniki testów istotności dla dawek dla fantomu o grubości 26 cm

Jednowymiarowe testy istotności dla dawkadla 26cm Parametryzacja z sigma-ograniczeniami Dekompozycja efektywnych hipotez					
Efekt	SS	Stopnie swobody	MS	F	p
Wyraz wolny	4,763217E+09	1	4,763217E+09	81228,24	0,00
PPS	2,620979E+08	2	1,310490E+08	2234,81	0,00
Błąd	6,157191E+06	105	5,863992E+04		

Rozkład uśrednionych dawek DAP podczas pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego dla fantomu o grubości 26 cm ilustruje ryc. 5.10.



Ryc. 5.10. Dawka DAP uśredniona [mGy\*cm<sup>2</sup>] podana podczas wykonania pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego, przy wykorzystaniu określonego PPS w całym badaniu dla fantomu o grubości 26 cm

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=6 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.13 i 5.14.

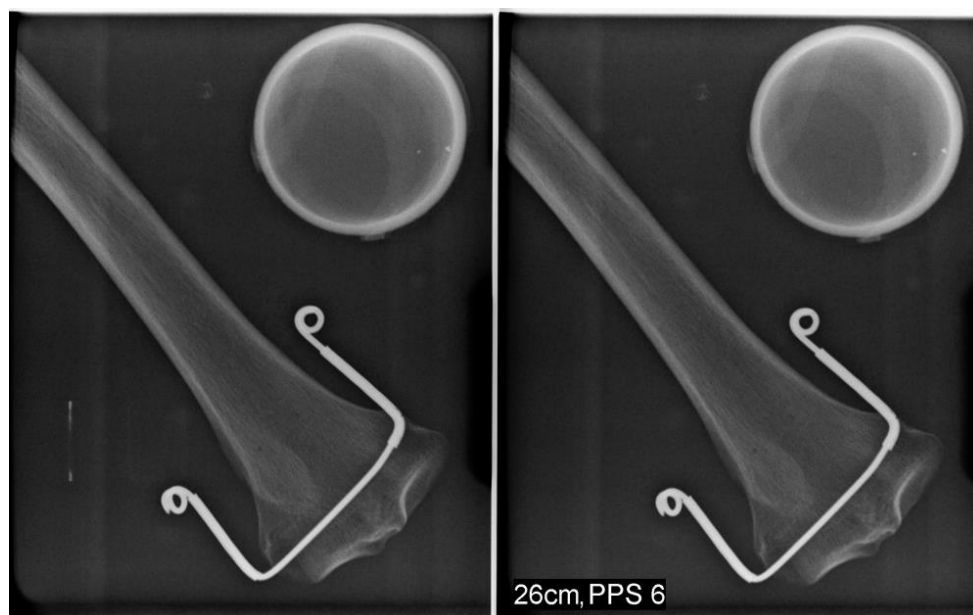
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 6

TABELA 5.13. Wyniki oceny statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 26 cm

rozstęp pomiarów	439
Wariancja	9312
średnia wartość pomiarów	1987
Odchylenie	97
współczynnik zmienności	5%

TABELA 5.14. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 26 cm

Wartość minimalna	1847 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	2286 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Zakres napięcia elektrycznego na lampie rentgenowskiej	90-91 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	51-62 [mAs]



ZDJĘCIE 5.9. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=6

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=12 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.15 i 5.16.

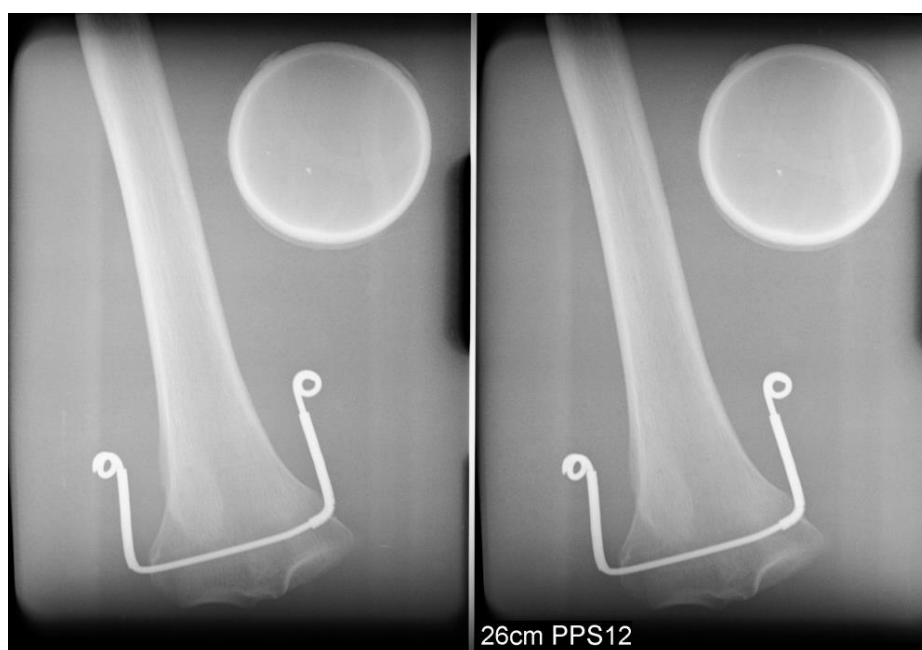
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 12

TABELA 5.15. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 12 dla fantomu o grubości 26 cm

rozstęp pomiarów	896
Wariancja	19475
średnia wartość pomiarów	2888
Odchylenie	140
współczynnik zmienności	5%

TABELA 5.16. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 12 dla fantomu o grubości 26 cm

Wartość minimalna	2553 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	3449 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Zakres napięcia elektrycznego na lampie rentgenowskiej	94-95 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	65-84 [mAs]



ZDJĘCIE 5.10. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=12

Wartości minimalnej i maksymalnej pulsacji dla PPS=25 oraz zakres napięcia elektrycznego i zakres natężeń prądu wraz ze statystykami opisowymi zostały zebrane w tabeli 5.17 i 5.18.

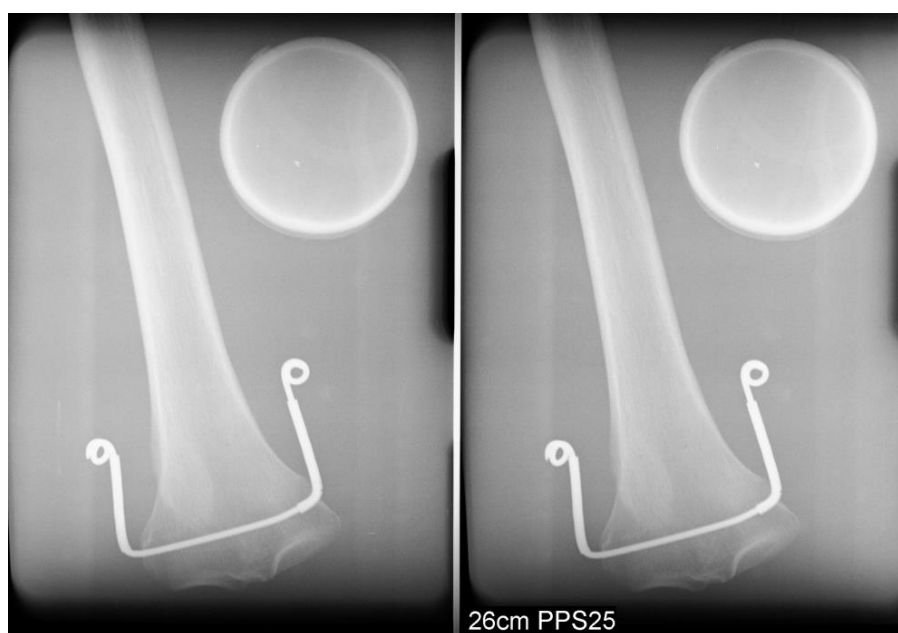
### Pulsacja na lampie rentgenowskiej o wartości PPS = 25

TABELA 5.17. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 25 dla fantomu o grubości 26 cm

rozstęp pomiarów	1148
Wariancja	28071
średnia wartość pomiarów	2903
Odchylenie	168
współczynnik zmienności	6%

TABELA 5.18. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 25 dla fantomu o grubości 26 cm

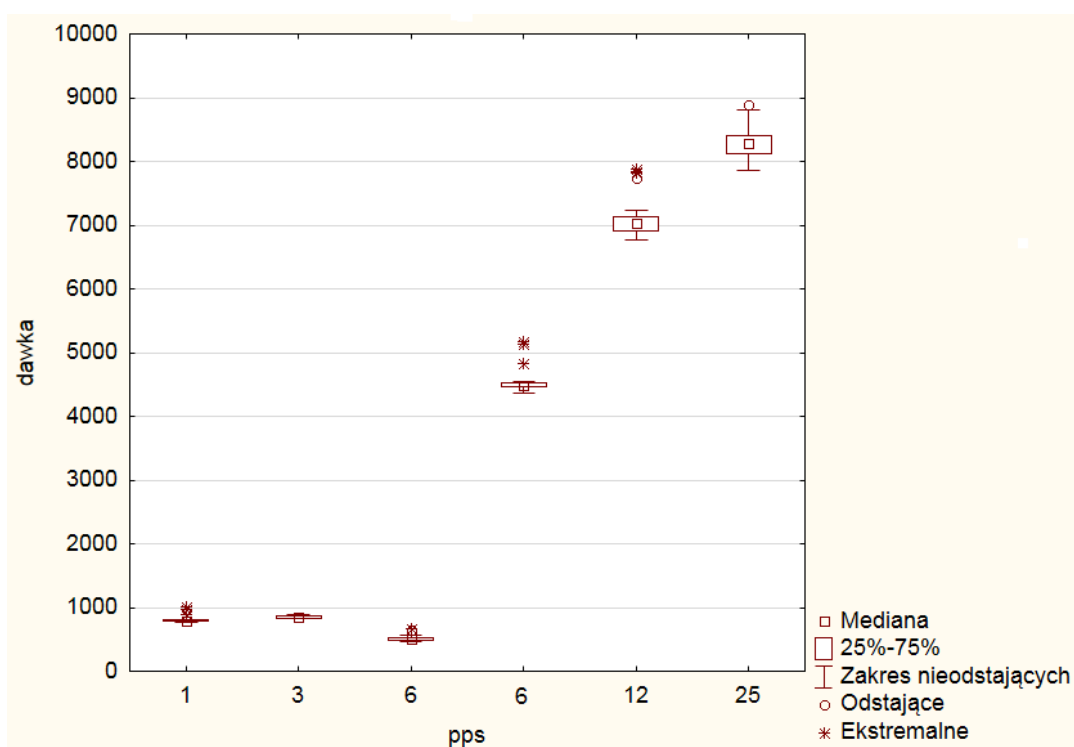
Wartość minimalna	2747 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Wartość maksymalna	3895 [mGy*cm <sup>2</sup> ]
Zakres napięcia elektrycznego na lampie rentgenowskiej	94-95 [kV]
Zakres natężenia prądu na lampie rentgenowskiej	64-85 [mAs]



ZDJĘCIE 5.11. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=25

Najkorzystniejszą, bo najniższą wartość dawki DAP dla fantomu symulującego pacjentkę otyłą uzyskano dla wartości pulsacji PPS=6. Dla tej wartości PPS uzyskany obraz radiologiczny jest przydatny diagnostycznie. W związku z tym, nie ma potrzeby narażania pacjenta na dodatkową, o wiele większą dawkę promieniowania X, związaną z wykonaniem prześwietlenia oraz zdjęć rentgenowskich podczas badania HSG.

W celu sprawdzenia jak rozkładają się poszczególne dawki dla wszystkich mierzonych wartości PPS zarówno dla fantomu szczupłego jak i otyłego, wykonano wykres zależności wraz z niepewnościami pomiarowymi na ryc. 5.11.



Ryc. 5.11. Zestawienie dawek DAP całkowitych [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] uśrednionych dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomów o grubości 13 cm i 26 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi

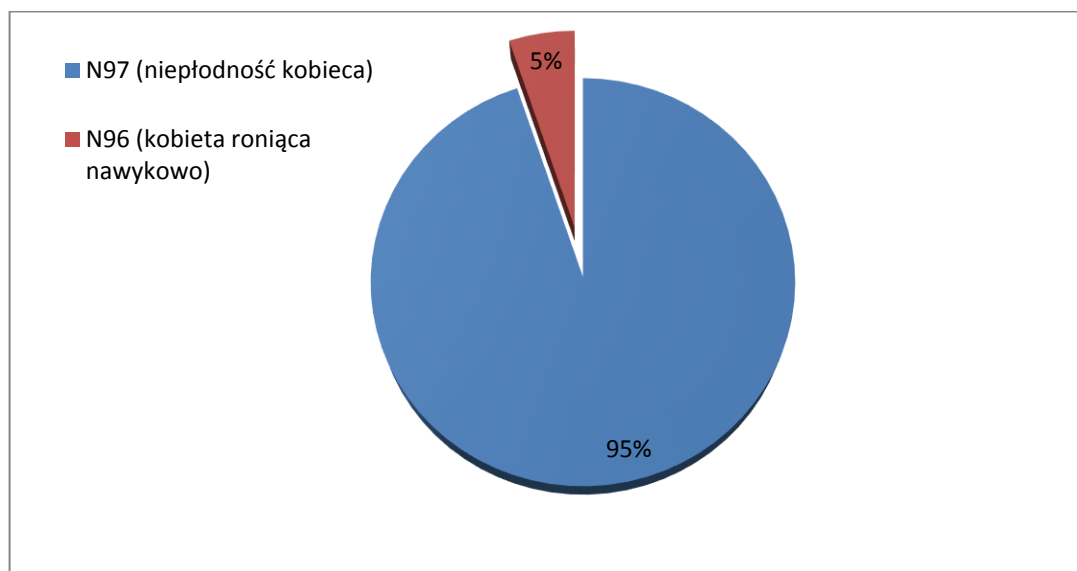
Z zestawienia wszystkich wykonanych pomiarów dla fantomów symulujących pacjenta szczupłego i otyłego wynika, iż najkorzystniejszy dla pacjentów rozkład dawki uzyskuje się dla pulsacji na lampie rentgenowskiej dla wartości PPS=6, niezależnie od grubości pacjenta.

## 5.2. Wyniki oceny materiału badawczego, dotyczącego pacjentek, u których wykonano badanie HSG

### 5.2.1. Rozpoznanie będące przyczyną wykonania badania HSG

Z analizy kart leczenia wynika, że pacjentki były skierowane na diagnostykę z użyciem metody HSG z powodu niepłodności oraz z powodu niemożności donoszenia ciąży. Czas hospitalizacji diagnozowanych pacjentek wynosił 1 dzień.

Liczba pacjentek z niepłodnością kobiecą wynosiła 95%, a kobiety roniące nawykowo stanowiły 5% z badanej grupy, co graficznie przedstawia ryc. 5.12.



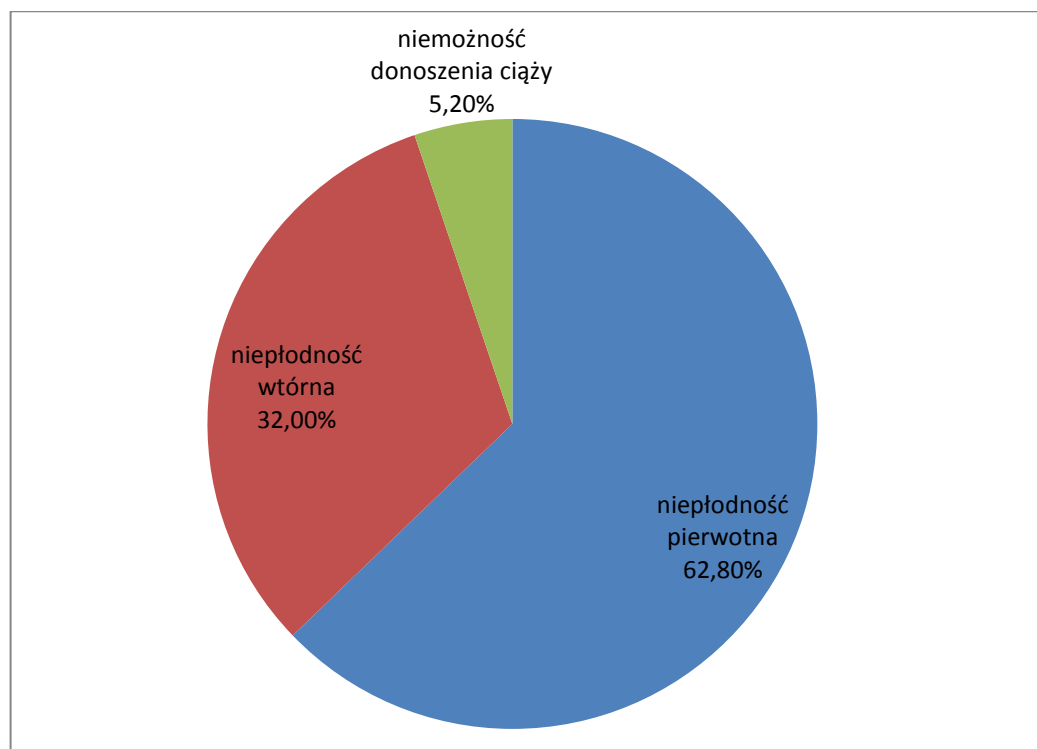
Ryc. 5.12. Rozpoznanie kliniczne, będące przyczyną wykonania u pacjentek badania HSG

Podstawowe przyczyny kierowania pacjentek na HSG zawiera tabela 5.19.

TABELA 5.19. Ilość pacjentek według podstawowej przyczyny skierowanych na badanie HSG

Podstawowa przyczyna skierowania na badanie HSG	% pacjentek	Ilość pacjentek
niepłodność pierwotna	62,80	157
niepłodność wtórna	32,00	80
niemożność donoszenia ciąży	5,20	13

Procentowy rozkład przyczyn, dla których pacjentki były kierowane na HSG przedstawia ryc. 5.13.



Ryc. 5.13. Podstawowa przyczyna skierowania pacjentek na badanie HSG

Spośród 250 pacjentek poddanych analizie, podstawową przyczyną skierowania ich do diagnostyki z użyciem HSG jest niepłodność pierwotna (62,8%) i wtórna (32%) oraz niemożność donoszenia ciąży (5,2%).

### 5.2.2. Niepłodność żeńska przyczyną kierowania pacjentek na badanie HSG

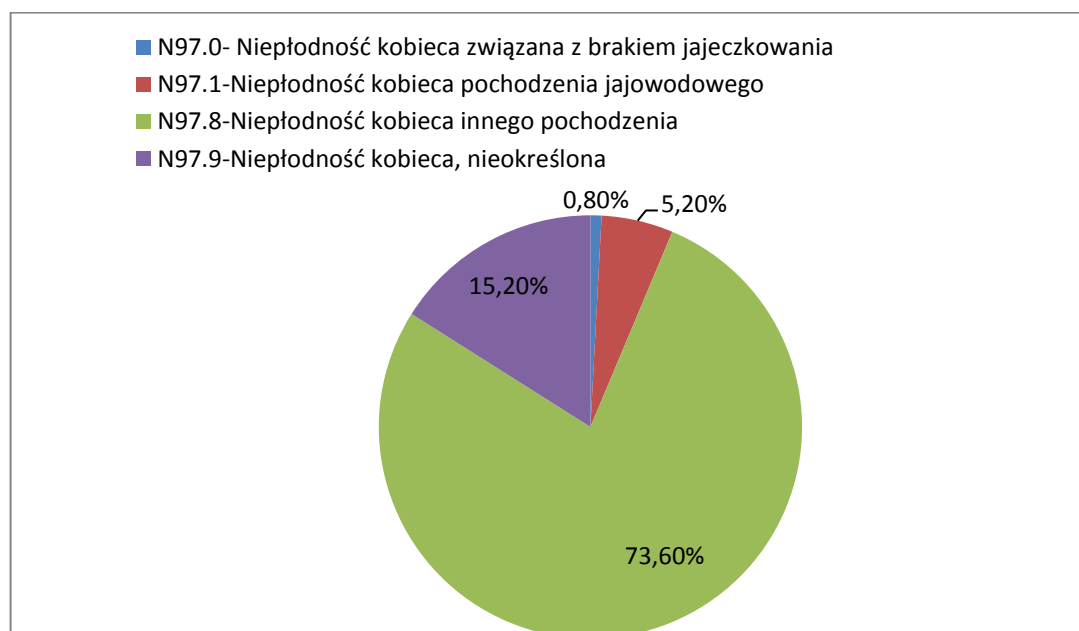
Kobiety, które miały problem z donoszeniem ciąży stanowią około 5% ze wszystkich analizowanych z kart leczenia pacjentek. Niepłodność kobieca może być związana z różnymi powodami. Przyczyna niepłodności różni się w zależności od badanej populacji, wg danych pakistańskich przyczyną jest czynnik jajowodowy, wcześniejsze zakażenia miednicy i przeważa niepłodność wtórna nad pierwotną [4,42], w badaniach amerykańskich główną przyczyną są zaburzenia owulacji lub endometrioza, [42]. W ogóle powodem może być niedrożność jajowodów, wcześniejsze przebyte operacje miednicy [1], niedoczynność tarczycy [46], wady rozwojowe układu rozrodczego, [78] itd.

Obecnie szacuje się, że problemy z niepłodnością zgłasza od 12-19% kobiet w wieku rozrodczym, [42]. W Polsce brak jest danych epidemiologicznych dotyczących niepłodności małżeńskiej. Przyjmuje się, że problem niepłodności dotyczy 18-20% par, [77].

W większości przypadków, w analizowanych kartach leczenia pacjentek, nie została podana przyczyna niepłodności kobiecej. Przydzielono przyczynę do kategorii bliżej nieokreślonej – N97.8 i N97.9, co stanowi w sumie 88,80%. Rozkład procentowy przyczyn szczegółowych przedstawiono w tabeli 5.20, a graficznie na ryc. 5.14.

TABELA 5.20. Przyczyny szczegółowe, które mogą być podstawą niepłodności kobiecej

<b>N96-kobieta roniąca nawykowo</b>	<b>5,20%</b>	<b>100%</b>
<b>N97-niepłodność kobieca</b>	<b>94,8%</b>	
N97.0- Niepłodność kobieca związana z brakiem jajczkowania	0,80%	<b>94,8%</b>
N97.1-Niepłodność kobieca pochodzenia jajowodowego	5,20%	
N97.8-Niepłodność kobieca innego pochodzenia	73,60%	
N97.9-Niepłodność kobieca, nieokreślona	15,20%	



Ryc.5.14. Przyczyny szczegółowe niepłodności kobiecej (N97) będące powodem skierowania pacjentek na badanie HSG

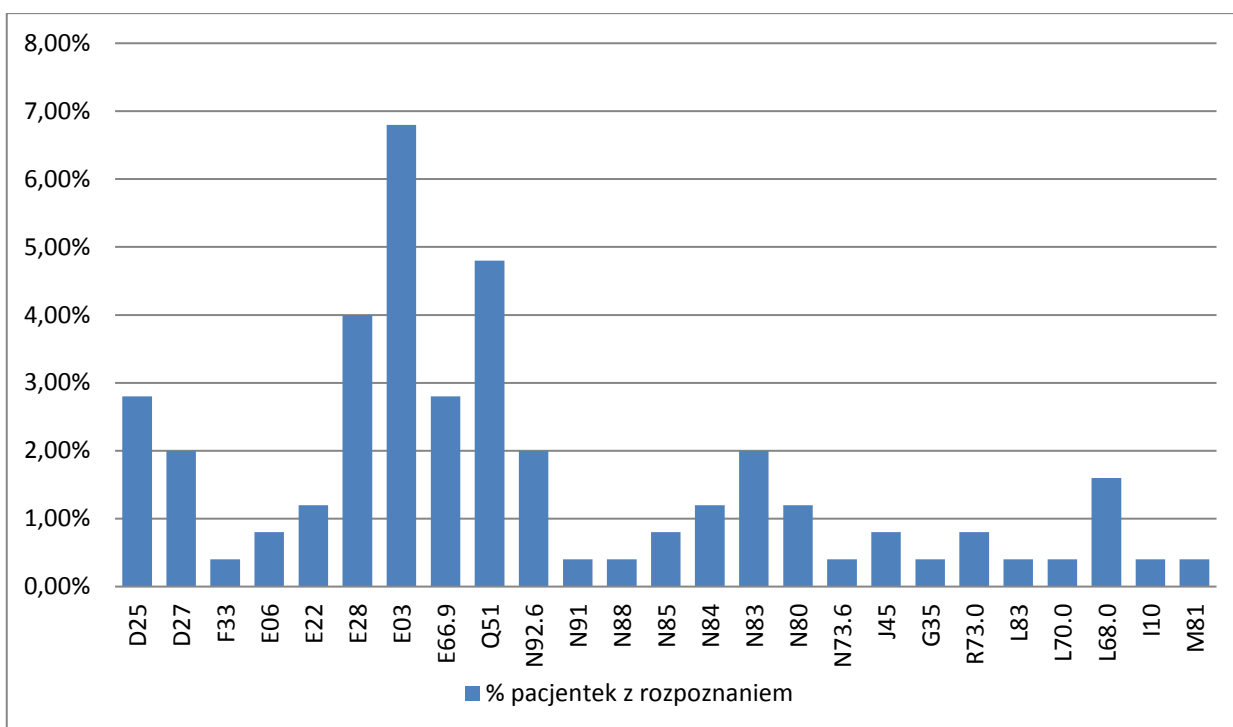


### 5.2.3. Rozpoznanie kliniczne współtowarzyszące niepłodności

W kartach leczenia pacjentek umieszczono informacje dodatkowe dotyczące chorób współtowarzyszących, które mogą mieć wpływ na niemożność donoszenia ciąży lub związane są z niepłodnością.

TABELA 5.21. Rozpoznanie kliniczne współtowarzyszące leczeniu niepłodności, wynikające z kart leczenia pacjentek

Rozpoznanie kliniczne współtowarzyszące niepłodności	% pacjentek z danym rozpoznaniem
D25-Mięśniak gładkokomórkowy macicy	2,80
D27-Nieżłośliwy nowotwór jajnika	2,00
F33.9-Zaburzenia depresyjne nawracające	0,40
E06-Zapalenie tarczycy	0,80
E22-Nadczynność przysadki	1,20
E28-Zaburzenia czynności jajników	4,00
E03-Inne postaci niedoczynności tarczycy	6,80
E66.9-otyłość, nieokreślona	2,80
Q51-Wrodzone wady rozwojowe macicy i szyjki macicy	4,80
N92.6-nieregularne miesiączki, nieokreślone	2,00
N91-Brak, skąpe i rzadkie miesiączki	0,40
N88-inne niezapalne schorzenia szyjki macicy	0,40
N85-Inne niezapalne zaburzenia macicy, z wyjątkiem szyjki	0,80
N84.0-polip macicy	1,20
N83-Niezapalne schorzenia jajnika, jajowodu i wężadła szerokiego macicy	2,00
N80.3-Gruczolistość śródmaciczna otrzewnej miednicy mniejszej	1,20
N73.6-zrosty otrzewnej miednicy mniejszej u kobiet	0,40
J45-Dychawica oskrzelowa	0,80
G35-stwardnienie rozsiane	0,40
R73.0-nieprawidłowa krzywa cukrowa (test tolerancji glukozy)	0,80
L83-rogowacenie ciemne	0,40
L70.0-trądzik pospolity	0,40
L68.0-owłosienie patologiczne, hirsutyzm	1,60
I10-samoistne (pierwotne) nadciśnienie	0,40
M81-Osteoporoza bez patologicznego złamania	0,40

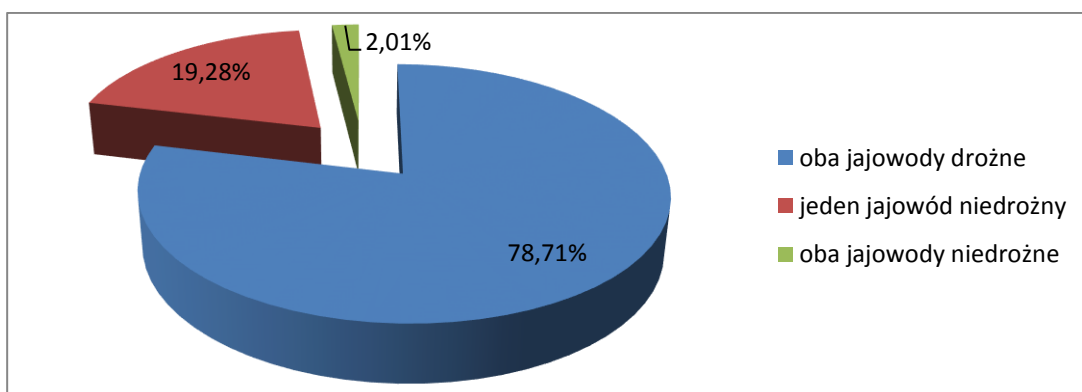


Ryc. 5.15. Ilościowy rozkład pacjentek z danym rozpoznaniem klinicznym współtowarzyszącym leczeniu niepłodności

Podczas badania HSG na 250 pacjentkach - u 196 stwierdzono drożne jajowody (78,71%), u 48 pacjentek (19,28%) stwierdzono niedrożny jeden z jajowodów, u 5 pacjentek oba jajowody okazały się niedrożne (2,01%).

U jednej pacjentki nie wykonano do końca badania HSG z powodu powikłań po podaniu kontrastu, stąd brak u niej wyniku badania.

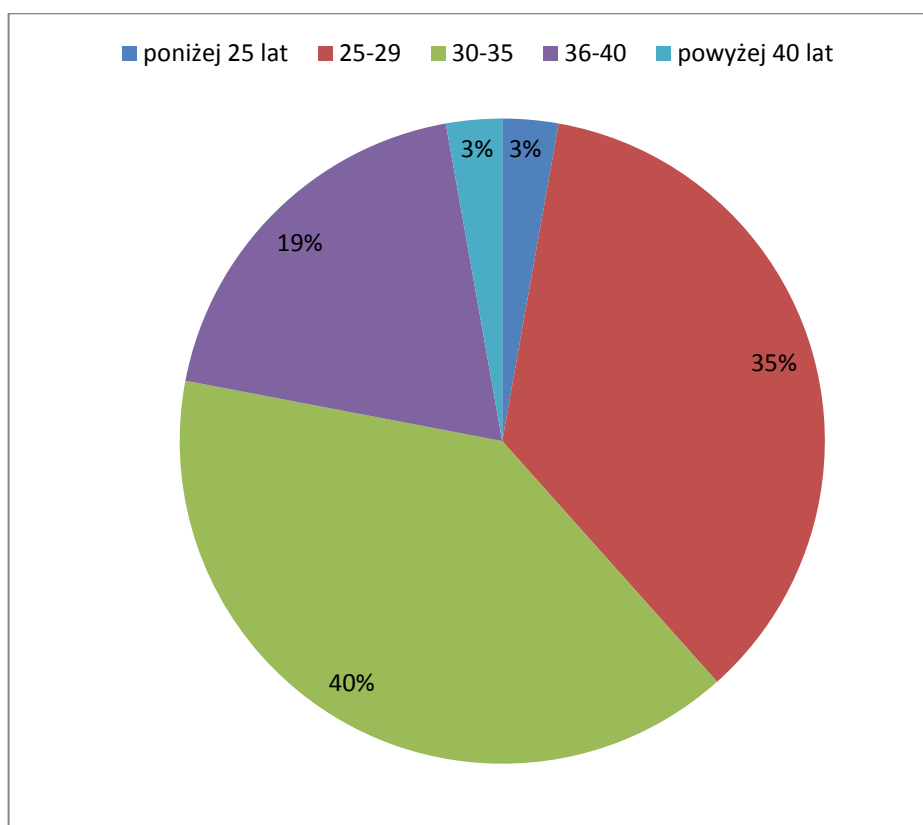
Rozkład procentowy otrzymanych wyników przeprowadzonego badania HSG ilustruje ryc. 5.16.



Ryc. 5.16. Wynik badania HSG określający drożność jajowodów u pacjentek

#### 5.2.4. Wiek pacjentek poddanych badaniu HSG

Pacjentki, u których wykonano badanie HSG, to pacjentki w wieku rozrodczym. W dniu, w którym wykonano im badanie, zaliczały się do grup wiekowych przedstawionych na ryc. 5.17.



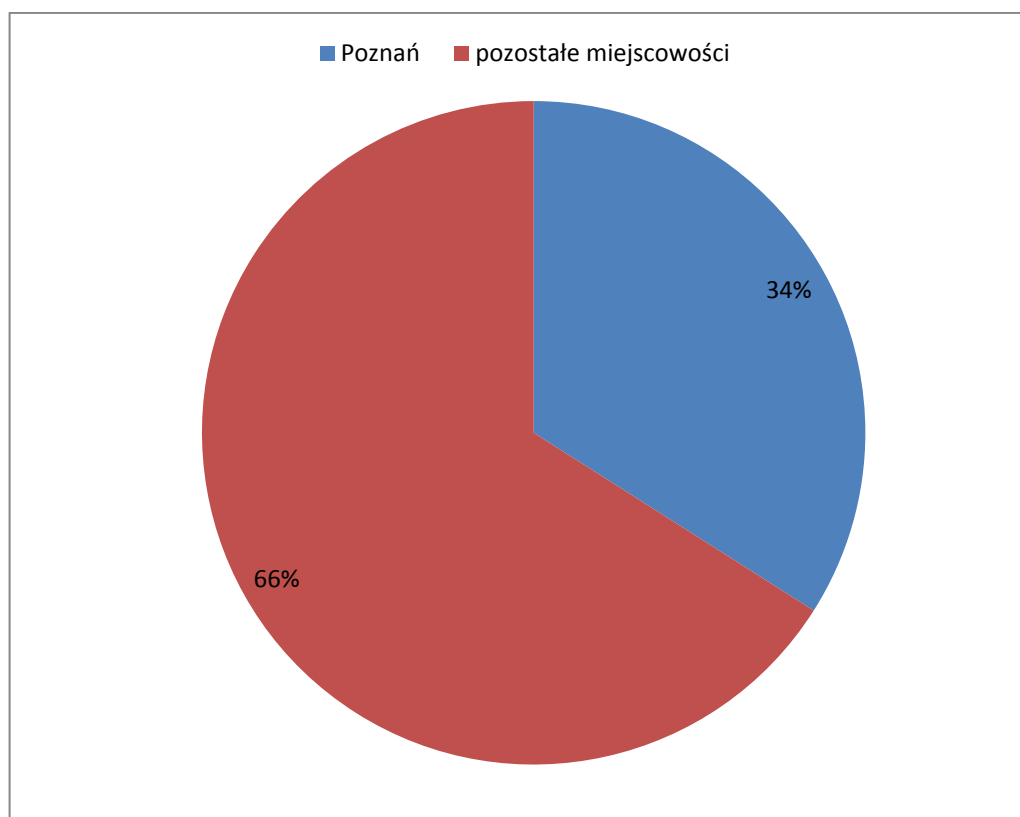
Ryc. 5.17. Grupy wiekowe pacjentek, u których wykonano badanie HSG

Średni wiek pacjentek poddanych badaniu HSG to 31 lat i 7 miesięcy (zakres 20-45 lat; mediana 31 lat). Największą grupę stanowiły pacjentki w wieku od 30 do 35 lat, następnie najbardziej liczna była grupa wiekowa od 25 do 29 lat.

### 5.2.5. Miejsce zamieszkania pacjentek

Pacjentki w większości były mieszkankami okolicznych miejscowości spod miasta Poznań (66%), jedynie 34% z badanej grupy to były pacjentki zamieszkałe w Poznaniu.

Rozkład procentowy przedstawiono graficznie na ryc. 5.18.



Ryc. 5.18. Miejsce zamieszkania pacjentek poddanych analizie, które zostały poddane badaniu HSG w latach 2014 i 2015

### 5.2.6. Wskaźnik masy ciała (BMI) pacjentek poddanych badaniu HSG

Na warunki ekspozycji, wykorzystane podczas badania, bezpośredni wpływ ma masa pacjentek. Przekłada się to bezpośrednio na wielkość dawki promieniowania X, którą pacjentki otrzymują podczas badania oraz na jakość diagnostyczną wyniku badania.

Aby móc ocenić, ile pacjentek zalicza się do osób szczupłych, a ile do osób otyłych, oceniono wskaźnik masy ciała BMI (Body Mass Index) przebadanych osób. Do oceny BMI posłużyły dane, takie jak wzrost oraz masa ciała analizowanej grupy. Takie dane zamieszczono w kartach leczenia 207 analizowanych pacjentek.

Spośród 250 analizowanych kart leczenia, w 43 nie umieszczono informacji niezbędnych do wyznaczenia wartości BMI.

Wskaźnik BMI oblicza się ze wzoru:

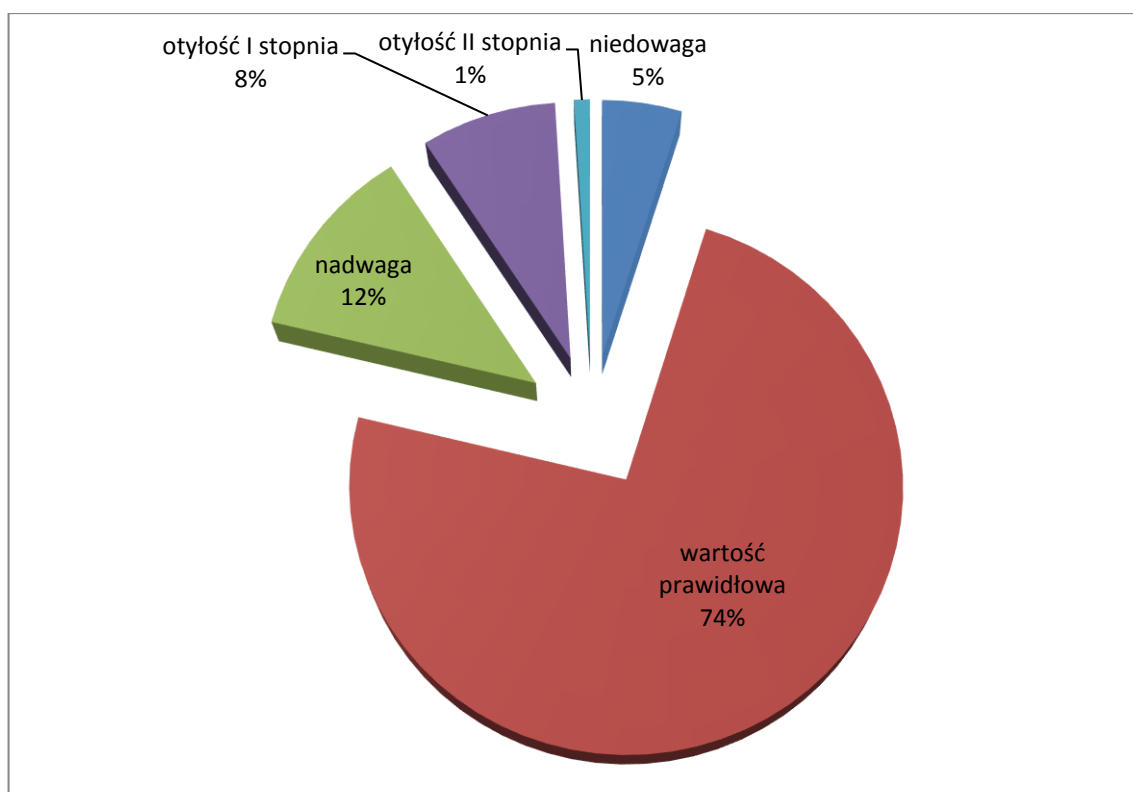
$$\text{BMI} = \frac{\text{masa}}{\text{wzrost}^2} \quad [101]$$

Otrzymane wartości klasyfikowane są zgodnie z WHO według tabeli 4.1, zamieszczone także w tabeli 5.22.

Rozkład ilościowy i procentowy pacjentek poddanych analizie według wskaźnika masy ciała BMI przedstawia tabela 5.22, a rozkład procentowy graficznie ilustruje ryc. 5.19.

TABELA 5.22. Ilość pacjentek poddanych analizie według wartości wskaźnika masy ciała (BMI)

BMI	klasyfikacja	Ilość pacjentek	Ilość pacjentek (%)
<18,5	niedowaga	10	4,8
18,5-24,99	wartość prawidłowa	153	73,9
25-29,99	nadwaga	25	12,1
30-34,99	otyłość I stopnia	17	8,2
35-39,99	otyłość II stopnia	2	1,0



Ryc. 5.19. Ilość pacjentek poddanych badaniu HSG w poszczególnych grupach według BMI

Na podstawie analizy zgromadzonych danych z 207 kart leczenia pacjentek stwierdzono, iż 74% kobiet poddanych badaniu HSG to kobiety średniej budowy ciała, 5% to pacjentki bardzo szczupłe, a 21% stanowiły osoby z nadwagą i w różnym stopniu otyłe.

Podczas wykonywania badań radiologicznych z wykorzystaniem aparatów rentgenowskich cyfrowych, które to ustawiają automatycznie warunki ekspozycji w zależności od budowy pacjenta, powyższe informacje o jego budowie ciała, mają cenne znaczenie dla uzyskania obrazu radiologicznego przydatnego diagnostycznie, a także ważne są dla samej pacjentki, aby otrzymana dawka nie była zbyt duża.

Przy zoptymalizowanych warunkach wykonywania badania dawka promieniowania dla pacjenta nie musi być niepotrzebnie zbyt duża. Istnieje ścisła korelacja pomiędzy BMI pacjenta, a otrzymaną dawką. Dawka może być określana na różne sposoby, między innymi jako dawka DAP, wskazywana dzięki układowi pomiarowemu zainstalowanemu na kołpaku lampy rentgenowskiej, [76].

## 6. OMÓWIENIE WYNIKÓW BADAŃ I ICH DYSKUSJA

### 6.1. Podsumowanie dotyczące oceny parametrów określających rozkład dawki promieniowania X

Pierwszym z celów niniejszej pracy była ocena parametrów określających rozkład dawki promieniowania X u pacjentek podczas badania techniką histerosalpingografii.

Procedurze histerosalpingografii poddawane były pacjentki głównie w trakcie diagnostyki niepłodności, zarówno pierwotnej jak i wtórnej. Wiele czynników może wpływać na radiologiczny obraz diagnostyczny otrzymywany podczas badania. Ważnym czynnikiem, na który należy zwrócić uwagę, jest wielkość dawki, otrzymywanej przez pacjentkę podczas histerosalpingografii.

Można wyznaczyć różne rodzaje dawek, w zależności od potrzeby. Można określać tzw. DAP, czyli iloczyn kerry w powietrzu i pola powierzchni wiązki promieniowania rentgenowskiego prostopadłego do osi wiązki, określa się również dawkę wejściową, która nie uwzględnia promieniowania rozproszonego ze strony pacjenta i dawkę wejściową powierzchniową, uwzględniającą to promieniowanie rozproszone, [76,56]. Dawka wejściowa pozwala najlepiej określić narażenie pacjentów na promieniowanie jonizujące podczas zastosowania różnych technik obrazowania pacjenta i jest podstawą do porównania ich ze sobą. Pomiar tej dawki pozwala także obliczyć dawkę pochłoniętą, czyli dawkę otrzymaną przez personel wykonujący dane badanie. Dzięki temu pomiarowi można określać, jaką część dawki granicznej otrzymała osoba wykonująca badanie diagnostyczne, [58].

Wejściowa dawka powierzchniowa została zaproponowana jako punktu odniesienia we wszystkich radiologicznych konwencjonalnych procedurach diagnostycznych i przyjęto ją w Unii Europejskiej dzięki Dyrektywie Europejskiej 97/43/Euratom, [85].

Wykorzystanie możliwości, jakie daje aparatura cyfrowa podczas wykonywania badania może przynieść wiele korzyści, ale może także przyczynić się do niepotrzebnego zwiększenia otrzymanej dawki promieniowania przez pacjenta i wykonujący to badanie personel.

Dzięki wykorzystaniu obrazowania cyfrowego możliwe jest poprawienie jakości obrazu, bez konieczności powtarzania ekspozycji i dodatkowego narażenia na promieniowanie. W związku z istnieniem takiej możliwości, sprzecznie z logiką, stwierdzono istotnie wyższe dawki powierzchniowe dla pacjenta. Ocena wizualna jakości obrazu jest bardzo subiektywna i radiolog opisujący badanie może nawet nie zauważyć faktu, iż obraz radiologiczny jest przeeksponowany. Radiolodzy najczęściej zwracają uwagę na to, iż obraz charakteryzuje się nadmiernymi szumami, na co wpływa niska ekspozycja dla pacjenta i przez to obraz jest gorszej jakości. Rzadko jednak zauważają zmniejszenie szumów na obrazie, co spowodowane jest z kolei nadmierną ekspozycją dla pacjenta. Może to generować dla niego wyższą dawkę, gdyż obrazy prześwietlone rzadko są odrzucane podczas oceny przez radiologa, [87,95].

Na jakość wyniku, czyli obrazu z badania wpływają bezpośrednio parametry ekspozycji, a ważnym czynnikiem, który na nie wpływa jest masa ciała pacjenta. Parametry takie jak napięcie elektryczne lampy rentgenowskiej [kV], natężenie prądu podane na lampę [mA], czy czas ekspozycji promieniowania [s], uzależnione są przede wszystkim od wielkości i grubości obiektu badanego. Od właściwie ustawionych początkowych parametrów ekspozycji zależy jakość otrzymanego obrazu radiologicznego, czyli kontrast i zaciemnienie, a także ilość powstających artefaktów na obrazie. Zwiększenie parametrów takich jak iloczyn natężenia prądu i czasu ekspozycji [mAs] wpływa na poprawienie kontrastu na obrazie radiologicznym, ale wpływa niestety na wzrost dawki, jaką otrzymuje pacjent, [22,47].

Należy, każdorazowo optymalizować jakość obrazów rentgenowskich w taki sposób, aby niepotrzebnie nie podawać pacjentowi zbyt dużej dawki, a nawet celowo ją minimalizować. W literaturze fachowej można znaleźć informacje o częstym nadużywaniu możliwości aparatury cyfrowej. Z uwagi na istniejącą możliwość otrzymania obrazu bardzo dobrej jakości, korzysta się często z takiej możliwości, choć doskonała jakość nie jest każdorazowo bezwzględnie konieczna.

Podczas wykonywania diagnostycznych badań radiologicznych obowiązuje zasada ALARA, w odniesieniu do pacjenta. Do tej pory była ona tłumaczona i stosowana w sposób dosłowny, tzn. „tak mało jak to rozsądnie możliwe”, należy ją jednak w praktyce stosować w rozumieniu – tak mało jak to potrzebne.



Aparatura cyfrowa w odróżnieniu od analogowej zapewnia uzyskanie doskonałej jakości obrazów, co może doprowadzić do postawienia błędnej diagnozy, z powodu powstania artefaktów, które mogą być mylone ze zmianami patologicznymi, [16,71,87]. Lekarz radiolog pełni zazwyczaj bierną rolę w procesie obrazowania pacjenta, a wykorzystanie jego wiedzy na temat jakości obrazowania oraz jego doświadczenie powinno mieć bezpośredni wpływ na celowość obrazowania pacjenta, [10]. Badania radiologiczne są coraz łatwiej dostępne dla pacjenta. Oszacowano w 2007 roku, iż w Stanach Zjednoczonych 2% wszystkich nowotworów spowodowanych jest nadmierną ekspozycją na promieniowanie w związku z badaniami radiologicznymi, [5].

Jakość obrazu radiologicznego powinna zostać dostosowana do rodzaju zastosowanej procedury klinicznej w taki sposób, aby uzyskać wymaganą jakość obrazowania, przy jak najniższej dawce promieniowania. Niewłaściwe ustawienie parametrów obrazu może się również przyczynić do zmniejszenia ilości informacji diagnostycznych, z powodu gorszej jakości wyniku badania, [3,87,103]. W celu oceny jakości zdjęcia można ocenić stosunek sygnału do szumu na wyniku badania, w sposób obiektywny lub subiektywny, [2,67]. Szum na obrazie jest akceptowalny w pewnych granicach. Choć wartość natężenia prądu lampy rentgenowskiej wpływa na rozdzielczość przestrzenną na obrazie diagnostycznym, to dobór jego wielkości powinien być uzależniony od przydatności obrazu podczas diagnozy, [63]. Podczas doboru warunków badania, należy bezwzględnie wziąć pod uwagę potrzebną w danej procedurze klasę jakości obrazu. Klasa jakości otrzymanego obrazu radiologicznego może być na poziomie wysokim, średnim lub małym. Nie zawsze klasa najlepsza jest koniecznie niezbędna.

Technicznie na wielkość dawki podczas badania radiologicznego mają wpływ również takie elementy jak: użycie kratki przeciwrozproszeniowej, właściwa odległość ogniska lampy od obiektu badanego, odpowiedni dobór użytych komór jonizacyjnych w stole diagnostycznym, kolimacja wiązki oraz zastosowanie odpowiedniej filtracji wiązki promieniowania wychodzącej z lampy rentgenowskiej.

Podczas pomiarów wykorzystanych do sformułowania wniosków w niniejszej pracy, wszystkie wymienione tu parametry zostały dobrane i ustawione przed rozpoczęciem badania, a następnie wykorzystano system cyfrowy automatycznej kontroli ekspozycji (AEC), do doboru warunków ekspozycji takich jak [kV] i [mAs]. Użycie automatyki ekspozycji pozwoliło lepiej zoptymalizować warunki stosowane podczas badania.

Warunkiem poprawnego działania systemu AEC jest jego odpowiednia kalibracja i prawidłowe ustawienie względem obiektu badanego. Użycie automatyki ekspozycji zamiast ustawień ręcznych nie ma wpływu na jakość obrazu, natomiast udowodniono jego wpływ na wielkość otrzymanej dawki, [70,75,85,87].

Dla poszczególnych rodzajów badań wprowadzono poziomy referencyjne, które pozwoliły zoptymalizować warunki badania jak najlepiej dla pacjenta, biorąc pod uwagę przygotowanie i dobór rodzaju badania, rodzaj badanej części ciała, grubość pacjenta i rodzaj sprzętu użytego do obrazowania, [21].

Jakość obrazu i wielkość dawki otrzymanej podczas badania, zależy od indywidualnych cech pacjenta, [22,71]. Podczas wykonywanych pomiarów w celu porównania warunków ekspozycji ustawianych przez system AEC i otrzymanej w związku z tym dawki, należało więc wziąć pod uwagę pacjenta o szczupłej budowie ciała oraz pacjenta otyłego.

## **6.2. Podsumowanie dotyczące opracowania modeli fantomów symulujących ciało pacjentki szczupłej i otyłej**

Kolejnym celem pracy było opracowanie modeli fantomów wodnych symulujących badanie ciała pacjentki szczupłej i otyłej.

Problem społeczny związany z otyłością i wzrost masy ciała pacjentów wymaga wykonywania pomiarów na większych fantomach, o większej grubości. Określono podczas pomiarów, iż dawki wejściowe mogą wzrastać nawet o 100% wartości początkowej. Ustawienia używanego sprzętu diagnostycznego we wszystkich procedurach z użyciem promieni jonizujących powinny zatem uwzględniać także pacjentów otyłych, [13].

Parametry ekspozycji zmienia się w zależności od budowy ciała pacjenta. Dzięki temu można było porównać wyniki pomiarów i uzyskać różnice w wielkościach zmierzonych dawek. Zdolność pozyskania i interpretacji obrazu jest uzależniona każdorazowo od budowy pacjenta oraz wyglądu jego ciała. Aby uzyskać właściwą jakość obrazu należy często zwiększyć dawkę dla pacjenta. Jeśli pacjent jest otyły to większa ilość

tkanki miękkiej wpływa na zwiększenie ilości zakłóceń (szumów) na obrazie. Może stać się to dużym problemem w otrzymaniu obrazu radiologicznego dobrej jakości, [88].

W związku z powyższym pacjenci z wysokim BMI nie są dobrymi kandydatami do radiologicznych badań obrazowych, z uwagi na konieczność otrzymania dużej dawki promieniowania, a uzyskania obrazu i tak gorszej jakości. Z uwagi na zwiększenie ryzyka powikłań popromiennych, powinno się w miarę możliwości ograniczać dawkę promieniowania dla pacjenta, [52]. Aby zoptymalizować jakość obrazu i obniżyć dawkę podczas wykonywania badania należy dopasować do siebie elementy przetwarzania obrazu – detektor, sposób pozyskiwania informacji, przetwarzanie wyniku oraz sposób prezentacji wyniku, [87].

W celu porównania otrzymanych wyników pomiarów w sposób bezpośredni, należało podczas nich wziąć pod uwagę standardową długość badania HSG, które przebiega bez komplikacji. Skomplikowanie sytuacji pacjenta z pewnością mogłoby wydłużyć czas trwania badania. Podczas pomiarów warunki ekspozycji ustawiane były przez system automatyczny AEC, a parametry zmieniane ręcznie podczas badania to pulsacja na lampie, w skrócie tzw. PPS. Użycie systemu pulsowego ma na celu zmniejszenie dawki dla pacjenta oraz poprawienie jakości otrzymanego obrazu. Aby określić kierunek dalszych pomiarów należało sprawdzić wielkość dawki dla wszystkich możliwych wartości PPS, czyli dla 1,3,6,12 i 25 dla obu rodzajów pacjentów.

Po przeanalizowaniu otrzymanych obrazów radiologicznych okazało się, że dalsze pomiary dawki dla pacjenta o szczupłej budowie ciała dla wartości PPS = 12 i 25 nie mają sensu z powodu kiepskiej jakości obrazu. Obraz był przeeksponowany i nieczytelny a dawka, jaką pacjent otrzymałby podczas badania okazała się być dużo większa, niż przy niższych wartościach PPS. Dla pacjenta otyłego odrzucono kierunek dalszych pomiarów dla PPS o wartościach 1 i 3 z powodu obrazu o kiepskim kontraście, a przez to mało czytelnym. Do powyższych pomiarów wykorzystano fantom jednorodny, którym były same pojemniki z wodą o odpowiedniej grubości.

Do optymalizowania jakości obrazu, aby jak najlepiej stosować w praktyce zasadę ALARA, stosuje się podczas pomiarów różnego rodzaju fantomy. Mogą być to fantomy jednorodne, wykonane z pleksi, w których znajdują się otwory wypełnione powietrzem lub w których umieszcza się środki kontrastowe, o różnych stężeniach. Mogą być to również

fantomy wodne. Pochłanianie promieniowania zależy od fizycznej gęstości elementów badanego układu, [33].

Stąd po określeniu kierunku dalszych badań do oceny diagnostycznej otrzymanych obrazów wykorzystano poza fantomem wodnym dodatkowe elementy, które znalazły się w polu wiązki promieniowania. Chodziło o to, aby na otrzymanym obrazie radiologicznym, można było ocenić nie tylko jego zaczerwienie, ale aby również można było porównać jego kontrast. Można to było uzyskać jedynie poprzez dodanie do fantomu wodnego elementu anatomicznego -kości piszczelowej ludzkiej oraz piłki tenisowej. Otrzymany w taki sposób fantom można określić jako antropomorficzny. Kość piszczelowa pochłaniała promieniowanie bardziej niż sąsiadujące otoczenie, natomiast piłka tenisowa wykonana z tworzywa sztucznego, wewnątrz zawierała także powietrze i była elementem pochłaniającym w zróżnicowanym stopniu, w tym także znacznie mniej niż pozostałe elementy na obrazie. Ocena obrazu radiologicznego wraz z wymienionymi wcześniej elementami pozwoliła dokonać oceny pod kątem technicznym i diagnostycznym. Optymalizacja technik lub parametrów badania powinna wykorzystywać ocenę ilościową, czyli ocenę dawki skutecznej czy też stosunek sygnału do szumu oraz ocenę jakościową czynników, przy jednoczesnym uzyskaniu akceptowalnej jakości obrazu i zminimalizowaniu dawki dla pacjenta, [2].

Należy pamiętać o tym, że pacjent otyły jest źródłem dodatkowego promieniowania wtórnego rozproszonego, które pogarsza jakość obrazu radiologicznego i obraz staje się przez to mało kontrastowy. Ocena wykonanych zdjęć rentgenowskich pozwoliła to potwierdzić.

Podczas symulowania wyników badania histerosalpingograficznego dla pacjenta szczupłego wykorzystano pulsację o wartościach 1, 3 i 6. Po wykonaniu pomiarów okazało się, że dawka DAP sumaryczna uśredniona ma najmniejszą wartość dla wartości PPS = 6, co potwierdziła również analiza statystyczna w programie STATISTICA V12.5. To samo spostrzeżenie dotyczy dawki DAP otrzymanej podczas pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego. Dawka DAP dla wartości PPS=6 w porównaniu z PPS=1 maleje o połowę. Korzystnie wypada również ocena radiogramu pod kątem diagnostycznym, z uwagi na to, iż otrzymany obraz jest najbardziej kontrastowy spośród porównywanych i najbardziej widoczne są na nim szczegóły ocenianych elementów.

Podczas symulowania wyników badania HSG dla pacjenta otyłego wykorzystano pulsację o wartościach 6, 12 i 25. Wartość sumaryczna uśredniona ma najmniejszą wartość dla PPS = 6. Wynik ten potwierdziła wykonana również analiza statystyczna w programie STATISTICA V12.5. Podczas wykonania zdjęcia rentgenowskiego określana dawka DAP również jest najmniejsza. Radiogramy otrzymane w badaniach przy PPS= 12 i 25 są mało kontrastowe w porównaniu z PPS = 6.

Do analizy statystycznej otrzymanych wyników na podstawie dokonanych pomiarów wykorzystano oprogramowanie Microsoft Excel 2010 oraz program STATISTICA V12.5. W programie STATISTICA zbadano rozkład normalny wykonanych pomiarów oraz dokonano analizy wariancji ANOVA.

Zastosowano grupę statystyk opisowych tzw. miary rozproszenia, które wykorzystane zostały do rozkładu wartości zmiennej wokół wartości centralnej, czyli pozwoliły ocenić zróżnicowanie wyników.

Z grupy – miary rozproszenia wyznaczono:

- rozstęp – różnica pomiędzy największą i najmniejszą wartością w zbiorze danych,
- wariancję - suma kwadratów odchyłeń wyników od średniej podzielona przez liczbę wyników minus jeden, jej wartość pozwala określić rozproszenie wyników,
- średnia wartość – miejsce największej koncentracji w zbiorze zgromadzonych wyników pomiarów,
- odchylenie standardowe średnie - informuje o rozrzuceniu wartości zmiennych wokół wartości średniej,
- współczynnik zmienności - pozwala porównać zróżnicowanie wyników z różnych grup pomiarowych

Interpretacja współczynnika zmienności (V):

- $V < 20\%$  – mała zmienność
- $20\% < V < 40\%$  – przeciętna zmienność
- $40\% < V < 100\%$  – duża zmienność
- $100\% < V < 150\%$  – bardzo duża zmienność
- $V > 150\%$  – skrajnie duża zmienność, [100].

Współczynniki zmienności we wszystkich grupach pomiarowych wykazują małą zmienność analizowanej wielkości, gdyż mają wartość poniżej 20%. Największe rozproszenie wyników uzyskano dla pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=12 i PPS=25.

Optymalny dobór warunków ekspozycji niestety nie zawsze jest przestrzegany i często pacjent narażony jest na dodatkową dawkę promieniowania związaną z koniecznością powtórzenia badania celem poprawy jakości obrazu diagnostycznego, aby uzyskać dodatkowo klinicznie istotne informacje.

Wielkości dawek, jakie otrzymują pacjenci są bardzo zróżnicowane i wynikają ze stosowanych technik, rodzaju oraz przedmiotu badań.

Częstotliwość pulsacji skopii powinna być dobrana do rodzaju badania i do potrzeb wykonywanej procedury podczas jego przeprowadzania tak, aby można było maksymalnie zmniejszyć dawkę zarówno dla pacjenta, jak i dla personelu wykonującego badanie, [22,43].

### **6.3. Podsumowanie dotyczące analizy danych leczonych pacjentek z użyciem procedury HSG w latach 2014-2015**

Kolejnym celem pracy było opracowanie i analiza danych leczonych pacjentek, takich jak: wzrost, masa ciała, przyczyna skierowania na badanie, rozpoznanie lekarskie, miejsce zamieszkania na podstawie kart leczenia w latach 2014-2015.

W kolejnej części pracy dokonano analizy informacji zawartych w kartach leczenia 250 pacjentek Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przy ul. Polnej 33 w Poznaniu, które poddane zostały procedurze HSG, a następnie wyniki te opracowano statystycznie.

Do analizy posłużyły takie dane jak: rozpoznanie będące powodem wykonania badania HSG, przyczyny szczegółowe, rozpoznania kliniczne współtowarzyszące niepłodności, wynik badania HSG, wiek pacjentek, miejsce zamieszkania pacjentek, BMI badanych pacjentek.

Z dokonanej analizy wynika, iż pacjentki były kierowane na badanie HSG z powodu niepłodności pierwotnej, która jest przyczyną dominującą (62,8%), niepłodności wtórnej (32%) oraz niemożności donoszenia ciąży (5,2%). Z analizy przyczyn szczegółowych wynika, iż tylko niewielka część pacjentek (6%) ma w karcie leczenia dokładnie określoną przyczynę, która może być powodem niepłodności kobiecej. Dane wskazują na niepłodność kobiecą (N97), której przyczyną jest: (N97.0) niepłodność kobieca związana z brakiem jajczkowania oraz (N97.1) niepłodność kobieca pochodzenia jajowodowego. W całej badanej grupie, 88,8% pacjentek posiada w karcie leczenia informacje o niepłodności kobiecej innego pochodzenia oraz o niepłodności nieokreślonej.

W kartach leczenia umieszczono także informacje dotyczące rozpoznań klinicznych współtowarzyszących niepłodności. Najwięcej pacjentek miało wskazane rozpoznanie E03- inne postaci niedoczynności tarczycy (6,8%) oraz Q51- wrodzone wady rozwojowe macicy i szyjki macicy (4,8%). Pojawiały się także rozpoznania związane z mięśniakami macicy, zaburzeniami czynności jajników, hirsutyzmu i inne.

Po wykonaniu badania HSG u analizowanych pacjentek, zapisano w dokumentacji, iż stwierdza się drożne oba jajowody u 78,71% pacjentek, u 19,28% pacjentek stwierdzono niedrożny jeden z jajowodów, a u 2,01% pacjentek oba jajowody okazały się niedrożne.

Statystyczna pacjentka poddana badaniu miała około 31 lat i była mieszkanką miasta Poznań w 34%. Największą grupę stanowiły kobiety w grupie wiekowej 30-35 lat (40%) oraz 25-29 lat (35%). Osoby poniżej 25 lat i powyżej 40 lat stanowiły mniejszość (w sumie 6%). Pacjentki z grupy poddanej analizie miały od 20 do 45 lat.

Z uwagi na to, iż na wielkość otrzymanej dawki podczas badania ma głównie wpływ masa ciała pacjenta, poddano także analizie BMI badanych kobiet. Aby określić wskaźnik masy ciała wykorzystano do tego masę oraz wzrost badanych osób. Potrzebne dane znaleziono w analizowanych kartach leczenia u 207 pacjentek.

Po dokonaniu analizy powyższych parametrów stwierdzono, iż wartość prawidłową BMI (18,5-24,99) posiada 74% osób z badanej grupy. Na podstawie danych literaturowych można stwierdzić, że niedowaga, nadwaga oraz otyłość I,II stopnia również może być przyczyną niepłodności kobiecej, [20]. Osoby takie stanowią 26% z analizowanej grupy. Na większą wartość dawki oraz gorszą jakość wyniku badania ma bezpośredni wpływ nadmierna masa ciała pacjentek, a stanowią one 21% analizowanej grupy.

Badanie HSG jest prostą metodą badania niepłodności kobiecej. Pozwala ocenić patologie jajowodów oraz niektóre wady wrodzone macicy. Daje najlepsze wyniki w ocenie drożności jajowodów w porównaniu z innymi metodami, [64]. Badanie histerosalpingograficzne jest badaniem specjalistycznym rekomendowanym w diagnostyce niepłodności kobiecej. Rekomendacja opiera się na diagnostycznych badaniach naukowych, w których procedury porównano z procedurami referencyjnymi na dużej grupie pacjentów, [44]. Z uwagi na fakt, iż podczas wykonywania badania HSG prześwietla się okolicę miednicy, pojawiają się obawy, co do jego bezpieczeństwa. Nie bez znaczenia jest również fakt, iż na badanie kierowane są kobiety młode, które planują mieć dzieci. Badania dozymetryczne niejednokrotnie potwierdziły, iż dawki otrzymywane podczas badania znajdują się w granicach bezpieczeństwa. Jednak promieniowanie jonizujące skierowane bezpośrednio na jajniki powinno być minimalizowane. Aby zminimalizować dawkę promieniowania wprowadzono między innymi do badania fluoroskopię z możliwością zatrzymania ostatniego obrazu oraz fluoroskopię pulsacyjną o niezbyt dużej wartości, [65,81].

Wśród niepłodnych par, niepłodność żeńska stanowi około 65% i najczęstszą przyczyną okazuje się czynnik jajowodowy, po przebytych zapaleniach, endometrioza oraz zrosty pooperacyjne, [26]. Stąd przez cały czas znaczenie badania histerosalpingograficznego nie maleje pomimo rozwoju innych dodatkowych metod obrazowych, [74].



---

## 7. WNIOSKI

Wynikiem zrealizowanych w ramach pracy pomiarów i analiz są sformułowane poniżej wnioski:

- parametry ekspozycji zmienia się w zależności od budowy ciała pacjenta, co wpływa bezpośrednio na wielkość dawki otrzymanej przez pacjenta w trakcie badania radiologicznego,
- jednym z kluczowych parametrów wpływających na wielkość dawki otrzymywanej podczas skopii jest pulsowy system ekspozycji (PPS) na lampie rentgenowskiej, którego wartość należy zmieniać w zależności od budowy ciała pacjenta,
- po wykonaniu pomiarów okazało się, że dla pacjenta szczupłego dawka sumaryczna uśredniona na całe badanie ma najmniejszą wartość dla PPS = 6,
- radiogram otrzymany w czasie tego badania również jest najlepszej jakości diagnostycznej,
- dla pacjenta otyłego dawka sumaryczna uśredniona na całe badanie ma najmniejszą wartość dla PPS = 6,
- radiogram otrzymany w czasie tego badania również jest najlepszej jakości diagnostycznej,
- współczynniki zmienności we wszystkich grupach pomiarowych wykazują małą zmienność analizowanej wielkości,
- na podstawie analizy informacji zawartych w kartach leczenia pacjentek stwierdzono, że pacjentki były kierowane na badanie HSG z powodu niepłodności pierwotnej (62,8%), niepłodności wtórnej (32%) oraz niemożności donoszenia ciąży (5,2%),
- po wykonaniu badania HSG w analizowanej grupie pacjentek stwierdzono u 78,71% spośród nich drożność obu jajowodów,
- statystyczna pacjentka poddana badaniu miała około 31 lat i była w 34% mieszkanką miasta Poznań,
- po analizie wartości BMI pacjentek stwierdzono, że 74% spośród nich ma prawidłową masę ciała.

---

## STRESZCZENIE

Histerosalpingografia jest metodą diagnostyczną stosowaną w diagnostyce niepłodności kobiecej, podczas której można dokonać oceny drożności jajowodów oraz wykryć wady wrodzone lub nabyte jamy macicy. Jest to badanie radiologiczne, którego długość uzależniona jest od skomplikowania sytuacji pacjentki. Podczas badania podawany jest środek cieniujący do jamy macicy.

Celem pracy była ocena parametrów określających rozkład dawki promieniowania X u pacjentek podczas badania techniką histerosalpingografii, opracowanie modeli fantomów wodnych symulujących badanie ciała pacjentki szczupłej i otyłej oraz opracowanie i analiza danych leczonych pacjentek, takich jak: wzrost, masa ciała, przyczyna skierowania na badanie, rozpoznanie lekarskie, miejsce zamieszkania na podstawie kart leczenia w latach 2014-2015.

Podczas pomiarów wykorzystano badanie histerosalpingograficzne o średnim czasie trwania, składające się z dwóch skopii trwających 10 sekund każda oraz z wykonania dwóch zdjęć rentgenowskich, jako dokumentacji wykonanego badania. Podczas pomiarów wielkości dawek użyto zmiennej pulsacji na lampie rentgenowskiej.

Aby wyniki wykonanych pomiarów można było odnieść do pacjentów szczupłych i otyłych opracowano dwa modele fantomów. Na podstawie wybranych symulacji badania można było ocenić jakość obrazu, z oceny zaczernienia i otrzymanego kontrastu.

Poza tym w pracy przeanalizowano dane leczonych 250 pacjentek Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu przy ul. Polnej 33 w Poznaniu, które poddane zostały procedurze HSG w latach 2014-2015.

W pracy wykorzystano metody analizy statystycznej oraz ocenę na podstawie miar rozproszenia otrzymanych wyników.

---

## SUMMARY

Histerosalpinography is a diagnostic method used in female infertility which enables to estimate patency of fallopian tubes, and find congenital or acquired defects of the uterine cavity. It is a radiographic examination, and its duration depends on the complexity of the patient's situation. During the examination contrast medium is introduced into the uterine cavity.

The aim of the thesis is to evaluate the parameters assessing X-ray dose dissolution in patients while using histerosalpinographic technique, as well as creating water phantoms depicting slim and obese patients, elaborating and analyzing data of patients in subject (their height, weight, body mass, and the reason of their being referred to this examination, diagnosis, place of living, or treatment schedule within 2014-2015).

Histerosalpinography time was of medium duration, consisted of two pieces of fluoroscopy, ten seconds each, and two X-ray photos as examination record. During the measurements of dosage proportions, changeable pulsation of the radiograph tube was used.

Two models of phantoms were made in order to allow the examination results refer to both, slim and obese patients. Selected simulations of examinations enabled to estimate the quality of the radiogram on the basis of blackening contrast obtained.

Moreover, data of 250 patients treated at Gynecology-Obstetric Hospital of Medical University in Poznan, who underwent HSG procedure in 2014-2015 have been analyzed. In the thesis, methods of statistic analysis have been used as valuation on the basis of measurement of diffusion of obtained results.

---

**PIŚMIENNICTWO**

1. Al Subhi T., Al Jashnmi R.N., Al Khaduri M., Gowri V.; *J Reprod Infertil.*; Prevalence of Tubal Obstruction in the Hysterosalpingogram of Women with Primary and Secondary Infertility; 2013, 14(4): 214-216.
2. Alves A.F.F., Alvarez M., Ribeiro S.M., Duarte S.B., Miranda J.R.A., Pina D.R.; *Physica Medica*; Association between subjective evaluation and physical parameters for radiographic images optimization; 2016, 32: 123–132.
3. Alzimami K., Sulieman A., Babikir E., Alsafi K., Alkhorayef M., Omer H.; *Applied Radiation and Isotopes*; Estimation of effective dose during hystrosalpingography procedures in certain hospitals in Sudan; 2015, 100: 2–6.
4. Aziz M.U., Anwar S., Mahmood S.; *Pak J Med Sci*; Hysterosalpingographic evaluation of primary and secondary infertility; 2015, 31(5): 1188-1191.
5. Baerlocher M.O., Leung S., Asch M., Myers A.; *Canadian Medical Association or its licensors*; Radiation dose and protection; 2012, 184(4).
6. Bałtrukiewicz Z.; *Lek. Wojskowy*; Aktualne problemy ochrony przed promieniowaniem jonizującym związane z oceną ryzyka radiacyjnego; 2000, 76(3): 133-135.
7. Baramki T.A.; *Fertility and Sterility*; Hysterosalpingography; 2005; 83: 1595– 1606.
8. Bateman B.G., Nunley W.C., Kitchin J.D.; *Fertility and Sterility*; Intravasation during hysterosalpingography using oil-base contrast media; 1980, 34: 439-443.
9. Bhoil R., Sood D., Sharma T., Sood S., Sharma J., Kumar N., Ahluwalia A., Parekh D., Mistry K.A., Sood S.; *Pol J Radiol*, Contrast Intravasation During Hysterosalpingography; 2016, 81: 236-239.
10. Blackmore C.C.; *Journal of the American College of Radiology*; Defining Quality in Radiology; 2007,4: 217-223.
11. Bontrager K.L., Lampignano J.P.; *Pozycjonowanie w radiografii klasycznej dla techników elektroradiologii*; str. 156, 170; Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2012.

12. Bręborowicz G.H. (red.); Położnictwo i ginekologia, Wydawnictwo Lekarskie, PZWL 2015.
13. Bowden L., Faulkner R., Gallagher A., O'Connor U., O'Reilly G., Dowling A.; *Physica Medica*; Measuring patient entrance dose rates on fluoroscopy systems for larger size patients; 2013, 29: 568–575.
14. Brodecki M., Domienik J., Zmysłony M.; *Medycyna Pracy*; System wielkości dozymetrycznych do oceny poziomu dawek otrzymywanych przez personel zawodowo narażony na zewnętrzne źródła promieniowania jonizującego; 2012, 63(5): 607-617.
15. Brzeziński T. (red.) *Historia medycyny*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1988.
16. Busch P., Faulkner K.; *Radiation Protection Dosimetry*; Image quality and dose management in digital radiography: a new paradigm for optimization; 2005, 117(1–3): 143–147.
17. Chalazonitis A., Tzovara I., Laspas F., Porfyridis P., Ptohis N., Tsimitselis G.; *Curr Probl Diagn Radiol*; Hysterosalpingography: Technique and Applications; 2009, 38: 199-205.
18. Chapman S., Nakielny R.; *Metody obrazowania radiologicznego*, Medycyna Praktyczna, Kraków 2006.
19. Chhem R.K.; *European Journal of Radiology*; Radiation protection in medical imaging: A never ending story?; 2010, 76: 1–2.
20. Collins G.G., Rossi B.V.; *Fertility Research and Practice*; The impact of lifestyle modifications, diet, and vitamin supplementation on natural fertility; 2015, (1): 11.
21. Darcy S., Rainford L., Kelly B., Toomey R.; *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*; Decision Making and Variation in Radiation Exposure Factor Selection by Radiologic Technologists; 2015, 46: 372-379.
22. Davros W.J.; *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*; Fluoroscopy: basic science, optimal use, and patient/operator protection; 2007, 11: 44-54.
23. Dębski R.; *Medycyna po Dyplomie*; Algorytm postępowania w niepłodności; 2012 (2): 2-20.

- 
24. Dorobanow M., Wrona K., Kałamuk A.; *Pol J Radiol, Optymalizacja warunków wykonywania badań radiologicznych w zależności od warunków dawki powierzchniowej*; 2006, 71(4): 55-61.
25. Dreyer K., Out R., Hompes P.G.A., Mijatovic V.; *Fertility and Sterility; Hysterosalpingo-foam sonography, a less painful procedure for tubal patency testing during fertility workup compared with (serial) hysterosalpingography: a randomized controlled trial*; 2014, 102: 821-825.
26. Dun E.C., Nezhat C.H.; *Obstet Gynecol Clin N Am; Diagnosis and Management in the Era of Assisted Reproductive Technology*; 2012, 39: 551–566.
27. Dzierżanowski R., *Słownik chronologiczny dziejów medycyny i farmacji*; Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1983.
28. Easton S. (red.) *Radiografia. Podręcznik dla techników elektroradiologii*; Rozdział 13. Jakość obrazu, str. 21-22; Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2011.
29. Efstathopoulos E.P., Charalambatou P.P., Tsalafoutas I.A., Kelekis A.D., Antonakos I., Brountzos E., Kelekis D.A.; *Physica Medica; Effective and ovarian dose in PA conventional and rotational 3D hysterosalpingography examinations*; 2013, 29: 549-555.
30. Ehrlich R.A., Coakes D.M.; *Postępowanie z pacjentem w procedurach radiologicznych*; Rozdział 19. Środki kontrastowe i specjalistyczne techniki radiograficzne, str.334, 339-341; Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2014.
31. Foroozanfard F., Sadat Z.; *Nursing and Midwifery Studies; Diagnostic Value of Hysterosalpingography and Laparoscopy for Tubal Patency in Infertile Women*; 2013, 2(2): 188-192.
32. Freedman H.L., Tafeen C.H., Friedman H., Pinck R.L.; *Fertility and Sterility; Hypaque as a Contrast Medium for Hysterosalpingography*; 1959, 10(4): 403-408.
33. Geso M., Shanahan M., Alghamdi S.S., Davidson R., Alghamdi S. ; *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences; Low-Contrast Detail Phantom: Proof of Concept*; 2016, 47: 60-65.
34. Gorham S., Brennan P.C.; *Radiography; Impact of focal spot size on radiologic image quality: A visual grading analysis*; 2010, 16: 304-313.

- 
35. Harbron R.W.; Radiography; What do recent epidemiological studies tell us about the risk of cancer from radiation doses typical of diagnostic radiography?; 2016, xxx: 1-6.
36. Harding L., Manning-Stanley A.S., Evans P., Taylor E.M., Charnock P., England A.; Radiography; Optimum patient orientation for pelvic and hip radiography: A randomised trial; 2014 (20): 22-32.
37. Hamingway A.P., Trew G.H.; Female Genital Tract Congenital Malformations; Classification, Diagnosis and Management; Hysterosalpingography; Springer – Verlag London 2015.
38. Heath R., England A., Ward A., Charnock P., Ward M., Evans P., Harding L. Radiologic Technology; Digital Pelvic Radiography: Increasing Distance to Reduce Dose; 2011, 83 (1): 20-29.
39. Hill K.D., Einstein A.J.; Trends in Cardiovascular Medicine; New approaches to reduce radiation exposure; 2016, 26: 55–65.
40. Islam Khan M., Jesmin S., Jerin J., Shermin S., Chowdhury T.A.; Delta Med Col J.; Hysterosalpingography in Infertility; 2014, 2(1): 9-12.
41. Johnston J., Comello R.J., Veale B.L., Killion J.; Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences; Radiation Exposure Dose Trends and Radiation Dose Reduction Strategies in Medical Imaging; 2010, 41: 137-144.
42. Kowalczyk-Amico K., Szubert M., Wierzbowski T., Fras P., Suzin J.; Przegląd Menopauzalny; Znaczenie laparoskopii w diagnostyce niepłodności w materiale Kliniki Ginekologii Operacyjnej i Onkologicznej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi; 2010; 2: 105–108.
43. Kowski R.; Inżynier i fizyk medyczny; Radiologia zabiegowa w Polsce; 2012, 2(1): 70-72.
44. Krajowe Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia. Wytyczne dla lekarzy kierujących na badania obrazowe. Łódź: Krajowe Centrum Ochrony Radiologicznej, 2015.
45. Tkaczuk-Włach J., Robak-Chołubek D., Jakiel G.; Przegląd menopauzalny; Niepłodność męska; 2006, (5) :333-338.

- 
46. Tkaczuk-Włach J., Sobstyl M., Jakiel G.; *Przegląd Menopauzalny; Choroby tarczycy a czynność jajników*; 2011 (6): 504-507.
47. Lança L., Franco L., Ahmed A., Harderwijk M., Marti C., Nasir S., Ndlovu J., Oliveira M., Santiago A.R., Hogg P.; *Radiography, 10 kVp rule - An anthropomorphic pelvis phantom imaging study using a CR system: Impact on image quality and effective dose using AEC and manual mode*; 2014, 20: 333-338.
48. Lança L., Silva A.; *Radiography; Digital radiography detectors - A technical overview: Part 1*; 2009, (15): 58-62.
49. Lança L., Silva A.; *Radiography; Digital radiography detectors - A technical overview: Part 2*; 2009 (15) 134-138.
50. Ledbetter K.A., Shetty M., Myers D.T.; *Abdom Imaging; Hysterosalpingography: an imaging Atlas with cross-sectional correlation*; 2015, 40: 1721–1732.
51. Letter to the Editor; *Radiography; Considerations for AEC selection in radiography of the pelvis*; 2013 (19): 183.
52. Lin E.C.; *Mayo Clin Proc.; Radiation Risk From Medical Imaging*; 2010, 85 (12): 1142-1146.
53. Manning-Stanley A.S., Ward A.J., England A.; *Radiography; Options for radiation dose optimisation in pelvic digital radiography: A phantom study*; 2012, (18): 256-263.
54. Martin C.J.; *Radiation Protection Dosimetry; Management of patient dose in radiology in the UK*; 2011, 147(3): 355–372.
55. Mastalerski J. (red.); *Leksykon Radiologii; Oficyna Wydawnicza PRINT, Warszawa 1992.*
56. Miller D.L., Balter S., Wagner L.K., Cardella J.F., Clark T.W.I., Neithamer C.D., Schwartzberg M.S., Swan T.L., Towbin R.B., Rholl K.S., Sacks D.; *J Vasc Interv Radiol ; Quality Improvement Guidelines for Recording Patient Radiation Dose in the Medical Record*; 2009, 20: 200–207.



57. Milnerowicz-Nabzdyk E., Zimmer M. Przegląd Menopauzalny; Przydatność badania histeroskopowego i histerosalpingograficznego w ocenie nabytych patologii macicy u kobiet nieplodnych; 2004; 1: 40-47.
58. Nałęcz M. (red.) Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000. Tom 9. Fizyka medyczna. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2002.
59. Noorhasan D., Heard M.J.; Fertility and Sterility; Gadolinium radiologic contrast is a useful alternative for hysterosalpingography in patients with iodine allergy; 2005, 84: 1744-1746.
60. Oborska-Kumaszyńska D.; Acta Bio-Optica Inf. Med. Inż. Biomed.; Ocena ryzyka w radiologii – element audytu klinicznego; 2011, 17(3): 218-220, 222-223, 225.
61. Paech A., Schulz A.P., Hahlbrauck B., Kiene J., Wenzl M.E., Jürgens Ch.; Physica Medica; Physical evaluation of a new technique for X-ray dose reduction: Measurement of signal-to-noise ratio and modulation transfer function in an animal model; 2007, 23: 33-40.
62. Palmer A.; Fertility and Sterility; Lipiodol “F” for Use in Hysterosalpingography; 1952, 3(3): 210-216.
63. Persliden J., Beckman K.W., Geijer H., Andersson T.; Eur Radiol, Dose-image optimisation in digital radiology with a direct digital detector: an example applied to pelvic examinations; 2002, 12: 1584–1588.
64. Phillips C.H., Benson C.B., Ginsburg E.S., Frates M.C.; Fertility Research and Practice; Comparison of uterine and tubal pathology identified by transvaginal sonography, hysterosalpingography, and hysteroscopy in female patients with infertility; 2015, 1:20.
65. Phillips J., Cochavi S., Silberzweig J.E.; Fertility and Sterility; Hysterosalpingography with use of mobile C-arm fluoroscopy; 2010, 93(6): 2065-2068.
66. Pisarski T., Szamatowicz M. (red.); Nieplodność, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1997.
67. Pruszyński B. (red.) Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań; str. 86,87,125,126,150-152; Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.

- 
68. Radwan J., Wołczyński S. (red.); Niepłodność i rozród wspomagany, Termedia Wydawnictwa Medyczne, Poznań 2011.
69. Rajiah P., Abbara S.; Trends in Cardiovascular Medicine; Editorial Commentary: Radiation exposure from medical imaging must not be taken out of context; 2016, 26: 66-67.
70. Reisã C., Gonçalves J., Klompmaker C., Bárbara A.R., Bloor C., Hegarty R., Lagrange T., Temming N., Sønnesyn M., Røkeness H., Yamasathien A., Hogg P. ; Radiography; Image quality and dose analysis for a PA chest X-ray: Comparison between AEC mode acquisition and manual mode using the 10 kVp 'rule'; 2014, 20: 339-345.
71. Reiner B.I.; J Digit Imaging; The Quality/Safety Medical Index: a Standardized Method for Concurrent Optimization of Radiation Dose and Image Quality in Medical Imaging; 2014 (27):687–691.
72. Salata I., Gottwald L., Sobkiewicz S.; Gin. Pol.; Ocena porównawcza drożności jajowodów podczas laparoskopii i histerosalpingografii w torze wizyjnym u niepłodnych kobiet z endometriozą; 2003, 74 (9): 1014-1017.
73. Sanfilippo J.S., Yussman M.A., Smith O.; Fertility and Sterility; Hysterosalpingography in the evaluation of infertility: a six-year review; 1978, 30: 636-643.
74. Schankath A.C., Fasching N., Urech-Ruh C., Hohl M.K., Kubik-Huch R.A.; Insights Imaging; Hysterosalpingography in the workup of female infertility: indications, technique and diagnostic findings; 2012, 3: 475–483.
75. Seeram E., Davidson R., Bushong S., Swan H.; Radiography; Radiation dose optimization research: Exposure technique approaches in CR imaging - A literature review; 2013, 19: 331-338.
76. Shah A., Das P., Subkovas E., Buch A.N., Rees M., Bellamy C.; Heart, Lung and Circulation; Radiation Dose During Coronary Angiogram: Relation to Body Mass Index; (2015) 24: 21–25.
77. Słomko Z. (red.) Ginekologia, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2008.

- 
78. Sołtysiak E.; Ginekologia praktyczna; Niepłodność kobieca. Wyniki badania histerosalpingografii u kobiet w województwie mazowieckim, leczonych z powodu niepłodności; Termedia 2008, 1: 32-34.
79. Staniszevska M.A.; Medycyna Pracy; Ocena jakości diagnostycznych badań rentgenowskich z punktu widzenia ochrony radiologicznej; 1999, 50(1): 15-23.
80. Staniszevska M.A., Jankowski J.; Medycyna Pracy; Bezpieczniejsze badania rentgenowskie; 1994, 45 (6): 529-536.
81. Stecker M.S.; Tech Vasc Interventional Rad; Patient Radiation Management and Preprocedure Planning and Consent; 2010 (13): 176-182.
82. Styczyński J., Pogorzała M.; Pediatr. Dypl.; Ryzyko związane z napromienieniem podczas diagnostycznych badań radiologicznych; 2008, 12(5): 112-118.
83. Sweeney W.J.; Fertility and Sterility; Pitfalls in Present-Day Methods of Evaluating Tubal Function, II. Hysterosalpingography; 1962, 13: 124-134.
84. Tomala J., Witek A., Brudnik A., Bakon I., Kossowski P.; Ginekol. Pol.; Aktualność histerosalpingografii w niepłodności u kobiet; 1993, 64(11).
85. Tonkopi E., Daniels C., Gale M.J., Schofield S.C., Sorhaindo V.A., VanLarkin J.L.; Canadian Association of Radiologists Journal; Local Diagnostic Reference Levels for Typical Radiographic Procedures; 2012, 63: 237-241.
86. Tugwell J., Everton C., Kingma A., Oomkens D.M., Pereira G.A., Pimentinha D.B., Rouiller C.A.I., Stensrud S.M., Kjelle E., Jorge J., Hogg P.; Radiography; Increasing source to image distance for AP pelvis imaging - Impact on radiation dose and image quality; 2014(20): 351-355.
87. Uffmann M., Schaefer-Prokop C.; European Journal of Radiology; Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose; 2009, 72: 202-208.
88. Uppot R.N.; Radiol Clin N Am; Impact of Obesity on Radiology; 2007, 45: 231-246.
89. Urbanik A., Borczowska E., Chojnacka I., Herman-Sucharska I., R.Chrzan; Pol. Przegl. Radiol.; Historia Katedry i Zakładu Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego; 1999, 64(2): 83-86.

- 
90. Urbanik A., Borczowska E., Chojnacka I., Herman-Sucharska I., Chrzan R.; Pol. Przegl. Radiol., Przyczynek do historii polskiej radiologii – pierwsze zdjęcia radiologiczne wykonane w Krakowie; 1999, 64(2): 87-90.
91. Wahby O., Sobrero A.J., Epstein J.A.; Fertility and Sterility; Hysterosalpingography in Relation to Pregnancy and its Outcome in Infertile – Women; 1966, 17(4): 520-530.
92. Warlow T., Walker-Birch P., Cosson P.; Effectiveness and practice Radiography; Gonad shielding in paediatric pelvic radiography; 20(2014): 178-182.
93. Wender-Ożegowska E.; Medycyna po Dyplomie; Niepłodność – ocena i leczenie. Rekomendacje NICE 2013; 2013, 22, 6, (207) 11-18.
94. Whitelaw M.J., Miller E.B.; Fertility and Sterility; New Water-Soluble Medium (Sinografin) for Hysterosalpingography; 1959, 10(3): 227-239.
95. Williams M.B., Krupinski E.A., Strauss K.J., Breeden W.K., Rzeszotarski M.S., Applegate K., Wyattg M., Bjork S., Seibert J.A.; Journal of the American College of Radiology; Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition; 2007, 4(6): 371-388.
96. Wiśniewska-Kubka S., Oborska-Kumaszyńska D.; Inżynier i fizyk medyczny; Kontrola systemu AEC w radiologii cyfrowej; 2012 2(1): 81-86.
97. Witzak B., Klusek J.E., Klusek J.; Studia Medyczne; Genetic aspects of male infertility; 2014, 30 (4): 276–279.
98. Wołczyński S.; Med. Prakt. Ginekol. Położ.; Diagnostyka niepłodności; 2007(1):41-44.
99. Wołczyński S., Kuczyński W., Pawelczyk L., Putowski L., Bidziński M., Jakiel G., Kurzawa R., Szamatowicz J., Jędrzejczak P., Hanke W., Radwan J., Bablok L., Radwan M., Domitrz J., Radwan P., Korman M.; Ginekol. Dypl.; Diagnostyka i leczenie niepłodności; 2011; 13(2): 59-62, 64-76, 78-82, 84-86, 88.
100. [www.statystykaopisowa.com](http://www.statystykaopisowa.com)
101. [www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult\\_bmi/index.html#Interpreted](http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html#Interpreted)
102. [www.apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro\\_3.html](http://www.apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html)

- 
103. Veldkamp W.J.H., Kroft L.J.M., Geleijns J.; *European Journal of Radiology*; Dose and perceived image quality in chest radiography; 2009, 72: 209–217.
104. Zhu Y.Y., Mao Y.Z., Wu W.L.; *Fertility and Sterility*; Comparison of warm and cold contrast media for hysterosalpingography: a prospective, randomized study; 2012; 97: 1405-1409.
105. Zgliczyński Sz.L. (red.); *Radiologia*; Podręcznik dla studentów medycyny; PZWL Warszawa 1989.
106. Zsebök Z.B., *Wprowadzenie do metodyki badań radiologicznych*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1969.

---

**SPIS RYCIN**

Ryc. 5.1. Wielkość dawki DAP w zależności od rodzaju skopii pulsacyjnej dla fantomu o grubości 13 cm.....	34
Ryc. 5.2. Wielkość dawki DAP w zależności od rodzaju skopii pulsacyjnej dla fantomu o grubości 26 cm.....	35
Ryc. 5.3. Dawka sumaryczna DAP [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] uśredniona dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm.....	40
Ryc. 5.4. Wykres zależności dawki sumarycznej DAP [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] uśrednionej dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 13 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi.....	40
Ryc. 5.5. Podsumowanie pomiarów w postaci histogramu dla fantomu o grubości 13 cm.....	41
Ryc. 5.6. Dawka sumaryczna DAP uśredniona [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] podana podczas wykonania pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego, przy wykorzystaniu określonego PPS w całym badaniu dla fantomu o grubości 13 cm.....	42
Ryc. 5.7. Dawka DAP całkowita [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] uśredniona dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 26 cm.....	47
Ryc. 5.8. Wykres zależności dawki DAP całkowitej [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] uśrednionej dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomu o grubości 26 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi.....	47
Ryc. 5.9. Podsumowanie pomiarów w postaci histogramu dla fantomu o grubości 26 cm.....	48
Ryc. 5.10. Dawka DAP uśredniona [ $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ ] podana podczas wykonania pojedynczego zdjęcia rentgenowskiego, przy wykorzystaniu określonego PPS w całym badaniu dla fantomu o grubości 26 cm.....	49

---

Ryc. 5.11. Zestawienie dawek DAP całkowitych [mGy*cm <sup>2</sup> ] uśrednionych dla pełnego badania HSG, w zależności od wartości PPS dla fantomów o grubości 13 cm i 26 cm wraz z niepewnościami pomiarowymi.....	53
Ryc. 5.12. Rozpoznanie kliniczne, będące przyczyną wykonania u pacjentek badania HSG.....	54
Ryc. 5.13. Podstawowa przyczyna skierowania pacjentek na badanie HSG.....	55
Ryc. 5.14. Przyczyny szczegółowe niepłodności kobiecej (N97) będące powodem skierowania pacjentek na badanie HSG.....	56
Ryc. 5.15. Ilościowy rozkład pacjentek z danym rozpoznaniem klinicznym współtowarzyszącym leczeniu niepłodności.....	58
Ryc. 5.16. Wynik badania HSG określający drożność jajowodów u pacjentek.....	58
Ryc. 5.17. Grupy wiekowe pacjentek, u których wykonano badanie HSG.....	59
Ryc. 5.18. Miejsce zamieszkania pacjentek poddanych analizie, u których wykonano badanie HSG w latach 2014 i 2015.....	60
Ryc. 5.19. Ilość pacjentek poddanych badaniu HSG w poszczególnych grupach według BMI.....	62

---

**SPIS TABEL**

TABELA 4.1. Zakresy wartości wskaźnika masy ciała (BMI) według poszerzonej klasyfikacji WHO.....	32
TABELA 5.1. Wielkość dawki DAP w zależności od wartości pulsacji dla fantomu symulującego pacjenta szczupłego (grubość 13 cm).....	34
TABELA 5.2. Wielkość dawki DAP w zależności od wartości pulsacji dla fantomu symulującego pacjenta otyłego (grubość 26 cm).....	35
TABELA 5.3. Uśrednione wielkości dawek DAP dla fantomu o grubości 13cm .....	40
TABELA 5.4. Wyniki testów istotności dla dawek dla fantomu o grubości 13 cm.....	42
TABELA 5.5. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS =1 dla fantomu o grubości 13 cm.....	43
TABELA 5.6. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 1 dla fantomu o grubości 13 cm.....	43
TABELA 5.7. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS =3 dla fantomu o grubości 13 cm.....	44
TABELA 5.8. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 3 dla fantomu o grubości 13 cm.....	44
TABELA 5.9. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS =6 dla fantomu o grubości 13 cm.....	45
TABELA 5.10. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 13 cm.....	45
TABELA 5.11. Uśrednione wielkości dawek DAP dla fantomu o grubości 26 cm.....	47
TABELA 5.12. Wyniki testów istotności dla dawek dla fantomu o grubości 26 cm.....	49
TABELA 5.13. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 26 cm.....	50



---

TABELA 5.14. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 6 dla fantomu o grubości 26 cm.....	50
TABELA 5.15. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS =12 dla fantomu o grubości 26 cm.....	51
TABELA 5.16. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 12 dla fantomu o grubości 26 cm.....	51
TABELA 5.17. Wyniki analizy statystycznej wynikające z pomiarów wykonanych dla pulsacji PPS = 25 dla fantomu o grubości 26 cm.....	52
TABELA 5.18. Wartości pomiarowe przy określonych warunkach ekspozycji dla pulsacji PPS = 25 dla fantomu o grubości 26 cm.....	52
TABELA 5.19. Ilość pacjentek według podstawowej przyczyny skierowanych na badanie HSG.....	54
TABELA 5.20. Przyczyny szczegółowe, które mogą być przyczyną niepłodności kobiecej.....	56
TABELA 5.21. Rozpoznanie kliniczne współtowarzyszące leczeniu niepłodności, wynikające z kart leczenia pacjentek.....	57
TABELA 5.22. Ilość pacjentek poddanych analizie według wartości wskaźnika masy ciała (BMI).....	61

---

**SPIS ZDJĘĆ**

ZDJĘCIE 2.1. Przykładowa dokumentacja w postaci zdjęć rentgenowskich z wykonanego badania HSG .....	22
ZDJĘCIE 4.1. Pulpit sterowniczy w pracowni rentgenowskiej Ginekologiczno-Położniczego Szpitala Klinicznego UM im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu .....	27
ZDJĘCIE 4.2. Monitor komputerowy w nastawni pracowni rentgenowskiej z widocznymi ustawieniami pracy aparatu rentgenowskiego.....	28
ZDJĘCIE 4.3. Fantom wodny o grubości 13 cm.....	29
ZDJĘCIE 4.4. Fantom wodny o grubości 26 cm.....	29
ZDJĘCIA 4.5 i 4.6. Fantom wodny o grubości 13 cm z elementami pochłaniającymi promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie.....	30
ZDJĘCIA 4.7 i 4.8. Fantom wodny o grubości 26 cm z elementami pochłaniającymi promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie.....	30
ZDJĘCIE 4.9. Obraz radiologiczny z monitora widziany podczas prześwietlenia fantomu.....	31
ZDJĘCIE 5.1. Przykładowe zdjęcie rentgenowskie elementów pochłaniających promieniowanie X bardziej i mniej niż sąsiadujące otoczenie otrzymane podczas pomiarów.....	36
ZDJĘCIE 5.2. Porównanie radiogramów otrzymanych dla fantomu o grubości 13 cm dla różnych wartości PPS = 1,3,6.....	37
ZDJĘCIE 5.3. Porównanie radiogramów otrzymanych dla fantomu o grubości 26 cm dla różnych wartości PPS = 6,12,25.....	38
ZDJĘCIE 5.4. Fantom wodny o grubości 13 cm z kością piszczelową ludzką oraz piłką tenisową.....	39
ZDJĘCIE 5.5. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=1.....	43

---

ZDJĘCIE 5.6. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=3.....	44
ZDJĘCIE 5.7. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 13 cm dla PPS=6.....	45
ZDJĘCIE 5.8. Fantom wodny o grubości 26 cm z kością piszczelową ludzką oraz piłką tenisową.....	46
ZDJĘCIE 5.9. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=6.....	50
ZDJĘCIE 5.10. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=12.....	51
ZDJĘCIE 5.11. Radiogramy wykonane podczas pomiarów dla fantomu o grubości 26 cm dla PPS=25.....	52