Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum Wydział Lekarski

Wadim Wojciechowski

Wartość wirtualnej bronchoskopii tomografii komputerowej w ocenie zmian nowotworowych płuc

Praca doktorska

Promotor: Dr hab. med. Andrzej Urbanik

Pracę wykonano w Katedrze Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego Kierownik: Dr hab. med. Andrzej Urbanik

Kraków, 2005

Pragnę wyrazić wdzięczność Panu Doktorowi Habilitowanemu Andrzejowi Urbanikowi za zachętę do podjęcia niniejszej pracy, życzliwość, mobilizację i pomoc okazaną w trakcie jej realizacji

SPIS TREŚCI

WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW 4						
1.	W	PROWADZENIE	5			
	1.1	EPIDEMIOLOGIA RAKA PŁUCA				
	1.2	DIAGNOSTYKA ZMIAN NOWOTWOROWYCH PŁUC				
	1.3	WIRTUALNA BRONCHOSKOPIA TK				
2.	C	ELE PRACY	24			
3.	N	ATERIAŁ I METODA	25			
	3.1	CZĘŚĆ EKSPERYMENTALNA – BADANIE TK FANTOMU				
	3.2	CZĘŚĆ KLINICZNA – BADANIE TK PACJENTÓW				
4.	W	YNIKI				
	4.1	CZĘŚĆ EKSPERYMENTALNA – BADANIE TK FANTOMU				
	4.2	CZĘŚĆ KLINICZNA – BADANIE TK PACJENTÓW	49			
5.	0	MÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	67			
	5.1	CZĘŚĆ EKSPERYMENTALNA – BADANIE TK FANTOMU	67			
	5.2	CZĘŚĆ KLINICZNA – BADANIE TK PACJENTÓW	73			
7.	W	'NIOSKI	81			
8.	8. STRESZCZENIE					
Pl	ÍŚMI	ENNICTWO	86			
SI	PIS T	ABEL I RYCIN				
T.	ABEI	.Е				
R	YCIN	Y				
A	NEK	S I: ANATOMIA DRZEWA OSKRZELOWEGO				
A	NEKS	S II: RYCINY				

Wykaz stosowanych skrótów

3D - Three-dimentional reconstruction - Rekonstrukcja trójwymiarowa 10
ACCP - American College of Chest Physicians - Amerykańska organizacja
zrzeszająca lekarzy związanych z pulmonologią12
CD-ROM - Compact-Disc ROM - Pamięć ROM na dysku kompaktowym 35
CTDI - CT Dose Index - Indeks dawki promieniowania TK 11
DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine - Standard zapisu i
transmisji cyfrowych obrazów medycznych18
LDCT - Low-dose computed tomography - Tomografia komputerowa o niskiej
dawce promieniowania11
MIP - Maximum Intensity Projection - Obraz z całej objętości pikseli o najwyższym
pochłanianiu10
MPR - Multiplanar reformating - Rekonstrukcji wielopłaszczyznowe 10
MR - Rezonans Magnetyczny 12
NSCLC - Non-small-cell lung cancer - Rak niedrobnokomórkowy 5
PC - Personal Computer - Komputer osobisty
PET - Positron Emision Tomography - Pozytonowa Tomografia Emisyjna 13
RC - Radiografia cyfrowa
RSNA - Radiological Society of North America - Towarzystwo Radiologów
Ameryki Północnej 16
SHR-CT - Super High-Resolution CT-Tomografia komputerowa wysokiej
rozdzielczości
sTK - Spiralna tomografia komputerowa
TK - tomografia komputerowa
TNM - Tumour, Nodes, Metastases - Ocena guza, węzłów chłonnych, przerzutów . 5, 85
VR - Volume Rendering - Ałgorytm odtwarzania objętości 19, 35
WB - Wirtualna bronchoskopia
wTK - Wielorzędowa tomografia komputerowa

1. Wprowadzenie

Rak płuca jest jedną z najczęstszych przyczyn zgonów u pacjentów z chorobami nowotworowymi w większości krajów świata. W roku 2000 na świecie stwierdzono 1.24 miliona przypadków raka płuca i stanowiły one 12.3% wszystkich nowych nowotworów, a liczba ta powiększa się o około 3% rocznie [61].

Rak płuca zwykle rozpoznawany jest stosunkowo późno, zazwyczaj w wysokim stopniu zaawansowania klinicznego, co przesądza o niezadowalającej skuteczności terapii. Wyniki odległe są bowiem tym korzystniejsze im wcześniej choroba zostaje wykryta i im wcześniej podjęte zostaje leczenie [39].

Około 75% zarejestrowanych nowych przypadków stanowi rak niedrobnokomórkowy (ang. non-small-cell lung cancer, NSCLC). W chwili rozpoznania tego schorzenia u 75% chorych radykalne leczenie chirurgiczne, które jest podstawową metodą terapii, nie jest możliwe z uwagi na zaawansowanie choroby nowotworowej. Rak płuca to schorzenie, gdzie tomografia komputerowa i bronchofiberoskopia mają wspólne zastosowanie jako techniki diagnostyczne i pozostają w układzie metod komplementarnych.

Obecnie bronchofiberoskopia pozostaje jedną z najważniejszych metod oceny układu oddechowego. Od momentu wprowadzenia klasycznej bronchoskopii przez niemieckiego laryngologa Gustawa Killiana w 1897 roku, technika bronchoskopii ulega ciągłym modyfikacjom, z których najważniejsze to wprowadzenie przez Shigeto Ikedę w 1966 roku bronchofiberoskopu [38]. Pozwoliło to na znaczne poszerzenie możliwości diagnostycznych. Szczególnie przydatne są – pobieranie wycinków, także materiału szczoteczką, biopsje węzłów chłonnych przez ścianę oskrzela, zastosowanie płukania oskrzelowopęcherzykowego [64].

Do wykrywania i ustalania stopnia zaawansowania raka płuca wg klasyfikacji TNM służy szereg badań obrazowych, wśród których szczególne znaczenie ma tomografia komputerowa (TK). Umożliwia ona określenie wielkości guza, jego stosunku do narządów sąsiadujących, ocenę powiększenia węzłów chłonnych i obecności przerzutów. TK jest podstawą do ustalenia dalszego postępowania terapeutycznego czy to w przypadkach pierwszego i drugiego stopnia zaawansowania wg klasyfikacji TNM lub kwalifikacji do przedoperacyjnej chemioterapii indukcyjnej z następową resekcją guza pierwotnego w przypadkach wyższych stopni zaawansowania [69,100]. Ogromne znaczenie TK dotyczy również oceny efektywności zastosowanego leczenia [18,86].

Najnowsze generacje tomografów komputerowych dzięki wprowadzeniu spiralnej TK (sTK), a następnie spiralnej wielorzędowej TK (wTK), umożliwiły wykonywanie badania długich odcinków klatki piersiowej w czasie jednego wdechu. Postęp w dziedzinie tomografii komputerowej oraz komputerowego przetwarzania danych obrazowych pozwolił na wdrożenie do praktyki klinicznej nowej metody diagnostycznej w postaci wirtualnej bronchoskopii (WB). Metoda ta opiera się na komputerowym przetwarzaniu danych uzyskiwanych w czasie badania przy zastosowaniu spiralnej lub wielorzędowej tomografii komputerowej. Pozwala ona na uzyskiwanie obrazów wnętrza drzewa oskrzelowego dotychczas dostępnych tylko w metodach endoskopowych. Metoda ta jest całkowicie nieinwazyjna. Dane obrazowe mogą być uzyskiwane w czasie standardowych badań TK klatki piersiowej wykonywanych u pacjentów z podejrzeniem choroby nowotworowej lub innych patologii w obrębie klatki piersiowej [92]. Ze względu na fakt, że WB jest innowacyjną techniką, kluczowym zagadnieniem w decyzji o jej stosowaniu w praktyce klinicznej jest określenie skuteczności diagnostycznej. Ten ważny problem jest tematem niniejszej pracy.

1.1 Epidemiologia raka płuca

Rak płuca jest najczęstszą chorobą nowotworową u mężczyzn w Polsce i na świecie. Liczba zachorowań na raka płuca u kobiet również stale wzrasta i obecnie znajduje się na trzecim miejscu (7.8%); wyprzedza go rak piersi (20.7%) oraz rak jelita grubego (10%) [99]. W krajach europejskich częstość występowania raka płuca u mężczyzn jest znacznie większa niż u kobiet. W tabeli 1 przedstawione współczynniki umieralności dla wybranych krajów Europy [91].

MĘŻC	ZYŹNI	KOBIETY		
Kraj	Współczynnik umieralności	Kraj	Współczynnik umieralności	
Węgry	86.2	Dania	26.7	
Polska	71.5	Islandia	22.3	
Belgia	70.8	Wielka Brytania	21.1	
Chorwacja	70.3	Węgry	20.0	
Rosja	68.2	Irlandia	17.3	
Holandia	59.7	Niderlandy	14.8	
Włochy	52.6	Polska	11.3	
Grecja	50.0	Belgia	9.6	
Wielka Brytania	51.8	Chorwacja	9.4	
Niemcy	46.2	Włochy	8.2	
Francja	48.5	Grecja	7.4	

Tab. 1Współczynnik umieralności na raka płuca w roku 2000 w wybranych
krajach Europy

Według danych Krajowego Rejestru Nowotworów, w Polsce w 2000 roku zarejestrowano u mężczyzn 15307 nowych przypadków zachorowań na rak płuca; u kobiet 4132. Liczba zgonów w tym okresie wynosiła 15940 u mężczyzn i 4011 u kobiet; łącznie 19951 osób [99]. W tym samym roku zmarło w Polsce z powodu raka sutka, szyjki macicy, żołądka i gruczołu krokowego łącznie 15880 osób. Współczynnik umieralności na raka płuca jest bardzo zbliżony do współczynnika zachorowalności ze względu na niskie wskaźniki 5 letniego przeżycia [86]. Powyższe dane obrazują wagę problemu, jakim pozostaje rak płuca.

1.2 Diagnostyka zmian nowotworowych płuc

Metody diagnostyki obrazowej w ocenie zmian nowotworowych płuc

Radiografia klasyczna

Podstawową metodą badania narządów klatki piersiowej nadal pozostaje klasyczne zdjęcie rentgenowskie. Wynika to z faktu iż metoda ta jest łatwo dostępna, tania, a przy tym pacjent jest narażony na niską dawkę promieniowania, która wynosi dla projekcji tylno-przedniej 0,3 mGy. Na zdjęciach przeglądowych klatki piersiowej zmiany patologiczne mogą wynikać z obecności samego guza, ze zmian w tkance płucnej położonej obwodowo w stosunku do zajętego oskrzela (niedodma lub zapalenie) oraz z rozrostu guza w strukturach pozapłucnych (węzły chłonne wnęk i śródpiersia, opłucna, ściana klatki piersiowej). Obraz zależy od położenia guza, typu komórkowego i czasu trwania choroby [6].

Systemy do radiografii cyfrowej (RC) pozwoliły jeszcze bardziej obniżyć dawkę promieniowania zwiększając jednocześnie jakość obrazowania, przede wszystkim z wyraźnym wzrostem rozdzielczości kontrastowej. RC pozwala zrezygnować z analogowych form zapisu obrazu radiologicznego i dokonywać oceny badań prezentowanych na ekranie monitora obrazowego, a nie na tradycyjnych negatoskopach. Pozwala także gromadzić i archiwizować wyniki badań w formie elektronicznej oraz przesyłać je na odległość za pomocą Internetu.

Jednak konwencjonalna radiografia w obrazowaniu patologii w obrębie klatki piersiowej nie pozwala na rozróżnienie masy guza od powiększonych węzłów chłonnych lub towarzyszącej niedodmy, co sprawia, że według najnowszych zaleceń przy obecności wyżej wymienionych zmian wskazane jest wykonanie tomografii komputerowej [98].

Tomografia komputerowa

Tomografia komputerowa, wprowadzona w roku 1972, obecnie jest rutynowo wykonywana u pacjentów z podejrzeniem obecności zmiany nowotworowej w obrębie klatki piersiowej [80]. Obserwowany ciągły rozwój tej metody konsekwentnie podnosi jakość uzyskiwanych obrazów. Coraz szerzej są także stosowane dodatkowe techniki jak biopsja zmian w śródpiersiu, w obrębie tkanki płucnej lub zmian położonych przy ścianie klatki piersiowej pod kontrolą TK [57,83].

Konwencjonalna tomografia komputerowa (kTK)

W kTK lampa rentgenowska wykonuje obrót o 360° dookoła pacjenta, podczas gdy stół jest nieruchomy. Pacjent zatrzymuje oddech na kilka sekund, czyli na czas wykonania obrazowania jednej warstwy. Następnie stół wykonuje zadany ruch w zależności od ustalonej szerokości warstwy i cała procedura jest powtarzana od początku. Dla oceny całej klatki piersiowej potrzebnych jest w przybliżeniu około 50 warstw szerokości 5 – 8 mm i całe badanie (w zależności od mocy obliczeniowej użytego komputera) trwa od 10 do 20 min [7]. Uzyskane obrazy są analizowane w dwóch oknach: śródpiersiowym i płucnym. W razie potrzeby podczas badania może być podany środek cieniujący dla różnicowania struktur śródpiersia od układu naczyniowego [90]. W konwencjonalnej TK pojawia się istotny problem, a mianowicie niemożność obrazowania małych elementów w czasie kolejnych wdechów i wydechów, wskutek przemieszczania się struktur klatki piersiowej. Dodatkowo ze względu na długi czas badania, przy stosowaniu kTK obserwowano dużą ilość artefaktów pochodzących z układu sercowonaczyniowego [42].

Rewolucyjna zmiana w obrazowaniu TK nastąpiła po wprowadzeniu w 1989 spiralnej tomografii komputerowej (sTK) [77].

Spiralna tomografia komputerowa (sTK)

Technika ta polega na stałej rotacji lampy rentgenowskiej po obwodzie gantry ze stabilnym systemem detektorów, z równoczesnym przesuwem stołu, co powoduje ciągłość w gromadzeniu informacji z dużej objętości skanowanego obiektu. Pozwala to na uzyskanie wysokiej jakości obrazu z obszaru długości do 50 cm przy

szerokości warstwy 5 – 8 mm w czasie 30 – 40 sekund [42]. W spiralnej TK zachowuje się ciągłość obrazowania w całej badanej przestrzeni. Zmniejszenie szerokości warstwy w sTK pozwala uwidocznić w płucach niewielkie ogniska, które mogły być przeoczone w kTK oraz precyzyjnie prześledzić drzewo oskrzelowe, węzły chłonne i naczynia płucne. Krótki czas badania powoduje, że po podaniu środka cieniującego uzyskuje się wysokie, optymalne i równe wysycenie struktur naczyniowych w obrębie klatki piersiowej. Dzięki odpowiedniemu oprogramowaniu, po zakończeniu akwizycji można tworzyć rekonstrukcje wtórne:

- Obrazy w rekonstrukcjach wielopłaszczyznowych (Multiplanar Reformating, MPR) najczęściej w płaszczyźnie czołowej lub strzałkowej – z zawartych w pamięci komputera obrazów kolejnych warstw wykonanych uprzednio w płaszczyźnie poprzecznej.
- Rekonstrukcje MIP (Maximum Intensity Projection) obraz z całej objętości vokseli o najwyższym pochłanianiu. Szczególne znaczenie ta rekonstrukcja ma w obrazowaniu naczyń.
- Akwizycja danych objętościowych rekonstrukcja trójwymiarowa (threedimentional, 3D).
- Wirtualna bronchoskopia wirtualny obraz drzewa oskrzelowego powstaje wskutek dużej różnicy w pochłanianiu promieni rentgenowskich przez ścianę a także przez powietrze wypełniające światło. Wirtualne obrazowanie w dużym stopniu zależy od jakości uzyskanej uprzednio rekonstrukcji 3D [53,73].

Kolejnym etapem było wprowadzenie spiralnej wielorzędowej tomografii komputerowej (wTK).

Spiralna, wielorzędowa tomografia komputerowa (wTK)

W 1992 roku firma Elscint wprowadziła na rynek pierwszy aparat z podwójnym układem detektorów, co dało początek wielorzędowej tomografii komputerowej [77]. Już w roku 1998 kilka wiodących producentów tomografów komputerowych miało w swojej ofercie czterorzędowe układy detektorów, a w latach 2001 i 2002 zostały wyprodukowane 10 i 16 rzędowe układy TK. W latach 2003, 2004 odnotowano dalszy rozwój technologiczny i odbyły się premiery aparatów 64 rzędowych oraz przedstawiono prototyp aparatu 256 rzędowego. Jednocześnie

skracano czas akwizycji pojedynczej warstwy. W roku 1994 wyprodukowano pierwszy tomograf komputerowy z czasem obrotu lampy poniżej jednej sekundy (0.75 s) [46]. W następnych latach 1997/98 kilku producentów TK przedstawiło układy z czasem obrotu lampy 0.5 s, a w roku 2003 – 0.37 s.

Zwiększenie liczby rzędów oraz skrócenie czasu obrotu lampy pozwoliło na jednoczesne zredukowanie czasu akwizycji i zmniejszenie grubości stosowanej warstwy przy znacznym zwiększeniu obszaru badania [65].

W tomografii komputerowej stało się możliwe uzyskanie warstw o szerokości poniżej 1 mm, co pozwala uwidocznić ogniska o średnicy 1.0 mm. Umożliwia to uwidocznienie zmian nawet na poziomie zrazika płucnego [67].

Tomografia komputerowa wysokiej rozdzielczości (HRCT)

Tomografia komputerowa wysokiej rozdzielczości – jest to rodzaj techniki akwizycyjnej, który może być użyty w tomografii komputerowej konwencjonalnej, spiralnej lub wielorzędowej. Główną cechą tej metody jest bardzo wysoka rozdzielczość przestrzenna (macierz 1024x1024) uzyskiwana podczas skanowania bardzo cienkich warstw (1–1.5 mm) wspomagana specjalnymi algorytmami komputerowymi. HRCT znalazła zastosowanie szczególnie w diagnostyce zmian w tkance śródmiąższowej. W wybranych przypadkach stosowana jest do badania szczegółów pojedynczych ognisk w miąższu płucnym [93].

Tak ogromny postęp w tomografii komputerowej pozwolił na podjęcie próby przeprowadzenia badań przesiewowych w kierunku raka płuca. W ostatnich latach zostały przeprowadzone badania przesiewowe z użyciem spiralnej tomografii komputerowej o niskiej dawce promieniowania (ang. low-dose computed tomography – LDCT). W badaniach tych został obniżony iloczyn prądu i czasu ekspozycji wyrażony w miliamperosekundach (mAs) do 40 – 50, podczas gdy w standardowych badaniach TK klatki piersiowej stosuje się ok. 200 mAs. Umożliwiło to znaczne obniżenie dawki promieniowania, nawet do 70%. Dane zostały potwierdzone w badaniach eksperymentalnych na fantomie, gdzie dokładnie przeanalizowano indeks dawki promieniowania w TK (CT Dose Index – CTDI) w badaniach standardowych i przesiewowych [102].

Badania przesiewowe wykazały, że LDCT ma większą czułość w wykrywaniu zmian w obrębie klatki piersiowej w porównaniu ze zdjęciem przeglądowym (27 na 1000 osób w LDCT i od 7.6 do 9.1 na 1000 w badaniu konwencjonalnym) [62]. Na

przykładzie danych uzyskanych w Mayo Clinic – na 1520 diagnozowanych osób tylko u 15 (1%) postawiono rozpoznanie raka płuca (u 60% osób w tej grupie zmiany zostały ocenione jako I stopień choroby) [89]. W Uniwersytecie w Münster na 919 pacjentów u 13 osób rozpoznano raka płuca (1.4%), przy czym 8 osób (62%) miało I stopień zaawansowania nowotworu [62]. Chociaż badania skriningowe wykazują, że LDCT może wykryć raka płuca we wczesnym stadium zaawansowania, jednak nie wpływa to na zmniejszenie wskaźników umieralności na ten nowotwór. Dlatego też celowość wykonania badań przesiewowych TK w kierunku raka płuca jest wciąż podważana. W nowych wytycznych American College of Chest Physicians (ACCP) nie jest zalecane przesiewowe stosowanie LDCT do momentu uzyskania niepodważalnych faktów świadczących o korzyściach takiego postępowania [2].

Ultrasonografia

Ultrasonografia w diagnostyce zmian nowotworowych w obrębie klatki piersiowej znajduje zastosowanie w określonym zakresie. Do najczęstszych wskazań należą: zmiany położone przy ścianie klatki piersiowej, obecność płynu w jamie opłucnej, nadprzeponowo położone zmiany w płucach oraz ocena węzłów chłonnych pachowych i nadobojczykowych [31,88]. Pod kontrolą ultrasonografii wykonywana jest biopsja zmian położonych przy ścianie klatki piersiowej i pobierany płyn z opłucnej do badania cytologicznego. W ostatnich latach pojawiła się nowa metoda diagnostyczna – ultrasonografia endoskopowa, która polega na wprowadzeniu przez endoskop cienkiej głowicy ultrasonograficznej do światła oskrzeli. Metoda ta została wprowadzona dla uzupełnienia bronchofiberoskopii i pozwala na ocenę warstwy podśluzówkowej i struktur okołooskrzelowych. Jest ważnym uzupełnieniem metody tomografii komputerowej, a pewnych przypadkach (w ocenie powiększonych węzłów chłonnych okolicy wnękowej o średnicy < 1 cm oraz w ocenie nacieku na tętnicę płucna) może mieć znaczenie rozstrzygające [60].

Rezonans Magnetyczny

Rezonans magnetyczny (MR) jest alternatywną do TK metodą w diagnostyce raka płuca aczkolwiek nadal charakteryzuje się ograniczonym zastosowaniem.

Porównując te dwie metody należy podkreślić następujące zalety MR – brak promieniowania rentgenowskiego, dużą rozdzielczość tkankową oraz możliwość obrazowania w dowolnej płaszczyźnie, co znacznie ułatwia późniejszą interpretację uzyskanych obrazów.

Największą wadą w diagnostyce raka płuca pozostaje długi czas badania, dlatego często widoczne są artefakty pochodzące od układu sercowo-naczyniowego oraz artefakty oddechowe. Rozdzielczość przestrzenna w metodzie MR jest gorsza od TK oraz brak jest możliwości obrazowania tkanki oskrzelikowo-pęcherzykowej. Również duże koszty badania ograniczają dostępność tej metody.

W ostatnim czasie nastąpiły radykalne zmiany w obrazowaniu MR. Zostały wprowadzone systemy bramkowania, zarówno układu sercowo-naczyniowego jak również oddechowe. Techniki te synchronizują wykonywaną akwizycję z rytmem serca lub ruchami oddechowymi, w ten sposób znacznie zostały zredukowane wyżej wymienione artefakty. Wielokrotnie scalone cewki połączone z automatycznym przesuwem stołu pozwalają pokryć większą powierzchnię ciała z maksymalnym stosunkiem sygnału do szumu. Użycie szybkich gradientów skraca czas akwizycji do jednego zatrzymanego oddechu, w dodatku z wysoką rozdzielczością przestrzenną. Po podaniu środka kontrastowego, tętnice i żyły płucne oraz naczynie systemowe mogą być uwidocznione osobno, co znacznie zwiększa możliwości diagnostyczne [30]. Natomiast ocena drzewa oskrzelowego w metodzie MR jest nadal bardzo ograniczona.

Pod koniec lat 90 tych została opisana nowa technika rezonansu magnetycznego z użyciem hiperspolaryzowanego helu, która umożliwia badanie bardzo drobnych oskrzelików nawet siódmego rzędu [14], a także czynności płuc. Metoda, w dalszym ciągu znajduje się w stadium badań; przypuszcza się, że może znaleźć swoje zastosowanie w diagnostyce chorób dróg oddechowych takich jak astma, przewlekła obturacyjna choroba płuc, rozedma płuc jak również w badaniach funkcjonalnych określających perfuzję tkanki płucnej [30,78].

Pozytonowa tomografia emisyjna

Pozytonowa Tomografia emisyjna (PET) znajduje coraz większe uznanie w rozpoznawaniu i ocenie stopnia zaawansowania raka płuca (zwłaszcza raka niedrobnokomórkowego) oraz w diagnostyce różnicowej guzków w płucach [27,79]. PET wykonywana użyciem pochodnych \mathbf{Z} znakowanej odzwierciedla fluorodeoksyglukozy (18-FDG) intensywność metabolizmu nowotworowe komórkowego. Komórki charakteryzują się wzmożonym metabolizmem, dzięki czemu gromadzą podany znacznik w większym stopniu niż pozostałe. Wskazania do badania można sprowadzić do następujących zasadniczych punktów:

- ocena rozległości nowotworu;
- monitorowanie stosowanej terapii; skuteczność terapii ocenia się z uwzględnieniem intensywności przemiany materii oraz rozległości nacieku;
- badanie kontrolne po zakończonej terapii; różnicowanie między blizną pooperacyjną lub po radioterapii a wznową nowotworu;
- poszukiwanie ogniska pierwotnego przy obecności przerzutów rozpoznanych innymi metodami [68].

Podana dożylnie dawka preparatu nie przekracza 450 Mbq. W czasie badania pacjent narażony jest na dawkę równoważną 10 mSv; jedynie 3-krotnie większą niż wynosi naturalne promieniowanie tła [68].

W ostatnich latach szczególną uwagę zwrócono na zintegrowane systemy PET i TK, gdzie możliwa jest fuzja obrazów uzyskanych w obu technikach. Przeprowadzono badanie, w którym porównano dokładność PET, tomografii komputerowej (TK) i połączenia obu badań: zintegrowanej PET-TK w ocenie stopnia zaawansowania niedrobnokomórkowego raka płuca. Stwierdzono, że zintegrowana PET-TK dostarczyła dodatkowych informacji w porównaniu z PET i TK ocenianymi oddzielnie. Zarówno ocena zaawansowania guza pierwotnego, jak i przerzutów w węzłach chłonnych była dokładniejsza przy użyciu zintegrowanej PET-TK [51].

Wydaje się, że PET staje się dokładną nieinwazyjną metodą do oceny etiologii cienia okrągłego w płucu (czułość 92%, swoistość 90%) i może służyć lepiej niż tomografia komputerowa do wykrywania przerzutów w węzłach śródpiersia o średnicy poniżej 10 mm [79].

W podsumowaniu przedstawienia technik obrazowych, należy podkreślić kluczową rolę spiralnej, a zwłaszcza wielorzędowej tomografii komputerowej w diagnostyce zmian nowotworowych płuc. Składa się to na:

- Znaczne skrócenie czasu badania
- Zwiększenie rozdzielczości przestrzennej
- Coraz większa dostępność
- Relatywnie niskie koszty procedury

1.3 Wirtualna bronchoskopia TK

Postęp w technice tomografii komputerowej wraz z coraz nowszymi możliwościami w zakresie komputerowego przetwarzania uzyskiwanego obrazu pozwoliły na stworzenie nowej techniki obrazowania drzewa oskrzelowego – wirtualnej bronchoskopii (WB).

Po raz pierwszy metodę bronchoskopii wirtualnej TK przedstawił Vining i wsp. [95] na zjeździe Towarzystwa Radiologów Ameryki Północnej (RSNA) w roku 1994. Autorzy porównali obrazy wnętrza drzewa oskrzelowego uzyskanych w wirtualnej bronchoskopii TK z obrazami nagranymi na taśmie video podczas bronchofiberoskopii.

Rozwój wirtualnej bronchoskopii stał się możliwy dzięki ogromnemu postępowi technicznemu w tym wprowadzenie do diagnostyki wielorzędowej TK, zwiększenie wydajności i mocy obliczeniowej komputerów dedykowanych do wtórnej obróbki obrazu (postprocessing) oraz udoskonalenie oprogramowana komputerowego [75]. Ponadto stało się możliwe przeniesienie wtórnej obróbki obrazu do powszechnie stosowanych komputerów klasy PC (Personal Computer) pracujących pod kontrolą ogólnie dostępnych systemów operacyjnych rodziny Windows lub Linux [37].

Drzewo oskrzelowe jest idealnym obszarem do badania w wirtualnej bronchoskopii. Wysoki kontrast pomiędzy powietrzem w drogach oddechowych a otaczającymi tkankami umożliwia przeprowadzenie badania WB bez dodatkowych środków kontrastowych [1]. Rekonstrukcje drzewa oskrzelowego i wirtualna bronchoskopia mogą więc zostać przeprowadzone po wykonaniu rutynowego badania TK klatki piersiowej. Dla stworzenia doskonałej rekonstrukcji drzewa oskrzelowego kluczowe znaczenie mają takie elementy jak parametry akwizycji TK, przetwarzanie obrazu oraz analiza obrazu.

Parametry akwizycji

Ogólna koncepcja techniki spiralnej tomografii komputerowej polega na uzyskaniu całej serii obrazów na jednym zatrzymanym oddechu, a nie na generowaniu obrazów warstwa po warstwie jak to miało miejsce w tomografii konwencjonalnej. Akwizycja danych dużych obszarów klatki piersiowej na jednym wdechu znacznie

ogranicza powstanie artefaktów oddechowych i pulsacyjnych pochodzących od układu sercowo – naczyniowego. W tomografii konwencjonalnej takie czynniki jak oddychanie, połykanie oraz poruszenie się pacjenta w czasie badania powodowały powstawanie dużej liczby różnego rodzaju artefaktów. Celem zmniejszenia artefaktów pochodzących z układu sercowo-naczyniowego zostały wprowadzone systemy bramkowania ruchu serca – prospektywny triggering oraz retrospektywne bramkowanie wspomagane zapisem EKG. Istotne zmniejszenie powstałych artefaktów nastąpiło także w wyniku znacznego skrócenia czasu akwizycji.

W celu uzyskania optymalnych obrazów koniecznym jest dobranie następujących parametrów akwizycji:

w jednorzędowej TK

- szerokość kolimacji (warstwy*)
- pitch
- odstęp rekonstrukcji
- czas obrotu lampy

w wielorzędowej TK

- szerokość kolimacji
- szerokość warstwy
- pitch
- odstęp rekonstrukcji
- czas obrotu lampy

*w jednorzędowej TK wartość kolimacji jest równoznaczna wartości szerokości warstwy.

Pacjenci przed badaniem TK nie wymagają żadnego specjalnego przygotowania. Dla obrazowania drzewa oskrzelowego w WB nie jest wymagany środek kontrastowy. Dożylne podanie kontrastu jest wskazane tylko w tych w przypadkach, kiedy powstaje konieczność lepszego obrazowania śródpiersiowych struktur naczyniowych, szczególnie w miejscach, gdzie widoczne są przylegające węzły chłonne lub podejrzane masy guza wymagające identyfikacji.

Przetwarzanie obrazu

Po zakończeniu akwizycji dane przesyłane są z konsoli roboczej do satelitarnej, gdzie wykorzystuje się specjalny program do generowania obrazów drzewa oskrzelowego. Takie postępowanie zwiększa przepustowość pracowni TK. Zwykle przy zastosowaniu stacji roboczej tego samego producenta do transferu danych wykorzystywane sa bezpośrednie połaczenie pomiędzy komputerami. W przypadku różnych producentów, mogą występować użycia sprzętu problemy z rozpoznawaniem zapisanych danych. W celu ujednolicenia sposobu zapisu i transmisji cyfrowych obrazów medycznych opracowany został standard DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) określający format zapisu obrazów w formie cyfrowej oraz protokół komunikacji pomiędzy urządzeniami przesyłającymi obrazy. Dzięki technice cyfrowej staje się możliwe przesyłanie obrazów TK bez jakiejkolwiek straty na ich jakości. Transmisja może odbywać się w obrębie szpitala, z wykorzystaniem sieci PACS (Picture Archiving and Communication System), na przykład w celu oceny obrazu TK przez lekarza wykonującego badanie bronchofiberoskopowe, jak też na duże odległości, z wykorzystaniem sieci Internet lub bezpośrednich łączy satelitarnych, w celu zdalnego opisu badania przez specjalistę, czy też zasięgnięcia opinii eksperta w przypadku szczególnie trudnych lub niejednoznacznych przypadków [8].

Następnym krokiem jest uzyskanie rekonstrukcji trójwymiarowej. Zasadą uzyskiwania rekonstrukcji 3D tkanki płucnej i drzewa oskrzelowego jest ustalenie wartości progu granicznego (threshold). W doborze współczynnika threshold elementy obrazu (voksele) są włączane do rekonstrukcji, gdy wartości osłabienia znajdują się poniżej wybranego wcześniej progu (ustalonego na podstawie jednostek Hounsfielda), lub wyłączane, jeśli są powyżej ustalonego progu.

Górny próg współczynnika threshold w diagnostyce drzewa oskrzelowego w jednorzędowej TK powinien znajdować się pomiędzy wartościami –300 i – 500 jednostek Hounsfielda, w celu precyzyjnego określenia powietrza w drogach oddechowych i oddzielenia od ściany oskrzela. Wartości te zostały szczegółowo opisane w pracy Zeiberga i wsp. [101]. Autor podkreśla, iż przy wyborze wyższych wartości threshold sztucznie zwiększa się wielkość dróg oddechowych, co może powodować ubytki w obrazie ściany oskrzeli, podczas gdy niższe wartości mogą sztucznie zmniejszać średnicę oskrzeli. W pracy Hoppe i wsp. dotyczącej

obrazowania drzewa oskrzelowego w wielorzędowej TK stwierdzono iż do analizy danych optymalne wartości threshold wynoszą –500 – 550 j.H. do centralnych oskrzeli oraz wartości –500 – 800 j.H. do oskrzeli segmentarnych [32]. Prawidłowe użycie powyżej podanych wartości powoduje powstanie doskonałych rekonstrukcji 3D, a następnie obrazów wirtualnych drzewa oskrzelowego. Do podobnego wniosku doszedł Maniatis i wsp. [56]. W swojej pracy udowodnił, że prawidłowy dobór wartości threshold zależy od średnicy oskrzela i na ten fakt trzeba zwracać szczegółową uwagę.

Wirtualne obrazy wnętrza drzewa oskrzelowego mogą powstawać przy zastosowaniu dwóch algorytmów rekonstrukcji dostępnych w oprogramowaniu komputerowym TK: algorytmu cieniujących powierzchni (Shaded Surface Display – SSD) albo algorytmu odtwarzającego objętość (Volume Rendering – VR).

Algorytm SSD pozwala na przedstawienie powierzchni tych struktur anatomicznych, których współczynnik osłabienia jest większy od wybranego przez operatora wartości [66]. Do obrazu można włączać tkanki o różnych gęstościach. Odwzorowana powierzchnia w tym algorytmie jest nieprzeźroczysta a obrazowi brak głębi.

Algorytm VR pozwala na przedstawienie struktur słabiej pochłaniających promieniowanie nawet wówczas, gdy położone są one poza obszarami o silnym pochłanianiu [66]. Obrazy uzyskiwane w algorytmie VR są bardziej zbliżone do rzeczywistych, z wyraźną perspektywą. Dodatkowo w algorytmie VR możliwa jest prezentacja obrazu z utworzeniem opcji częściowej przezierności ścian. Ułatwia to przedstawienie otaczających struktur anatomicznych. Znajduje to szczególne zastosowanie w planowaniu biopsji płuca przez ścianę oskrzela. W takich sytuacjach możliwe jest zaznaczenie powiększonego węzła chłonnego a następnie uwidocznienie go przez "półprzeźroczystą" ścianę. Również wizualizacja dużych naczyń może być bardzo pomocna przy planowaniu biopsji lub w sytuacjach, kiedy istnieje podejrzenie ucisku na ścianę oskrzela przez poszerzoną aortę lub inne naczynia [35].

Ocena obrazu

Kompleksowa ocena drzewa oskrzelowego w badaniu TK polega na analizie przekrojów poprzecznych oraz rekonstrukcji dodatkowych, takich jak rekonstrukcje wielopłaszczyznowe (MPR), 3D (SSD lub VR) a także obrazów w opcji wirtualnej bronchoskopii. Analiza różnych rodzajów obrazu umożliwia przestrzenną ocenę, zarówno światła drzewa oskrzelowego jak i zmian w miąższu płucnym [92].

Przy zastosowaniu wydajnych komputerów i nowych możliwości transferu obrazów, wykonanie badania TK, jak również przesyłanie informacji do stacji satelitarnej zajmuje kilka minut, natomiast całościowa ocena drzewa oskrzelowego wymaga dużych nakładów czasowych. Aby ułatwić orientację w drzewie oskrzelowym w czasie nawigacji zostały stworzone pakiety oprogramowania pozwalające na połączenie różnych technik wizualizacyjnych na jednym (czasami nawet podwójnym) monitorze. W rezultacie pełnej obróbki danych, na ekranie stacji obrazowej uzyskiwane są obrazy 2D w płaszczyźnie poprzecznej lub czołowej (MPR) z zaznaczonym położeniem końcówki "wirtualnego bronchoskopu". Podobnie rekonstrukcja trójwymiarowa jest używana jako obraz wspomagający nawigację [92].

Pole widzenia oraz perspektywa wirtualnego bronchoskopu w trakcie badania może być łatwo zmieniona. W dostępnym oprogramowaniu nie jest możliwe wykonanie precyzyjnych pomiarów w WB z uwagi na zależność obrazu od dobieranych parametrów perspektywy i głębi. WB można prezentować jako serię statycznych obrazów lub prezentacje dynamiczne (nawigacje).

Zastosowanie wirtualnej bronchoskopii TK

Ocena przed i po zabiegach interwencyjnych

WB może być pomocna przed planowaniem różnego rodzaju zabiegów śródoskrzelowych: implantacja stentów, laserowa fotokoagulacja, brachyterapia, wewnątrzoskrzelowa cryoterapia [16]. Przed implantacją stentów bardzo pomocna jest informacja odnośnie średnicy oskrzela, stopnia jego zwężenia oraz rozciągłości zmiany. Połączenie WB z obrazowaniem 3D pozwala na przedstawienie ogólnego stanu drzewa oskrzelowego oraz stosunku otaczających fizjologicznych lub patologicznych struktur [4]. Ferreti G. i współautorzy przedstawili WB jako doskonałe nieinwazyjne narzędzie do długoterminowej oceny oskrzeli po implantacji stentu [18]. Autorzy podkreślili możliwość oceny w WB obszarów położonych dystalnie od założonego stentu, zwłaszcza u pacjentów zgłaszających okresowe krwioplucia.

W planowaniu biopsji zmiany przez ścianę oskrzela, WB znajduje szczególne zastosowanie. Zwłaszcza przy połączeniu obrazu WB z obrazem uzyskanym na przekrojach poprzecznych lub czołowych. W literaturze można znaleźć doniesienia, w których stwierdzono znaczne zwiększenie liczby biopsji przezoskrzelowych zakończonych powodzeniem przy wsparciu WB [35]. Wprowadzenie nowych programów komputerowych pozwalających na przedstawienie ściany oskrzela jako półprzeźroczystej struktury, znacznie ułatwiło identyfikację powiększonych węzłów chłonnych.

Po zabiegu interwencyjnym WB odgrywa również istotną rolę w ocenie ewentualnych zwężeń [63]. Pozwala zlokalizować stent i ocenić jego położenie oraz stopień rozprężenia [16]. WB umożliwia ocenę szwów chirurgicznych po transplantacji płuca, lobektomii lub pneumonektomii [58].

Zastosowanie w pediatrii

Biorąc pod uwagę zdecydowanie mniejszą inwazyjność WB niż BF, można w indywidualnych przypadkach zastosować ten rodzaj badania [85]. Głównym wskazaniem do przeprowadzenia WB jest obecność anomalii rozwojowych takich jak zamknięcie oskrzeli, dodatkowe oskrzela, ale tylko w sytuacjach, kiedy dziecko ma nawracające zmiany zapalne [47,50]. Kircher i wsp. [45] udowodnili, że w

dużym procencie przypadków (73%) udało się uniknąć zbędnych badań bronchofiberoskopii u dzieci. Najnowsze doniesienia przedstawiają możliwość zastosowania WB dla oceny ciała obcego w oskrzelu w badaniu TK klatki piersiowej z użyciem wielorzędowej tomografii komputerowej o niskiej dawce promieniowania [48]. Jakość WB u dzieci, zwłaszcza u noworodków, jest znacznie niższa niż u dorosłych ze względu na mniejszą średnicę drzewa oskrzelowego. Sytuację znacznie poprawia użycie cienkiej warstwy, zwłaszcza w wielorzędowej TK. Następnym znaczącym utrudnieniem jest duża liczba artefaktów oddechowych, ponieważ brak jest możliwości uzyskania zatrzymanego oddechu [85].

Anomalie rozwojowe i malformacje

Wirtualna bronchoskopia może być użyta również do oceny, malformacji wrodzonych lub nabytych (dodatkowej oskrzela, uchyłki) [43]. Takie zmiany najczęściej nie wymagają interwencji lekarskiej, ale w wybranych przypadkach, przy obecności skomplikowanej patologii, w WB jest możliwość bez ograniczenia czasowego dokładnie przeanalizować zmianę. Swobodne, nieinwazyjne manewrowanie końcówką "bronchoskopu wirtualnego" stwarza znakomite możliwości oceny takiego rodzaju zmian. W tych przypadkach WB mogłaby być uzupełnieniem BF, zwłaszcza, że dane potrzebne do generowania obrazów WB są dostępne z podstawowego badania TK [52].

Narzędzie edukacyjne i naukowe

Oprócz wskazań klinicznych, WB może być użyta jako narzędzie naukowe i edukacyjne. Przede wszystkim WB jest wykorzystywana do nauki anatomii drzewa oskrzelowego jako znakomite, nieinwazyjne narzędzie w szkoleniu bronchoskopistów w symulowanych warunkach, zbliżonych do realnych [9,12]. Poza tym pomaga zaplanować badanie bronchofiberoskopowe i następnie wykonać tę procedurę szybciej i sprawniej [5].

Wady wirtualnej bronchoskopii TK

Ograniczeniem WB jest brak możliwości oceny błony śluzowej drzewa oskrzelowego. Chociaż kształt zmiany może być łatwo oceniony, to takie cechy jak zmiana koloru błony śluzowej, jej nieregularność nie może być uwidoczniona. Jeszcze jednym ograniczeniem wirtualnej bronchoskopii pozostaje brak możliwości wykonania procedur diagnostycznych dostępnych w przypadku BF (biopsja, płukanie oskrzelowo-pęcherzykowe) [28]. Źródłem błędów może być nagromadzenie wydzieliny oskrzelowej lub skoagulowanej krwi co utrudni bądź uniemożliwia prawidłową interpretację w WB. W takich sytuacjach w bronchofiberoskopii można wydzielinę lub krew usunąć przez przepłukiwanie lub odessanie.

Zalety wirtualnej bronchoskopii TK

Jest to nieinwazyjna technika a dawka promieniowania nie jest większa od standardowego badania TK klatki piersiowej. Dostarcza informację dotyczącą lokalizacji, stopnia zwężenia i rozległości zmiany, a także przedstawia stan dystalnych dróg oddechowych poza zwężeniem. Narzędzie to jest w stanie dostarczyć użyteczną informację w oszacowaniu wykonalności anatomicznej segmentektomii, a także pozwala zaplanować zabiegi wewnątrzoskrzelowe u pacjentów z procesem nowotworowym w obrębie klatki piersiowej [19].

Według opinii różnych badaczy WB, może znaleźć zastosowanie w szczególnych zastosowaniach klinicznych takich jak przetoki tchawiczo-przełykowe [52,84], stany po transplantacji płuca [58,81], pozabiegowe zespolenia, diagnostyka ciała obcego w drzewie oskrzelowym [48].

Bronchofiberoskopia i WB nie powinny być traktowane jako metody konkurencyjne. Wirtualna bronchoskopia powinna być raczej rozpatrywana jako technika komplementarna.

W przyszłości rozwój systemów wTK z dalszym zwiększeniem rozdzielczości i redukowaniem czasu skanowania powinien jeszcze bardziej podnieść jakość WB, szczególnie w ocenie oskrzeli o małej średnicy – segmentarnych i subsegmentarnych, które leżą równolegle płaszczyzny skanowanej warstwy [32].

W licznych badaniach stwierdzono, że wirtualna bronchoskopia tomografii komputerowej (WBTK) jest obiecującą nieinwazyjną techniką oceny drzewa oskrzelowego w zakresie lokalizacji zmian nowotworowych i ocenie stopnia zwężenia oskrzeli. Stwierdzono jednocześnie, że wymaga dalszych szczegółowych badań oceniających jej skuteczność [17,34,70,92]. Temu celowi służy podjęta praca.

2. Cele pracy

- 1. Opracowanie optymalnej metodyki badania drzewa oskrzelowego z użyciem techniki wirtualnej bronchoskopii TK.
- 2. Ocena skuteczności diagnostycznej wirtualnej bronchoskopii tomografii komputerowej w ocenie zmian nowotworowych płuc.
- 3. Ocena wpływu zastosowanego sprzętu TK na uzyskane wyniki wskaźników skuteczności diagnostycznej.

3. Materiał i Metoda

W celu opracowania optymalnej metodyki badania drzewa oskrzelowego z użyciem techniki wirtualnej bronchoskopii TK, w pierwszym etapie przeprowadzono badanie fantomu, ustalając optymalne protokoły badania WB dla jedno i szesnastorzędowej TK. W drugim etapie wykorzystano te parametry do badania pacjentów z rozpoznaniem zmian nowotworowych w obrębie drzewa oskrzelowego.

3.1 Część eksperymentalna – badanie TK fantomu

Dla badania skonstruowano fantom, który składał się z cienkościennego plastikowego cylindra o średnicy 6.5 cm z przymocowanymi do wewnętrznej ściany, wzdłuż okręgu, kulkami o średnicy od 1 do 10 mm. Kulki były zbudowane z modeliny i przymocowane do ściany cylindra przy pomocy kleju cyjanoakrylowego (ryc. 27, 30). Fantom poddano serii badań zmieniając parametry w taki sposób, aby ustalić optymalne warunki akwizycji wykorzystywanych w badaniu aparatów TK. Szczegółowej analizie poddano następujące parametry: szerokość kolimacji, szerokość warstwy, wartość pitch oraz odstęp rekonstrukcji; stanowią podstawę do uzyskania obrazu w TK i WB.

Fantom badano przy zastosowaniu:

- jednorzędowego skanera TK HeliCat Flash (Philips Medical System) w Zakładzie Radiologii Szpitala Uniwersytetskiego w Krakowie.
- szesnastorzędowego skanera TK Mx8000 IDT 16 (Philips Medical System) w Szpitalu Uniwersyteckim w Leuven, w Belgii (ryc. 25).

Parametry badania dla skanera jednorzędowego:

- Szerokość warstwy: 1.1; 2.7; 8.8 mm (dla pitch 1 ze względu na ograniczenia aparatu użyto zbliżonych wartości 1.3, 3.2, 10.4),
- Pitch 0.7, 1, 1.5 (najmniejsza możliwa wartość pitch w tym aparacie TK wynosiła 0.7),
- Odstęp rekonstrukcji: 50% i 100% szerokości warstwy,
- Czas obrotu lampy: 1 sek.

Parametry badania dla skanera szesnastorzędowego:

- Szerokość kolimacji: 16 x 0.75 mm oraz 16 x 1.5 mm. Szerokość warstwy: 0.75, 1, 2, 3, 5 mm przy kolimacji 16 x 0.75 oraz 2, 3, 5 mm przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5,
- Pitch: 0.5, 1, 1.5,
- Odstęp rekonstrukcji: 50% i 100% szerokości warstwy,
- Czas obrotu lampy: 0.5 sek.

W obydwu badaniach cylinder był położony w osi Z (równolegle do płaszczyzny stołu) (ryc. 28).

Uzyskane dane z obu ośrodków zapisywano w formacie DICOM i przesyłano do stacji roboczej "EasyVision" (Philips Medical System) w Leuven (ryc.29). Na tej samej stacji roboczej dokonywano oceny rekonstrukcji trójwymiarowych (3D) oraz obrazów wirtualnej endoskopii (WE) dla każdej z powyższych kombinacji. Następnie dokonywano analizy ilościowej i jakościowej uzyskanych obrazów.

Analiza ilościowa polegała na określaniu liczby uwidocznionych kulek wewnątrz cylindra na przekrojach poprzecznych, na obrazach 3D i w wirtualnej endoskopii.

Analiza jakościowa składała się z oceny jakości obrazów w rekonstrukcjach 3D i WE.

Analizowano obecność ewentualnych geometrycznych zniekształceń lub artefaktów. Geometryczne zniekształcenia definiowano jako występowanie zmiany kształtu kulek, natomiast artefakty jako obecność zniekształceń powierzchni kulek lub ścian cylindra. Oceny dokonywano wg 3 punktowej skali określonej w pracy Laghi A. i współautorów [49].

- I. Obraz 3D i WB jest optymalny (zarysy są ostre, bez geometrycznych zniekształceń i artefaktów).
- II. Obraz jest dobry (niewielkie zniekształcenia lub niewielkie artefakty).
- III. Obraz jest zły (zniekształcenia i artefakty znacznego stopnia).

Analizę jakościowej i ilościowej dokonywało dwóch niezależnych obserwatorów, a następnie ujednolicano i obiektywizowano na sesji wspólnej wyniki badania. Łącznie przeanalizowano 28 protokołów, 336 zmiennych w 112 obserwacjach z ośrodka w Krakowie i 48 protokołów, 576 zmiennych w 192 obserwacjach z ośrodka w Leuven.

3.2 Część kliniczna – badanie TK pacjentów

W niniejszej pracy badanie tomografii komputerowej wykonano u 154 osób z dwóch ośrodków – 98 osób w ośrodku w Krakowie i 56 osób w ośrodku w Leuven (ryc. 1). U wszystkich pacjentów wykonano także bronchofiberoskopię (BF).



Ryc. 1 Ogólna liczba zakwalifikowanych osób do badań TK

Pierwszą grupę, 98 osób (Grupa I) stanowili pacjenci badani przy zastosowaniu spiralnego jednorzędowego tomografu komputerowego w Zakładzie Radiologii Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie. Druga grupa (Grupa II), o liczebności 56 osób, była poddana diagnostyce z wykorzystaniem szesnastorzędowego tomografu w Szpitalu Uniwersyteckim w Leuven (Belgia). W obydwu ośrodkach analizę danych przeprowadzono retrospektywnie.

Grupa I

Grupę badaną w Krakowie stanowili pacjenci ze szpitala Specjalistycznego Chorób Płuc w Zakopanem. Podstawą kierowania do Zakładu Radiologii było przeprowadzenie wstępnego postępowania diagnostycznego – wywiad, badanie fizykalne, konwencjonalne zdjęcie klatki piersiowej.

W badanej grupie czas pomiędzy WB i BF wynosił średnio 4.47 ± 4.80 dni (0 – 14 dni). Bronchofiberoskopia oraz tomografia komputerowa w tym samym dniu zostały wykonane u 3 (3.1%) osób. Badanie BF wyprzedzało TK w przypadku 85 (86.7%) osób, a średni czas pomiędzy badaniami wyniósł 5.67 ± 3.82 dni (1 – 14 dni). U 10 (10.2%) osób najpierw wykonano TK, a następnie BF; odstęp między badaniami wynosił średnio 4.40 ± 2.12 dni (1 – 7 dni). W tabeli 2 przedstawiono charakterystykę badanej grupy.

Tab. 2	Charakterystyka	pacjentów	diagnozowanych	W	Zakładzie	Radiologii
	Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie					

mla ć		0/	wiek (lata)		
piec	n	7 0	$x\pm SD$	min - max	
mężczyźni	87	88.8	60.3 ± 8.0	43 - 79	
kobiety	11	11.2	53.6 ± 14	26 - 68	
razem	98	100	59.5 ± 9.0	26 - 79	

n – liczba pacjentów;

x – średnia;

SD - odchylenia standardowe;

min-minimalne wartości;

max - maksymalne wartości.

Na rycinie 2 przedstawiono rozkład płci w poszczególnych grupach wiekowych w grupie I.



Ryc. 2 Rozkład pacjentów według wieku z uwzględnieniem płci (n=98). Grupa I.

Większość pacjentów grupy I znajdowała się w przedziale wiekowym 60-69 lat.

Protokół badania BF

Bronchofiberoskopia była wykonywana przy zastosowaniu bronchoskopu firmy Pentax typu FB-18P. Czas badania wynosił około 30 min. Po przejściu instrumentem do wnętrza drzewa oskrzelowego oceniano jego obraz makroskopowy. W przypadku stwierdzenia zmian w ścianie drzewa oskrzelowego, pobierano z jego powierzchni wycinki do badania histopatologicznego. W sytuacjach, kiedy badanie TK było wykonano jako pierwsze, wyniki wirtualnej bronchoskopii nie były dostępne przed badaniem BF. W opisie BF były odnotowywane:

1. Lokalizacja zmian wg podziału na:

- I. oskrzela centralne
- II. oskrzela segmentarne

2. Stopień zwężenia oskrzeli

Stopień zwężenia światła oskrzela określono według trzy punktowej skali zaproponowanej przez Hoppe i wsp. [34]:

I stopień – zwężenie poniżej 1/3 światła oskrzela;

II stopień – zwężenie od 1/3 do 2/3 światła oskrzela;

III stopień – zwężenie powyżej 2/3 światła oskrzela;

Wynik BF kopertowano i odtajniono po przeprowadzeniu analizy WB i wprowadzeniu wyników WB do bazy danych przygotowanej w programie Access pakietu Microsoft Office 97 (ryc. 3).



Ryc. 3 Przykładowy formularz bazy danych

W przypadku obecności u jednego pacjenta więcej niż jednego zwężenia, każde z nich było analizowane oddzielnie - w ten sposób oceniono w badaniu WB łącznie 269 zwężeń.

Protokół badania TK

U wszystkich badanych wykonywano spiralną tomografię komputerową za pomocą jednorzędowego skanera HeliCat Flash (Philips Medical System).

Parametry badania:

- skan spiralny o czasie trwania do 40 sek,
- szerokość warstwy 2.7 mm,
- pitch 1.5,
- rekonstrukcja warstw 1.3 mm,
- czas obrotu lampy 1 sek.

Badanie wykonywano w pozycji leżącej na plecach na wdechu, w kierunku od głowy do stóp (craniocaudal). W pierwszym etapie wykonywano akwizycję bez środka kontrastowego, a następnie po dożylnym podaniu 70 ml (przepływ 2 ml/s, opóźnienie 50 sek.) niejonowego środka cieniującego, w celu lepszego obrazowania śródpiersiowych struktur naczyniowych. W celu ułatwienia utrzymania bezdechu, zalecano pacjentom wykonanie jednominutowej hyperwentylacji bezpośrednio przed badaniem.

Grupa II

Grupę drugą stanowili 56 pacjentów diagnozowanych w Zakładzie Radiologii Szpitala Uniwersyteckiego w Leuven. Warunki włączenia do badania były takie same jak w grupie I. Odstęp między badaniami wirtualnej bronchoskopii i bronchofiberoskopii w każdym przypadku wynosił maksymalnie 14 dni. W badanej grupie czas pomiędzy WB i BF wynosił średnio -0.41 ± 6.08 dni (0 – 14 dni). Bronchofiberoskopia oraz tomografia komputerowa w tym samym dniu zostały wykonane u 8 (14.3%) osób. Badanie BF wykonano przed TK u 19 (33.9%) osób i średnia wynosiła 6.05 ± 4.56 dni (1 – 14 dni). TK została wykonana przed BF u 29 (51.8%) osób a średni czas pomiędzy badaniami wynosił 4.76 ± 3.36 dni (1 – 12 dni). Tabela 3 przedstawia charakterystykę badanej grupy.

Tab. 3Charakterystyka pacjentów diagnozowanych w Zakładzie RadiologiiSzpitala Uniwersyteckiego w Leuven

n la á	n	%	wiek (lata)		
piec			$\mathbf{x} \pm \mathbf{S}\mathbf{D}$	min - max	
mężczyźni	47	83.93%	65.15 ± 8.4	50 - 82	
kobiety	9	16.07%	64.44 ± 18.8	38 - 88	
razem	56	100%	65.04 ± 10.53	38 - 88	

n-liczba pacjentów;

x – średnia;

SD - odchylenia standardowe;

min-minimalne wartości;

max – maksymalne wartości.

Na rycinie 4 przedstawiono rozkład płci w poszczególnych grupach wiekowych w grupie II.



Ryc. 4 Rozkład pacjentów według wieku z uwzględnieniem płci (n=56). Grupa II

Większość pacjentów grupy II znajdowało się w przedziale wiekowym 60-69 lat.

Protokół badania BF

Bronchofiberoskopia była przeprowadzana przy pomocy wideobronchoskopu Olympus typu BF160. Czas badania wynosił około 30 min. Po przejściu instrumentem do drzewa oskrzelowego oceniano jego obraz wnętrza makroskopowy. W przypadku uwidocznienia zmian w ścianie oskrzela, pobierano z jego powierzchni wycinki do badania histopatologicznego. Lokalizacja zmian i zabiegu stopień zwężenia oskrzeli były odnotowywane W opisie bronchofiberoskopii. Opis ten był podstawą do oceny stopnia zwężenia w drzewie oskrzelowym wg zasad przedstawionych dla grupy I.

Protokół badania TK

Tomografię komputerową wykonywano za pomocą szesnastorzędowego skanera TK Mx8000 IDT 16 (Philips Medical System).

Parametry badania wTK:

- szerokość kolimacji 16x0.75 mm,
- skan o czasie trwania do 22 sek,
- szerokość warstwy 1 mm,
- pitch 1.5,
- rekonstrukcja warstw 0.5 mm (50%),
- czas obrotu lampy 0.5 sek.

Badanie wykonywano w pozycji leżącej na plecach oraz na wdechu w kierunku od głowy do stóp. W pierwszej części badania przeprowadzono akwizycję bez środka kontrastowego. W drugim etapie podawano dożylnie niejonowy środek cieniujący w ilości 80 ml (przepływ 2 ml/s, opóźnienie 50 sek.).

Przetwarzanie danych obrazowych i uzyskiwanie obrazów WB

Po uzyskaniu danych obrazowych TK, w obydwu grupach, były one zapisywane w formacie DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) na płytach CD-ROM oraz przegrywane do konsoli satelitarnej "EasyVision" (Philips) do dalszej oceny (ryc. 29). W tym celu użyto oprogramowanie "Endo 3D" firmy Philips. Zastosowanie jednego oprogramowania do postprocessingu danych z dwóch aparatów TK pozwoliło na ujednolicenie opracowania rekonstrukcji w opcji WB. Użyto algorytmu rekonstrukcyjnego Volume Rendering. Wartości threshold były ustawione w zależności od średnicy ocenianych oskrzeli. Do oceny oskrzeli

centralnych użyto wartości –520 j. H., a do oceny oskrzeli segmentarnych stosowano wartość –720 j.H. [15]. W wyjątkowych przypadkach, przy obecności artefaktów w ścianie oskrzela, dobierano wartości threshold ręcznie i dla centralnych oskrzeli zakres wynosił od –400 do –550 j.H., dla segmentarnych od – 500 do –800 j.H.; na podstawie zaleceń pracy Hoppe H. i wsp. [32].

Nawigacje w wirtualnej bronchoskopii każdorazowo wykonywano rozpoczynając od tchawicy przez oskrzela centralne ku obwodowi. Czas wymagany do oceny jednego pacjenta wynosił od 15 do 45 min.

Analiza obrazów wirtualnej bronchoskopii TK

Wirtualna bronchoskopia była oceniana według wzorca określającego anatomię drzewa oskrzelowego do poziomu oskrzeli subsegmentarnych.

Na podstawie WB TK każdorazowo oceniano na takich samych zasadach jak w bronchofiberoskopii:

1. Lokalizację zmian w drzewie oskrzelowym wg podziału na:

- I. Oskrzela centralne,
- II. Oskrzela segmentarne.

2. Stopień zwężenia oskrzeli

Do określenia stopnia zwężenia posłużono się taką samą 3 stopniową skalę jak w BF:

I stopień – zwężenie poniżej 1/3 światła oskrzela, II stopień – zwężenie od 1/3 do 2/3 światła oskrzela, III stopień – zwężenie powyżej 2/3 światła oskrzela,

Uzyskiwane dane wprowadzano do specjalnie stworzonej do tego celu bazy danych w programie Access pakietu Microsoft Office 97 (ryc.4, str. 31).

Metody analizy statystycznej

Do opracowania baz danych i analizy statystycznej wyników wykorzystano oprogramowanie SAS System, wersja 8.1 (SAS Institute Inc., Cary, North Carolina, USA).

Do opisu cech ilościowych zastosowano średnią arytmetyczną (x), odchylenia standardowe (SD), wartość najmniejszą (min) i wartość największą (max). Obliczając wartości czułości, swoistości, dokładności rozpoznania, wskaźników predykcji dodatniej i ujemnej przyjęto następujące definicje [40]:

PD - liczba przypadków prawdziwie dodatnich = liczba uwidocznionych zwężeń nowotworowych w wirtualnej bronchoskopii i potwierdzonych w bronchofiberoskopii jako faktyczne zmiany.

FD - liczba przypadków fałszywie dodatnich = liczba zwężeń uwidocznionych w wirtualnej bronchoskopii jako zmiany i nie potwierdzonych w bronchofiberoskopii.

PU - liczba przypadków prawdziwie ujemnych = sytuacje w których nie stwierdzono zmian ani w wirtualnej bronchoskopii ani w bronchofiberoskopii.

FU - liczba przypadków fałszywie ujemnych = liczba zwężeń nie uwidocznionych w wirtualnej bronchoskopii, natomiast ujawnionych w bronchofiberoskopii.

Czułość określała zdolność metody WB do uwidocznienia zmiany w przypadkach, w których były one obecne w BF.

Czułość = PD/(PD+FU)

Swoistość określała zdolność WB do wykluczenia obecności zmiany w przypadkach, w których nie obserwowano zmian w BF.

Swoistość = PU/(PU+FD)

Dokładność rozpoznania określała liczba wyników prawdziwie ujemnych i prawdziwie dodatnich w całym materiale.

Dokładność rozpoznania = PD+PU/PD+PU+FD+FU.

Wskaźnik predykcji dodatniej informował o proporcji zmian, które w WB były poprawnie oceniane w stosunku do BF.

Wskaźnik predykcji dodatniej = PD/(PD+FD)

Wskaźnik predykcji ujemnej informował o proporcji przypadków, w których nie stwierdzono zmian w WB, w stosunku do BF.

Wskaźnik predykcji ujemnej = PU/(PU+FU).
Dodatkowo, zostało wykonane porównanie zgodności wyników WB i BF przy użyciu statystyki Kappa.

StatystykaKappa=2*(PD*PU–FD*FU)/[(PD+FU)*(FU+PU)+(PD+FD)*(FD+PU)]. Przy interpretacji wyników korzystano z tabeli przedstawiającej wartości statystyki Kappa i stopnie zgodności WB i BF (Tab. 4).

Wartość statystyki Kappa	Stopień zgodności WB i BF
< 0.10	brak
0.11 - 0.20	bardzo niski
0.21 - 0.40	niski
0.41 - 0.60	średni
0.61 - 0.80	wysoki
0.81 - 1.00	bardzo wysoki

Tab. 4 Interpre	tacja wy	ników 🛛	Kappa
-----------------	----------	---------	-------

Oceny różnic rozkładu stopni zwężenia w poszczególnych oskrzelach w WB w porównaniu do BF dokonywano przy zastosowaniu testu Chi-kwadrat. W przypadkach, w których wartość komórek była mniejsza niż 5 dodatkowo wykonywano test Fishera.

4. Wyniki

4.1 Część eksperymentalna – badanie TK fantomu

Badanie fantomu w jednorzędowej tomografii komputerowej

Analiza ilościowa

W ilościowej analizie oceniano liczbę uwidocznionych kulek w zależności od następujących parametrów: szerokość warstwy, odstęp rekonstrukcji, pitch.

Zestawienie wyników obrazowania fantomu z oceną liczby uwidocznionych kulek przedstawia tabela 5.

Tab. 5	Analiza ilościowa w jednorzędowej tomografii komputerowej
	Liczba obserwacji (w nawiasach podana czułość metody)

Pitch	Szerokość warstwy (mm)						
	1.1	2.7	8.8				
0.7	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)				
1	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)				
1.5	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)				

W obrazach wirtualnej endoskopii uwidoczniono wszystkie kulki fantomu przy zastosowaniu szerokości warstwy 1.1 i 2.7 mm. Czułość metody wyniosła przy tych wartościach 100%.

Przy zastosowaniu wartości 8.8 mm, najmniejszy element o średnicy 1 mm nie został uwidoczniony. Czułość metody wyniosła 90%. Zmiana parametrów odstępu rekonstrukcji i pitch nie miały wpływu na wyniki w analizie ilościowej.

Analiza jakościowa

W jakościowej analizie oceniano wpływ takich parametrów jak pitch, odstęp rekonstrukcji oraz szerokość warstwy na geometryczne zniekształcenia i artefakty. Zestawienie wyników obrazowania fantomu z oceną liczby geometrycznych zniekształceń i artefaktów przedstawia tabela 6.

Tal). 6	Analiza	jakości	iowa w	jednorzęd	lowej	TK.	Liczba	op	tymalnych,
		dobrych	lub	złych	wyników	W	zależi	ności	od	obecności
-		geometry	<i>y</i> cznych	zniekszt	tałceń lub a	rtefakt	tów			

		Optymalny	Dobry	Zły	р
	1.1	4	2	0	*1
Geometryczne zniekształcenia	2.7	2	3	1	†<0.01
	8.8	0	0	6	‡<0.025
	1.1	5	1	0	*0.20
	2.7	2	3	1	†<0.01

Geometryczne zniekształcenia i artefakty

*P – dla różnicy pomiędzy szerokością warstwy 1.1 i 2.7 mm

†P – dla różnicy pomiędzy szerokością warstwy 1.1 i 8.8 mm

[‡]P – dla różnicy pomiędzy szerokością warstwy 2.7 i 8.8 mm

Wpływ pitch

Wartość pitch miała niewielki wpływ na jakość rekonstrukcji wirtualnej endoskopii. Nie stwierdzono znaczących różnic między obrazami uzyskanymi przy użyciu wartości pitch 0.7 a 1. Zmniejszanie wartości pitch do 1 i 0.7, w porównaniu z pitch 1.5, przy stosowaniu warstw 8.8 mm powodowało wygładzenie obrazu najmniejszych elementów, pozostając bez wpływu na powstałe niewielkie zniekształcenia. Przy cieńszych warstwach pitch nie miał żadnego wpływu na jakość rekonstrukcji. Analizując zmiany jakości obrazów w zależności od pitch, nie stwierdzono różnicy pomiędzy poszczególnymi jego wartościami 0.7, 1 i 1.5 (p=1).

Wobec powyższego większy pitch może być stosowany bez straty jakości obrazowania.

Wpływ wartości odstępu rekonstrukcji

W ocenie jakości obrazów odstęp rekonstrukcji miał niewielkie znaczenie. Zmniejszenie odstępu rekonstrukcji do 50% (ryc. 31-33), w porównaniu z odstępem 100% (ryc. 34-36), powodowało zmniejszenie okrężnych artefaktów powierzchni kulek i ściany walca w przypadku szerokości warstwy 2.7 mm oraz 8.8 mm. Zmiana odstępu rekonstrukcji nie wpływała natomiast wcale na jakość obrazu w przypadku szerokości kolimacji 1.1 mm. Wyjątkiem była największa wartość pitch 1.5, gdzie zmniejszenie odstępów do 50% powodowało ustąpienie okrężnych artefaktów powierzchni walca przy wszystkich wartościach szerokości warstwy.

Wpływ szerokości warstwy na jakość obrazu

Szczegółowej analizie poddano serie obrazów z pitch 1.5 i odstępem rekonstrukcji 50%.

Przy zastosowaniu szerokości warstwy 1.1 mm otrzymano obrazy elementów najbardziej zbliżone do rzeczywistych bez geometrycznych zniekształceń i artefaktów.

Przy wartościach 2.7 mm uzyskano niewielkie zniekształcenia – elementy, zależnie od wielkości, przedstawione były jako słabo wydłużone elipsoidy lub kule, z niewielkimi okrężnymi artefaktami powierzchni. Słabo ujawniały się okrężne artefakty ściany walca (ryc. 31-36).

W przypadku wartości 8.8 mm uzyskano obrazy silnie zniekształcone – elementy kuliste jako walce lub silnie wydłużone elipsoidy, z silnymi okrężnymi ("schodkowymi") artefaktami na powierzchni. Wyraźnie widoczne były okrężne artefakty ściany walca.

Zmniejszenie szerokości warstwy wpływało na jakość obrazu. Przy użyciu warstwy 1.1 mm większość wyników oceniono jako optymalne, przy wartości 2.7 mm większość jako dobre, natomiast przy wartości 8.8 mm przeważały wyniki oceniane jako złe.

Na podstawie uzyskanych danych nie stwierdzono różnicy w jakości obrazów (ocena zniekształceń i artefaktów) kulek o różnych rozmiarach przy zastosowaniu

warstwy 1.1 mm czy 2.7 mm. Wobec powyższego, ta większa szerokość warstwy może być stosowana bez straty na jakości obrazowania.

Na podstawie analizy wyżej wymienionych parametrów ustalono jako optymalne: szerokość warstwy 2.7 mm, odstęp rekonstrukcji 50%, pitch 1.5.

Badanie fantomu w szesnastorzędowej tomografii komputerowej

Analiza ilościowa

W ilościowej analizie oceniano liczbę uwidocznionych kulek w zależności od następujących parametrów: szerokość kolimacji, szerokość warstwy, odstęp rekonstrukcji, pitch.

Zestawienie wyników obrazowania fantomu z oceną liczby uwidocznionych kulek przy zastosowaniu kolimacji 16 x 0.75 mm przedstawia tabela 7.

Tab. 7Analiza ilościowa w wTK, przy zastosowaniu kolimacji16 x 0.75 mmLiczba obserwacji (w nawiasach podana czułość metody)

Pitch	Szerokość warstwy (mm)							
	0.75	1	2	3	5			
0.5	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)			
1	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)	9 (90%)			

Przy kolimacji 16 x 0.75 mm i zastosowaniu szerokości warstwy 0.75, 1, 2 i 3 mm wirtualna endoskopia prawidłowo ujawniła wszystkie kulki. Czułość metody wyniosła 100%. Jedynym wyjątkiem stanowiła wartość 3 mm przy pitch 1, gdzie wirtualna endoskopia nie ujawniła jednomilimetrowej kulki. Czułość metody w tym wypadku wyniosła 90%. Przy zastosowaniu wartości 5 mm najmniejszy element o średnicy 1 mm był niedostrzegalny przy wszystkich wartościach pitch. Czułość metody w tych przypadkach wyniosła 90%. Zmiana parametrów odstępu rekonstrukcji nie miała wpływu na wyniki w analizie ilościowej przy zastosowaniu kolimacji 16 x 0.75 mm.

Zestawienie wyników obrazowania fantomu z oceną liczby uwidocznionych kulek przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm przedstawia tabela 8.

Ditah	Szerokość warstwy (mm)						
rnen	2	3	5				
0.5	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)				
1	10 (100%)	10 (100%)	9 (90%)				
1.5	10 (100%)	10 (100%)	8 (80%)				

Tab. 8Analiza ilościowa w wTK, przy zastosowaniu kolimacji16 x 1.5 mmLiczba obserwacji (w pawiasach podana czułość metody)

Przy zastosowaniu szerokości kolimacji 16 x 1.5 mm i szerokości warstwy 2 i 3 mm wirtualna endoskopia ujawniła wszystkie kulki w cylindrze. Czułość metody wyniosła 100%.

Przy szerokości warstwy 5 mm nie uwidoczniono najmniejszej kulki przy pitch 0.5 i 1. Poza tym, przy wartości pitch 1.5 również nie udało się uwidocznić kulek o średnicy 1 i 2 mm. Czułość w tych wypadkach wyniosła tylko 80%.

Zmiana parametrów odstępu rekonstrukcji nie miało żadnego wpływu na wyniki w analizie ilościowej przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm.

Analiza jakościowa

W jakościowej analizie oceniano wpływ takich parametrów jak pitch, odstęp rekonstrukcji, szerokość kolimacji oraz szerokość warstwy na geometryczne zniekształcenia i artefakty.

Zestawienie wyników obrazowania fantomu w aspekcie liczby geometrycznych zniekształceń i artefaktów przy zastosowaniu kolimacji 16 x 0.75 mm przedstawia tabela 9, a przy kolimacji 16 x 1,5 mm – tabela 10.

Wpływ pitch

Zwiększenie wartości pitch powodowało powstanie nieznacznych okrężnych artefaktów powierzchni elementów. Największe występowały przy wartości 1.5. Analizując zmiany jakości obrazów w zależności od pitch, nie stwierdzono różnicy pomiędzy poszczególnymi wartościami 0.5, 1 i 1.5 (p=1). Wobec powyższego większy pitch może być stosowany bez straty na jakości obrazowania.

Wpływ wartości odstępu rekonstrukcji

Odstęp rekonstrukcji w wielorzędowej TK (podobnie jak w jednorzędowej TK), miał niewielkie znaczenie. Chociaż zmniejszenie odstępów rekonstrukcji do 50%, w porównaniu z odstępem 100%, powodowało zmniejszenie okrężnych artefaktów powierzchni elementów i ściany cylindra, przy wszystkich parametrach.

Wpływ szerokości kolimacji i szerokości warstwy na jakość obrazu

Przy zastosowaniu szerokości kolimacji 16 x 0.75 mm i szerokości warstw wynoszących 0.75 i 1 mm uzyskane optymalne obrazy kulek. Tylko przy zastosowaniu odstępu rekonstrukcji wynoszącym 100% były widoczne niewielkie okrężne artefakty ściany walca a wyniki zostały ocenione jako dobre. Przy wartościach szerokości warstwy 2 i 3 mm obrazy w nieco większym stopniu były zaburzone geometrycznymi zniekształceniami zwłaszcza w przypadku mniejszych kulek (średnica od 1 do 5 mm). Przy większych kulkach (średnica od 6 do 10 mm) oceny były dobre, natomiast przy mniejszych kulkach od 1 do 5 mm większość obrazów zakwalifikowano do złych.

W przypadku wartości 5 mm, w większości przypadków, uzyskano obrazy silnie zniekształcone – z silnymi "schodkowymi" artefaktami powierzchni, ze zniekształceniami w postaci walców lub silnie wydłużonych elipsoid. Również ściana cylindra była zniekształcona przez okrężne "schodkowe" artefakty.

W tabeli 9 przedstawiono zestawienie wyników obrazowania fantomu w aspekcie liczby geometrycznych zniekształceń i artefaktów przy zastosowaniu kolimacji 16 x 0.75 mm, pitch 1.5 i wartości odstępu rekonstrukcji 50% i 100%.

	Szerokość	ć Liczba wyników					
	warstwy (mm)	Optymalny	Dobry	Zły			
	0.75	11	1	0			
	1	5	7	0			
Geometryczne zniekształcenia	2	1	6	5			
	3	0	5	7			
	5	0	2	10			
Artefakty	0.75	0	12	0			
	1	3	9	0			
	2	0	6	6			
	3	0	5	7			
	5	0	1	11			

Tab. 9	Analiza	jakościowa	W	wielorzędowej	TK.	Liczba	optymalnych,
	dobrych	lub złych wy	nikć	w przy zastosow	aniu k	colimacji	16 x 0.75 mm

Przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm, w porównaniu do kolimacji 16 x 0.75 mm, znacznie zmniejszyła się liczba optymalnych wyników przy ocenie geometrycznych zniekształceń i artefaktów. W tabeli 10 przedstawiono zestawienie wyników obrazowania fantomu w aspekcie liczby geometrycznych zniekształceń i artefaktów przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm, pitch 1.5 i wartości odstępu rekonstrukcji 50% i 100%.

Tab. 10Analiza jakościowa w wielorzędowej TK. Liczba optymalnych,
dobrych lub złych wyników w zależności obecności zniekształceń lub
artefaktów przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm

	Szerokość	Liczba wyników				
	(mm)	Optymalny	Dobry	Zły		
Geometryczne zniekształcenia	2	2	6	4		
	3	0	6	6		
	5	0	3	9		
	2	0	5	7		
	3	0	6	6		

W przypadku szerokości kolimacji wynoszącej 16 x 1.5 mm, tylko przy warstwie 2 mm większość obserwacji dotyczących geometrycznych zniekształceń było dobrych. Jednocześnie jednak, przy tej szerokości warstwy ujawniła się znaczna liczba okrężnych artefaktów (ryc. 37-39).

Przy stosowaniu warstw 3 mm, ujawniono jednakową liczbę obserwacji dobrych i złych, zmiana odstępu rekonstrukcji na 50% powodowała przewagę wyników ocenianych jako dobre.

W przypadku wartości 5 mm większość obserwacji było oceniono jako złe – obrazy zniekształcone, z okrężnymi ("schodkowymi") artefaktami powierzchni.

Na podstawie analizy wyżej wymienionych parametrów ustalono jako optymalne: kolimacja 16 x 0.75 mm, szerokość warstw 0.75, 1 i 2 mm, odstęp rekonstrukcji 50%, pitch 1.5.

W następnym etapie dokonano szczegółowej oceny obrazów wTK przy zastosowaniu tych parametrów. Wyniki zestawiono w tabeli 11.

Tab. 11Analiza jakościowa w wielorzędowej TK. Liczba optymalnych,
dobrych lub złych wyników w zależności obecności zniekształceń lub
artefaktów

	Szerokość	Li			
	(mm)	Optymalny	Dobry	Zły	р
Geometryczne zniekształcenia	0.75	6	0	0	*0.20
	1	4	2	0	†<0.02
	2	1	3	2	‡<0.025
Artefakty	0.75	0	6	0	*0.05
	1	3	3	0	†0.05
	2	0	6	0	‡ 1

Geometryczne zniekształcenia i artefakty

*P – pomiędzy szerokością warstwy 0.75 i 1 mm

†P-pomiędzy szerokością warstwy 1 i 2 mm

‡P – pomiędzy szerokością warstwy 0.75 i 2 mm

Zmniejszenie szerokości warstwy, podobnie jak w jednorzędowej TK, miało wpływ na jakość obrazu, zwłaszcza na powstanie geometrycznych zniekształceń. Przy wartościach szerokości warstw 0.75 i 1 mm stwierdzono większą liczbę optymalnych wyników w porównaniu do wartości 2 mm.

Na podstawie uzyskanych danych nie stwierdzono różnicy w identyfikowaniu geometrycznych zniekształceń przy zastosowaniu warstwy 0.75 mm i 1 mm (p=0.20). Wobec powyższego, ta większa szerokość warstwy może być stosowana bez straty na jakości obrazowania. Istotnie gorzej wyglądają wyniki uzyskiwane przy szerokości warstwy 2 mm w porównaniu do warstw 0.75 mm (p<0.025), czy 1 mm (p<0.02).

Przy ocenie artefaktów nie stwierdzono złych wyników przy zastosowaniu wszystkich ocenianych wartości. Najlepszy wynik uzyskano przy zastosowaniu wartości 1 mm (ryc. 41-43). Bardzo drobne artefakty w postaci nierówności ściany występowały przy wartości 0.75 mm.

Podsumowując, na podstawie przeprowadzonych badań ustalono optymalne parametry dla jedno i szesnastorzędowego aparatu TK, które zestawiono w tabeli 12.

Danamatu	Tomograf		
rarametr	jednorzędowy	szesnastorzędowy	
Szerokość warstwy (mm)	2.7	1	
Pitch	1.5	1.5	
Odstęp rekonstrukcji (mm/%)	1.3/50	0.5/50	
Kolimacja	2.7*	16 x 0.75	
Czas obrotu lampy (sek.)	1	0.5	

Tab. 12Optymalne parametry dla jedno i szesnastorzędowej TK

*W jednorzędowej TK wartość kolimacji jest równoznaczna wartości szerokości warstwy.

4.2 Część kliniczna – badanie TK pacjentów

W grupie 154 osób oceniono łącznie 4158 obszarów drzewa oskrzelowego, w tym 1386 centralnych i 2772 segmentarnych. Ogółem stwierdzono 262 zwężenia światła oskrzeli w bronchofiberoskopii i 269 w wirtualnej bronchoskopii u 125 badanych ze zwężeniami w drogach oddechowych. U 29 osób nie stwierdzono zwężeń w BF i WB.

Grupa I

W pierwszej grupie pacjentów, w bronchofiberoskopii uwidoczniono ogółem 143 zwężenia, a w wirtualnej bronchoskopii - 150.

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w zadanym regionie drzewa oskrzelowego. W tabeli 13 przedstawione są wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian we wszystkich oskrzelach.

Tab. 13	Wskazniki skuteczności dlag	nostycznej V zystkich osk	VB W trzelaci	odniesieniu h grupy I	do	BĿ	W
	Wskaźniki skuteczności	SZYSTRICH OSK		Wirtual	na		

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej	Bronchoskopia	Wirtualna bronchoskopia
Oceniane obszary (n)	2646	2646
Prawdziwie dodatnie (PD)	143	112
Prawdziwie ujemne (PU)	2503	2465
Fałszywie dodatnie (FD)		38
Fałszywie ujemne (FU)		31
Czułość (%)		78.3
Swoistość (%)		98.5
Dokładność (%)		97.4
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		74.7
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		98.8
Карра		0.75

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 112 zwężeń prawdziwie dodatnich, 38 zwężeń fałszywie dodatnich oraz 31 zwężeń fałszywie ujemnych. W diagnostyce zwężeń we wszystkich oskrzelach wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość - 78.3%, swoistość - 98.5% i dokładność rozpoznania 97.4%. Dodatnia wartość predykcyjna wynosiła 74.7%, ujemna wartość predykcyjna – 98.8%. Wartość statystyki Kappa – 0.75 co odpowiada wysokiemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

Oskrzela centralne

W bronchofiberoskopii uwidoczniono ogółem 116 centralnych zwężeń, a w wirtualnej bronchoskopii – 127. Porównanie ogólnej liczby zwężeń poszczególnych oskrzeli centralnych, widocznych w BF i WB przedstawiono w tabeli 14.

Nazwa oskrzela	BF/WB
Tchawica (Trachea)	12/11
Oskrzele główne prawe (RMB)	10/15
Oskrzele płata górnego prawego (RUB)	20/20
Oskrzele pośrednie (RINT)	8/9
Oskrzele płata środkowego (RMI)	17/16
Oskrzele płata dolnego prawego (RLB)	9/11
Oskrzele główne lewe (LMB)	17/21
Oskrzele płata górnego lewego (LUB)	11/15
Oskrzele płata dolnego lewego (LLB)	12/9
Razem zwężeń w BF/WB	116/127

Tab. 14Liczba zwężeń oskrzeli centralnych w grupie I

Największa zgodność pomiędzy badaniami BF i WB była obserwowana w oskrzelu płata górnego prawego (RUB), natomiast największa rozbieżność dotyczyła oskrzela głównego płuca prawego (RMB). Duża rozbieżność była widoczna również w oskrzelu głównym lewym (LMB) oraz w oskrzelu płata górnego lewego (LUB).

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w centralnych oskrzelach. W tabeli 15 przedstawione wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian w centralnych oskrzelach.

Walzaźniki akutaarnaźai	Oskrzela centralne		
diagnostycznej	Bronchoskopia	Wirtualna bronchoskopia	
Oceniane obszary (n)	882	882	
Prawdziwie dodatnie (PD)	116	99	
Prawdziwie ujemne (PU)	766	738	
Fałszywie dodatnie (FD)		28	
Fałszywie ujemne (FU)		17	
Czułość (%)		85.3	
Swoistość (%)		96.3	
Dokładność (%)		94.9	
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		78.0	
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		97.7	
Kappa		0.79	

Tab. 15Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do BF w
ocenie lokalizacji zmian centralnych oskrzeli grupy I

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 99 zwężeń prawdziwie dodatnich, 28 fałszywie dodatnich oraz 17 zmian fałszywie ujemnych. W diagnostyce zwężeń w centralnych oskrzelach wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość – 85.3%, swoistość – 96.3% i dokładność 94.9%. Dodatnia wartość predykcyjna wynosiła 78.0%, ujemna wartość predykcyjna – 97.7%. Wartość statystyki Kappa – 0.79 co odpowiada wysokiemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

Oskrzela segmentarne

Bronchofiberoskopia uwidoczniła ogółem 27 zwężeń w oskrzelach segmentarnych, natomiast w WB stwierdzono 23 obwodowe zwężenia. Porównanie ogólnej liczby zwężeń poszczególnych oskrzeli segmentarnych, uwidocznionych w BF i WB przedstawiono tabeli 16.

Nazwa oskrzela	BF/WB
Oskrzele segmentu szczytowego (RB1)	3/1
Oskrzele segmentu tylnego (RB2)	2/3
Oskrzele segmentu przedniego (RB3)	4/4
Oskrzele segmentu bocznego (RB4)	0/0
Oskrzele segmentu przyśrodkowego (RB5)	0/0
Oskrzele segmentu szczytowego (RB6)	0/0
Oskrzele segmentu podstawnego przyśrodkowego (RB7)	1/0
Oskrzele segmentu podstawnego przedniego (RB8)	0/0
Oskrzele segmentu podstawnego bocznego (RB9)	2/2
Oskrzele segmentu podstawnego tylnego (RB10)	0/0
Oskrzele segmentu szczytowego-tylnego (LB1+2)	3/3
Oskrzele segmentu przedniego (LB3)	4/6
Oskrzele języczka górne (LB4)	0/0
Oskrzele języczka dolne (LB5)	0/0
Oskrzele segmentu szczytowego (LB6)	2/3
Oskrzele segmentu podstawnego przedniego (LB8)	2/0
Oskrzele segmentu podstawnego bocznego (LB9)	2/0
Oskrzele segmentu podstawnego tylnego (LB10)	2/1
Razem zwężeń w BF/WB	27/23

 Tab. 16
 Liczba zwężeń oskrzeli segmentarnych w grupie I

W oskrzelach segmentarnych największą zgodność stwierdzono w oskrzelach segmentu przedniego (RB3), segmentu podstawnego bocznego (RB9) po stronie prawej oraz w oskrzelu segmentu szczytowo-tylnego (LB 1+2) po stronie lewej. Obie metody były zgodne w identyfikacji oskrzeli bez obecności zwężeń w ich obrębie: w oskrzelach segmentu bocznego (RB4), przyśrodkowego (RB5), szczytowego dolnego (RB6), podstawnego przedniego (RB8) oraz podstawnego tylnego (RB10) po stronie prawej. Nie stwierdzono również zwężeń po stronie lewej, w oskrzelach segmentów języczka górnego i dolnego (LB4 i LB5).

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w segmentarnych oskrzelach. W tabeli 18 przedstawione wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian w segmentarnych oskrzelach.

	Oskrzela segmentarne		
diagnostycznej	Bronchoskopia	Wirtualna bronchoskopia	
Oceniane obszary (n)	1764	1764	
Prawdziwie dodatnie (PD)	27	13	
Prawdziwie ujemne (PU)	1737	1727	
Fałszywie dodatnie (FD)		10	
Fałszywie ujemne (FU)		14	
Czułość (%)		48.1	
Swoistość (%)		99.4	
Dokładność (%)		98.6	
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		56.5	
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		99.2	
Kappa		0.51	

Tab. 17Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do BF w
ocenie lokalizacji zmian segmentarnych oskrzeli grupy I

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 13 zwężeń prawdziwie dodatnich, 10 – fałszywie dodatnich, 14 fałszywie ujemnych. W diagnostyce zwężeń w oskrzelach segmentarnych wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość – 48.1%, swoistość – 99.4%, dokładność rozpoznania – 98.6%. Wartość predykcyjne wynosiły odpowiednio: dodatnia – 56.5%, ujemna – 99.2%. Wartość statystyki Kappa – 0.51 co odpowiada średniemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

W diagnostyce segmentarnych zwężeń, wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB były znacznie niższe od analogicznych wskaźników uzyskanych w ocenie zwężeń oskrzeli centralnych. Czułość, wartość predykcyjna dodatnia, wartość statystyki Kappa wynosiły odpowiednio: 48.1%, 56.5% i 0.51 (tab. 17), podczas gdy w oskrzelach centralnych wyniosły: 85.3%, 78.0% i 0.79 (tab.15). Podczas gdy wartość statystyki Kappa w oskrzelach centralnych znajdowała się na poziomie wysokiej zgodności pomiędzy dwoma badanymi metodami, to w oskrzelach segmentarnych była na średnim poziomie.

Grupa II

W drugiej grupie pacjentów zarówno w BF jak i w WB uwidoczniono po 119 zwężeń.

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w zadanym regionie drzewa oskrzelowego. W tabeli 18 przedstawione wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian we wszystkich oskrzelach.

	Wskaźniki skuteczności	Bronchoskopia	Wirtualna	
Tab. 18	Wskaźniki skuteczności dia ocenie lokalizacji zmian we	gnostycznej WB wszystkich oskrzel	w odniesieniu do l lach grupy II	3F w

Wskażniki skuteczności	Branchaskania	Wirtualna
diagnostycznej	Бгонспоякоріа	bronchoskopia
Oceniane obszary (n)	1512	1512
Prawdziwie dodatnie (PD)	119	108
Prawdziwie ujemne (PU)	1393	1382
Fałszywie dodatnie (FD)		11
Fałszywie ujemne (FU)		11
Czułość (%)		90.8
Swoistość (%)		99.2
Dokładność (%)		98.5
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		90.8
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		99.2
Kappa		0.90

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 108 zwężeń prawdziwie dodatnich, 11 zwężeń fałszywie dodatnich oraz 11 zwężeń fałszywie ujemnych. W diagnostyce zwężeń we wszystkich oskrzelach wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość – 90.8%, swoistość – 99.2% i dokładność rozpoznania 98.5%. Dodatnia wartość predykcyjna wynosiła 90.8%, ujemna wartość predykcyjna – 99.2%. Wartość statystyki Kappa – 0.90 co odpowiada bardzo wysokiemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

Oskrzela centralne

W bronchofiberoskopii uwidoczniono ogółem 79 centralnych zwężeń, podczas gdy w wirtualnej bronchoskopii – 73. Porównanie ogólnej liczby zwężeń poszczególnych oskrzeli centralnych, widocznych w BF i WB przedstawiono w tabeli 19.

Nazwa oskrzela	BF/WB
Tchawica (Trachea)	10/10
Oskrzele główne prawe (RMB)	11/11
Oskrzele płata górnego prawego (RUB)	16/14
Oskrzele pośrednie (RINT)	4/4
Oskrzele płata środkowego (RMI)	8/8
Oskrzele płata dolnego prawego (RLB)	7/6
Oskrzele główne lewe (LMB)	7/5
Oskrzele płata górnego lewego (LUB)	8/7
Oskrzele płata dolnego lewego (LLB)	8/8
Razem zwężeń w BF/WB	79/73

Tab. 19Liczba zwężeń oskrzeli centralnych w grupie II

W grupie II stwierdzono dużą zgodność pomiędzy badaniami BF i WB. Największą rozbieżność stwierdzono w oskrzelu górnopłatowym (RUB) płuca prawego.

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w centralnych oskrzelach. W tabeli 20 przedstawione wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian w centralnych oskrzelach.

Tab. 20	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do BF w
	ocenie lokalizacji zmian centralnych oskrzeli grupy II

	Oskrzela centralne		
Wskaźniki skuteczności diagnostycznej	Bronchoskopia	Wirtualna bronchoskopia	
Oceniane obszary (n)	504	504	
Prawdziwie dodatnie (PD)	79	71	
Prawdziwie ujemne (PU)	425	423	
Fałszywie dodatnie (FD)		2	
Fałszywie ujemne (FU)		8	
Czułość (%)		89.9	
Swoistość (%)		99.5	
Dokładność (%)		98.0	
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		97.3	
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		98.1	
Карра		0.92	

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 71 zwężeń prawdziwie dodatnich, 2 fałszywie dodatnie oraz 8 zwężeń fałszywie ujemnych. Czułość w diagnostyce zwężeń w centralnych oskrzelach w WB wyniosła 89.9%, swoistość – 99.5% i dokładność rozpoznania – 98%. Dodatnia wartość predykcyjna wyniosła 97.3%, ujemna wartość predykcyjna – 98.1%. Wartość statystyki Kappa – 0.92 co odpowiada bardzo wysokiemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

Oskrzela segmentarne

Bronchofiberoskopia uwidoczniła ogółem 40 zwężeń w oskrzelach segmentarnych, natomiast WB uwidoczniła ogółem 46 obwodowych oskrzelowych zwężeń. Porównanie ogólnej liczby zwężeń poszczególnych oskrzeli segmentarnych, uwidocznionych w BF i WB przedstawiono w tabeli 21.

Tab. 21Liczba zwężeń oskrzeli segmentarnych w grupie II

Nazwa oskrzela	BF/WB
Oskrzele segmentu szczytowego (RB1)	4/5
Oskrzele segmentu tylnego (RB2)	3/4
Oskrzele segmentu przedniego (RB3)	3/4
Oskrzele segmentu bocznego (RB4)	3/3
Oskrzele segmentu przyśrodkowego (RB5)	2/2
Oskrzele segmentu szczytowego (RB6)	3/3
Oskrzele segmentu podstawnego przyśrodkowego (RB7)	3/3
Oskrzele segmentu podstawnego przedniego (RB8)	0/1
Oskrzele segmentu podstawnego bocznego (RB9)	0/2
Oskrzele segmentu podstawnego tylnego (RB10)	0/1
Oskrzele segmentu szczytowego-tylnego (LB1+2)	4/4
Oskrzele segmentu przedniego (LB3)	2/3
Oskrzele języczka górne (LB4)	5/5
Oskrzele języczka dolne (LB5)	4/2
Oskrzele segmentu szczytowego (LB6)	2/2
Oskrzele segmentu podstawnego przedniego (LB8)	1/1
Oskrzele segmentu podstawnego bocznego (LB9)	1/1
Oskrzele segmentu podstawnego tylnego (LB10)	0/0
Razem zwężeń w BF/WB	40/46

W oskrzelach segmentarnych stwierdzono dużą zgodność w wynikach badań BF i WB. Największa rozbieżność została odnotowana w oskrzelach segmentu podstawnego bocznego (RB9) po stronie prawej oraz po stronie lewej w dolnym oskrzelu języczka (LB5).

Na podstawie analizy lokalizacji zmian w BF i WB oceniano skuteczność diagnostyczną WB w odniesieniu do wyników BF w segmentarnych oskrzelach. W tabeli 22 przedstawione wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian w segmentarnych oskrzelach.

	Oskrzela se	egmentarne
Wskaźniki skuteczności diagnostycznej	Bronchoskopia	Wirtualna bronchoskopia
Oceniane obszary (n)	1008	1008
Prawdziwie dodatnie (PD)	40	37
Prawdziwie ujemne (PU)	968	959
Fałszywie dodatnie (FD)		9
Fałszywie ujemne (FU)		3
Czułość (%)		92.5
Swoistość (%)		99.1
Dokładność (%)		98.8
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)		80.4
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)		99.7
Карра		0.85

Tab. 22Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do BF w
ocenie lokalizacji zmian segmentarnych oskrzeli grupy II

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej obliczono po uzyskaniu następujących danych: 37 zwężeń prawdziwie dodatnich, 9 – fałszywie dodatnich, 3 fałszywie ujemne. W diagnostyce zwężeń w oskrzelach segmentarnych wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość – 92.5%, swoistość – 99.1%, dokładność rozpoznania – 98.8%. Dodatnia wartość predykcyjna wyniosła 80.4%, ujemna wartość predykcyjna – 99.7%. Wartość statystyki Kappa – 0.85 co odpowiada bardzo wysokiemu stopniu zgodności pomiędzy BF i WB.

W diagnostyce segmentarnych zwężeń wskaźniki skuteczności diagnostycznej były bardzo zbliżone do odpowiednich wskaźników w ocenie zwężeń oskrzeli centralnych. W obrębie oskrzeli segmentarnych czułość WB wyniosła 92.5% i była nieco wyższa w porównaniu do oskrzeli centralnych – 89.9%. Wskaźnik predykcji dodatniej oraz wartości statystyki Kappa były niższe i wyniosły 80.4% i 0.85, podczas gdy w oskrzelach centralnych 97.3% i 0.92 (tab. 20). Oznacza to, że zdolność metody WB w uwidocznieniu zmian zarówno w centralnych jak i w segmentarnych oskrzelach w 16-rzędowej tomografii komputerowej jest zbliżona do BF.

Porównanie skuteczności diagnostycznej WB w technice jednorzędowej i szesnastorzędowej – identyfikacja zwężeń.

W tabeli 23 zestawiono uzyskane wyniki wskaźników skuteczności diagnostycznej WB przy zastosowaniu jedno i wielorzędowej TK w stosunku do BF bez podziału na oskrzela centralne i segmentarne.

Tab. 23	Porównanie wskaźników skuteczności diagnostycznej WB w ocenie
	lokalizacji zmian wszystkich oskrzeli obu grup

Wskaźniki skuteczności diagnostycznej	Grupa I	Grupa II
Czułość (%)	78.3	90.8
Swoistość (%)	98.5	99.2
Dokładność (%)	97.4	98.5
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)	74.7	90.8
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)	98.8	99.2
Kappa	0.75	0.90

Wartości wszystkich współczynników są wyższe dla grupy II. Szczególnie większe są: czułość 90.8 % vs 78.3%, wskaźniki predykcji dodatniej 90.8% vs 74.7% oraz statystyki Kappa 0.90 vs 0.75.

W tabeli 24 zestawiono uzyskane wyniki wskaźników skuteczności diagnostycznej WB przy zastosowaniu jedno i wielorzędowej TK w stosunku do BF i przedstawiony został podział na oskrzela centralne i segmentarne.

Tab. 24	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji zmian							n		
	wszystkich	oskrzeli	obu	grup	Z	podziałem	na	oskrzela	centralne	i
	segmentarne	e								

Wskaźniki	Oskrzela					
skuteczności diagnostycznej	Centralne		Segme	ntarne		
	Grupa I	Grupa II	Grupa I	Grupa II		
Czułość (%)	85.3	89.9	48.1	92.5		
Swoistość (%)	96.3	99.5	99.4	99.1		
Dokładność (%)	94.9	98.0	98.6	98.8		
Wskaźnik predykcji dodatniej (%)	78.0	97.3	56.5	80.4		
Wskaźnik predykcji ujemnej (%)	97.7	98.1	99.2	99.7		
Kappa	0.79	0.92	0.51	0.85		

W oskrzelach centralnych WB cechuje się wysokimi wskaźnikami skuteczności diagnostycznej zarówno w komputerowej tomografii jednorzędowej jak również szesnastorzędowej, z niewielką przewagą techniki wielorzędowej.

W ocenie oskrzeli segmentarnych stwierdzono wyraźną przewagę WB w komputerowej tomografii szesnastorzędowej.

Ocena stopni zwężenia oskrzeli

Grupa I

W pierwszym etapie analizy badanej grupy oceniano łącznie stopnie zwężenia w oskrzelach centralnych i segmentarnych. W bronchofiberoskopii ze 143 zwężeń, 54 zakwalifikowano jako I stopnia (37.76%), 39 – II stopnia (27.27%) i 50 – III stopnia (34.97%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono 150 zwężeń, z których 51 oceniono jako I stopień (34%), 43 jako II (28.67%) a 56 jako III stopień (37.33%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 5.



Ryc. 5 Rozkład liczbowy ocenianych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I.

W następnym etapie analizowano osobno stopnie zwężenia w oskrzelach centralnych i segmentarnych.

Oskrzela centralne

W bronchofiberoskopii ze 116 zwężeń, 41 zakwalifikowano jako I stopnia (35.34%), 33 – II stopnia (28.45%) i 42 – III stopnia (36.21%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono 127 zwężeń, z których 45 oceniono jako I stopień (35.43%), 37 jako II stopień (29.13%), a 45 jako III stopień (35.43%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 6.



Ryc. 6 Rozkład liczbowy centralnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I.

Oskrzela segmentarne

W bronchofiberoskopii z 27 zwężeń, 13 zakwalifikowano jako I stopnia (48.15%), 6 – II stopnia (22.22%) i 8 – III stopnia (29.63%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono 23 zwężenia, z których 6 oceniono jako I stopień (26.09%), 6 jako II (26.09%) a 11 jako III stopień (47.83%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 7.



Ryc. 7 Rozkład liczbowy segmentarnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I.

W następnym etapie analizy badanej grupy oceniono zgodność wyników WB z wynikami BF. W tabeli 25 przedstawiona jest analiza ilościowa zwężeń uwidocznionych w BF i WB dla grupy I.

	Oskrzela centralne	Oskrzela segmentarne	Razem
Liczba ocenianych oskrzeli	882	1764	2646
Ogólna liczba zwężeń	144	37	181
Prawidłowo ocenione	90 (62.50%)	13 (35.14%)	103
Przeszacowane zwężenia	34 (23.61%)	10 (27.03%)	44
Niedoszacowane zwężenia	20 (13.89%)	14 (37.84%)	34

Tab. 25Stopniowanie zwężeń światła oskrzeli w wirtualnej bronchoskopii TK.
Grupa I

W oskrzelach centralnych, w WB uwidoczniono 144 zwężeń. Oceniając różnice rozkładu stopni zwężenia pomiędzy BF a WB w oskrzelach centralnych 90 zwężeń zostało prawidłowo określonych w wirtualnej bronchoskopii. W 34 przypadkach WB przeszacowała stopień zwężenia, a w 20 oceny były niedoszacowane.

W oskrzelach segmentarnych w WB uwidoczniono 37 zwężeń. Prawidłowe wyniki odnotowane w 13 przypadkach, przeszacowano 10 zwężeń, a 14 zwężeń zostało niedoszacowanych.

Grupa II

Podobnie jak w grupie I, w pierwszym etapie analizy oceniano łącznie stopnie zwężenia w oskrzelach centralnych i segmentarnych. W bronchofiberoskopii ze 119 zwężeń, 29 zakwalifikowano jako I stopnia (24.37%), 13 – II stopnia (10.92%) i 77 – III stopnia (64.71%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono również 119 zwężeń, z których 22 oceniono jako I stopień (18.49%), 23 jako II (19.33%) a 74 jako III stopień (62.18%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 8.



Ryc. 8 Rozkład liczbowy ocenianych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II.

W następnym etapie analizy badanej grupy oceniano osobno stopnie zwężenia w oskrzelach centralnych i segmentarnych.

Oskrzela centralne

W bronchofiberoskopii ze 79 zwężeń, 25 zakwalifikowano jako I stopnia (31.65%), 7 – II stopnia (8.86%) i 47 – III stopnia (59.49%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono 73 zwężenia, z których 19 oceniono jako I stopień (26.03%), 13 jako II stopień (17.81%), a 41 jako III stopień (56.16%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 9.



Ryc. 9 Rozkład liczbowy centralnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II.

Oskrzela segmentarne

W bronchofiberoskopii z 40 zwężeń 4 zakwalifikowano jako I stopnia (10.00%), 6 – II stopnia (15.00%) i 30 – III stopnia (75.00%).

W wirtualnej bronchoskopii natomiast, uwidoczniono 46 zwężeń, z których 3 oceniono jako I stopień (6.52%), 10 jako II (21.74%), a 33 jako III stopień (71.74%). Zestawienie liczby poszczególnych stopni zwężenia, odpowiednio w BF i WB, przedstawiono na rycinie 10.



Ryc. 10 Rozkład liczbowy segmentarnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II.

W następnym etapie analizy badanej grupy oceniono zgodność wyników WB z wynikami BF. W tabeli 26 przedstawiona jest analiza ilościowa stopni zwężenia uwidocznionych w BF i WB dla grupy II.

Tab. 26	Stopniowanie zwężeń światła oskrzeli w wirtualnej bronchoskopii TK Grupa II					
		Oskrzela	Oskrzela	Razem		

	Oskrzela centralne	Oskrzela segmentarne	Razem
Liczba ocenianych oskrzeli	504	1008	1512
Ogólna liczba zwężeń	81	49	130
Prawidłowo ocenione	60 (74.07%)	33 (67.35%)	93
Przeszacowane zwężenia	5 (6.17%)	9 (18.37%)	14
Niedoszacowane zwężenia	16 (19.75%)	7 (14.29%)	23

W oskrzelach centralnych w WB uwidoczniono 81 zwężeń. Oceniając różnice rozkładu stopni zwężenia pomiędzy BF a WB należy stwierdzić, że w oskrzelach centralnych 60 zwężeń zostało prawidłowo określonych w wirtualnej bronchoskopii. W 5 przypadkach WB przeszacowała stopień zwężenia a w 16 oceny były niedoszacowane. W oskrzelach segmentarnych w WB uwidoczniono 49 zwężeń. Prawidłowe wyniki odnotowane w 33 przypadkach, przeszacowano 9 zwężeń, a 7 zwężeń zostało niedoszacowanych.

Porównanie skuteczności diagnostycznej WB w technice jedno i szesnastorzędowej – ocena stopnia zwężeń

W tabeli 27 przedstawiono porównawczą analizę ilościową stopnia zwężenia uwidocznionych w BF i WB dla obu grup.

Tab. 27Stopniowanie zwężeń światła oskrzeli w wirtualnej bronchoskopii TK
obu grup

	Grupa I	Grupa II	Razem
Liczba ocenianych oskrzeli	2646	1512	4158
Ogólna liczba zwężeń	181	130	311
Prawidłowo ocenione	103 (56.91%)	93 (71.54%)	196
Przeszacowane zwężenia	44 (24.31%)	14 (10.77%)	58
Niedoszacowane zwężenia	34 (18.78%)	23 (17.69%)	57

W 16-rzędowej TK 93 zwężeń zostało prawidłowo określonych w WB co wyniosło 71.55% od ogólnej liczby zwężeń. Analogiczny odsetek prawidłowych ocen WB w jednorzędowej TK wyniósł 56.91%. Również stwierdzono mniejszą liczbę zwężeń niedoszacowanych 17.69% vs 18.78%, jak i przeszacowanych 10.77% vs 24.31%.

5. Omówienie wyników i dyskusja

W badaniu wirtualnej bronchoskopii TK zasadnicze znaczenie mają dobór optymalnych wartości szerokości warstwy, szerokości kolimacji, pitch i odstępu rekonstrukcji. Optymalizacja wspomnianych parametrów ma bardzo istotne znaczenie, ponieważ zawyżenie takich parametrów jak szerokość warstwy i szerokość kolimacji powoduje zniekształcenie obrazu endoskopowego (walce i elipsoidy zamiast kul) lub powstawanie niewiarygodnego obrazu endoskopowego nie uwidoczniając wszystkich struktur. Z kolej zaniżenie szerokości warstwy, w jednorzędowej TK, powoduje wydłużenie czasu badania, zmniejszenie jego zasięgu oraz zwiększenie dawki promieniowania.

W przeprowadzonych badaniach fantomu oceniono związek zastosowanych parametrów w tomografii komputerowej z jakością obrazu i wyłoniono najlepsze protokoły dla jedno i 16 rzędowej tomografii.

5.1 Część eksperymentalna – badanie TK fantomu

Od momentu wprowadzenia techniki wirtualnej endoskopii TK w roku 1994 [95], jeszcze z użyciem jednorzędowej tomografii komputerowej, pojawiła się konieczność określenia wiarygodności otrzymywanych obrazów. Większość przeprowadzonych badań określała wiarygodność wirtualnej kolonoskopii. Praktycznie jedna praca eksperymentalna dotyczyła układu oddechowego.

W swojej pracy dotyczącej parametrów badania TK jelita cienkiego w opcji endoskopii wirtualnej z wykorzystaniem specjalnie zaprojektowanego fantomu jelita cienkiego Rogalla i wsp. [76], jako optymalne podali wartości: szerokość warstwy 3 mm, pitch 5/3 czyli ok. 1.67 oraz odstęp rekonstrukcji 2/3 czyli ok. 67%. W pracy Springera i wsp. [87] autorzy przedstawili fantom stworzony z jelita grubego świni, gdzie dodatkowo, metodą chirurgiczną, wszyto twory polipowate. W tej pracy udowodniono, że szerokość warstwy odgrywa najistotniejszą rolę w otrzymywaniu obrazów wirtualnej endoskopii. Autorzy ocenili również wpływ wartości pitch i doszli do wniosku, że istnieje w tym zakresie mniejsza zależność. Jednak zaproponowali aby stosować możliwe największe wartości. Spowodowane to zostało faktem, że przy zwiększonych wartościach pitch znacznie skracał się czas akwizycji badanego obszaru.

Rodenwaldt J. i wsp. [74] w pracy, mającej na celu określenie optymalnych parametrów badania TK górnych dróg oddechowych, w opcji endoskopii wirtualnej wykonanej na zwłokach, zalecali wybór szerokości warstwy 3 mm oraz pitch 1.5.

W pracy własnej postąpiono inaczej niż w przypadku dotychczasowych badań. Najpierw wykonywano serie skanów fantomu, a następnie po uwzględnieniu wyników zmodyfikowano protokoły i wykonano badania pacjentów.

Wyniki własnego eksperymentu wykazują, że największe znaczenie dla doboru optymalnych parametrów badania w jednorzędowej TK ma ustalenie szerokości warstwy. W szczególności wynika, że do celów rekonstrukcji w opcji endoskopii wirtualnej, zdecydowanie bezużyteczne są serie obrazów uzyskanych w badaniach TK z wykorzystaniem standardowych protokołów określających szerokość warstwy na 8 – 10 mm. Przy tych protokołach wyraźnie widoczne są znacznego stopnia artefakty i zniekształcenia obrazu.

Z tego względu, badania TK mające być źródłem danych dla endoskopii wirtualnej, muszą być zaplanowane inaczej. Analizując rezultaty własnego badania ustalono, że optymalną wartością dla TK jednorzędowej jest szerokość warstwy wynosząca około 3 mm. Dobór wartości pitch i odstępu rekonstrukcji ma mniejsze znaczenie. Optymalne wartości wyłonione na podstawie własnego eksperymentu wynoszą odpowiednio 1.5 i 50%.

Używając aparatu jednorzędowego i wykonując badanie TK z opcją WB można stwierdzić, że uzyskane wyniki są bardzo zbliżone do wyników cytowanych powyżej autorów. Chociaż badania u większości były wykonane w celu oceny jelita grubego, jednak ogólne zasady również odnoszą się do drzewa oskrzelowego.

Wprowadzenie techniki wielorzędowej nieco zmieniło planowanie badania TK drzewa oskrzelowego, szczególnie kiedy miały być oceniane oskrzela segmentarne w opcji WB.

Nie znaleziono w piśmiennictwie światowym prac eksperymentalnych fantomu imitującego drzewo oskrzelowe w badaniach WB w wielorzędowej TK. Natomiast zostały przeprowadzone badania, podobnie jak w przypadku tomografii jednorzędowej, określające wiarygodność rekonstrukcji wirtualnej kolonoskopii.

Ling i wsp. [55] oceniali elementy wypukłe fantomu jelita grubego pod kątem wpływu sposobu ułożenia fantomu, wielkości elementów wypukłych, szerokości

zastosowanej warstwy. Stwierdzono, że największe elementy fantomu (10 mm), z klinicznego punktu widzenia najbardziej znaczące, były widoczne zawsze, przy wszystkich ułożeniach i wszystkich możliwych szerokościach warstwy. Największa szerokość warstwy w tych badaniach wynosiła 5 mm.

W pracy Laghi i wsp. [49] oprócz elementów wpuklających się do światła fantomu zostały także przedstawione elementy wychodzące poza jego obrysy. W ten sposób autorzy usiłowali przedstawić obrazy nie tylko sztucznych polipów, ale również uchyłków i to o różnych rozmiarach w jelicie grubym. W tej pracy określając optymalne parametry w wielorzędowej TK autorzy przedstawili wyniki wskazujące na stopniowe zmniejszenie się czułości przy zwiększeniu szerokości warstwy. Najgorsze wyniki w cytowanej pracy odnosiły się do warstw 5 mm, a najlepsze przy zastosowaniu warstw 1 mm.

Podobne wyniki uzyskano w niniejszej pracy, gdzie nie były uwidocznione najmniejsze kulki o średnicy 1 mm, przy zastosowaniu warstwy 5 mm. Najwięcej optymalnych obserwacji stwierdzono przy wyborze warstw 0.75 i 1 mm, przy czym po przeprowadzeniu szczegółowej analizy tych parametrów nie stwierdzono różnicy w jakości obrazów przy zastosowaniu warstwy 0.75 mm i 1 mm. Wobec powyższego ta, nieco większa szerokość warstwy może być stosowana bez straty na jakości obrazowania. Dlatego więc, zalecaną i wystarczającą warstwą w badaniu wirtualnej bronchoskopii przy użyciu tomografii wielorzędowej jest 1 mm.

Wyniki przeprowadzonego eksperymentu wykazują, że w tomografii wielorzędowej, podobnie jak w tomografii jednorzędowej, największe znaczenie dla doboru optymalnych parametrów badania ma ustalenie szerokości warstwy. W tym miejscu należy zwrócić uwagę na istotną różnicę pomiędzy jednorzędową a wielorzędową TK.

W tomografii jednorzędowej pojęcia szerokość kolimacji i szerokość warstwy są równoznaczne i przebierają zawsze te same wartości.

Natomiast w tomografii wielorzędowej rozróżnia się szerokość kolimacji która jest iloczynem liczby rzędów i szerokości detektorów oraz szerokość warstwy, będącą parametrem procesu rekonstrukcji w dalszej obróbce danych.

Dzięki temu pojawiają się znaczne większe możliwości w wielorzędowej TK w porównaniu do tomografii jednorzędowej – istnieje możliwość w bardziej elastyczny sposób przetwarzać dane surowe uzyskane w procesie akwizycji.

Dodatkowo, zwiększenie liczby rzędów oraz skrócenie czasu obrotu lampy pozwoliło na zredukowanie czasu akwizycji przy jednoczesnej poprawie jakości obrazu.

Pierwszym i najważniejszym czynnikiem w wTK jest prawidłowy dobór odpowiedniej szerokości kolimacji. W stosowanym w niniejszej pracy, wielorzędowym aparacie TK, możliwe były dwie różne kolimacje: 16 x 0.75 mm i 16 x 1.5 mm. Przy pierwszej kolimacji uzyskiwano warstwy od 0.75 do 5 mm, natomiast przy kolimacji 16 x 1.5 najmniejsza możliwa do osiągnięcia warstwa wynosiła 2 mm, a największa 5 mm. Przy drugiej opcji (16 x 1.5 mm), nawet przy szerokości 2 mm, jakość uzyskiwanych obrazów była niezadowalająca, także przy odstępie rekonstrukcji 50%. Przy zwiększeniu szerokości warstwy, proporcjonalnie zwiększała się liczba złych obserwacji. Wobec powyższego, do oceny układu oskrzeli segmentarnych w opcji bronchoskopii wirtualnej w technice wielorzędowej bezużyteczne są serie obrazów uzyskanych w badaniach TK z wykorzystaniem protokołów określających szerokość warstwy na 2 - 5 mm, przy kolimacji 16 x 1.5 mm.

Na podstawie własnych wyników należy kierować się następującymi algorytmami. Do oceny oskrzeli centralnych można użyć następujące parametry: szerokość kolimacji 16 x 1,5 mm, szerokość warstwy – 2 mm, odstęp rekonstrukcji 50%, pitch 1,5. Ma to zastosowanie przy ocenie oskrzeli centralnych, np. klasyfikacja przetok tchawiczo-przełykowych, obecność i rodzaj anomalii rozwojowych, albo w badaniach przed planowanym zabiegiem wewnątrzoskrzelowym (biopsja przez ścianę oskrzela, stentowanie). Opinię tę potwierdzili McAdams i wsp. oraz Seeman i wsp. [58,82], w pracach dotyczących oceny drzewa oskrzelowego przed i po zabiegu interwencyjnym, którzy zalecali stosować podobnie parametry badania.

W sytuacjach klinicznych, kiedy powinien być oceniony – poza oskrzelami centralnymi – również układ oskrzeli segmentarnych, zaleca się (zgodnie z własnymi badaniami) stosować mniejszą kolimację: 16 x 0.75 mm oraz najmniejsze szerokości warstwy 0.75 i 1 mm przy pitch 1,5; przy czym parametr 1 mm był wystarczający bez straty na jakości obrazowania.

Do podobnego wniosku doszli Shinagawa i wsp. [83], w pracy, w której oceniano ogniska obwodowe przed ich nakłuciem przez ścianę oskrzela, przy zastosowaniu ultracienkiej bronchoskopii wspomaganej wirtualną bronchoskopią.

Podobne stanowisko przedstawili również De Wever i wsp. [15]. Autorzy określili zastosowanie wirtualnej bronchoskopii po wykonaniu ponad 400 badań i podkreślili, że najlepszą warstwą jest 1 mm.

Również w tomografii wielorzędowej, dobór wartości odstępu rekonstrukcji i pitch ma mniejsze znaczenie. Hara i wsp. [29] określili, że wartość odstępu rekonstrukcji wynosząca 50% jest wartością optymalną, ale jednocześnie zwrócili uwagę, że przy tej wartości uzyskuje się bardzo dużą liczbę obrazów poprzecznych, co w konsekwencji wydłuża proces rekonstrukcji, transferu oraz czas wtórnej rekonstrukcji 3D na stacji roboczej. Praca ta była wykonana w połowie lat 90. XX wieku. Obecnie jednak, w dobie ciągłego zwiększenia mocy obliczeniowej współczesnych komputerów i unowocześnienia dostępnych programów komputerowych do wtórnej obróbki danych, większa liczba uzyskiwanych obrazów nie jest aż takim dużym problemem. Wnioski pracy Hara i wsp. potwierdzili kolejni autorzy, którzy w swoich pracach zdecydowanie zalecali stosowanie 50% odstępu rekonstrukcji [3,13,76,96,97]. Wyniki pracy własnej pokrywają się z wyżej cytowanymi wnioskami. Dlatego zalecaną wartością odstępu rekonstrukcji w niniejszej pracy jest 50%.

Oceniając także wpływ wartości pitch na jakość uzyskanych obrazów, w artykule Neumann i wsp. [59] zaproponowali aby w protokole stosować najmniejszą z możliwych warstw dla danego aparatu przy maksymalnym pitch, argumentując, że przy takich wartościach jakość rekonstrukcji była najlepsza. Do podobnego wniosku doszli Laghi A. i wsp. [49] którzy zaobserwowali schodkowe artefakty pojawiające się w zależności od wzrostu wartości pitch do 1,5. Przy tej wartości pitch obraz miał bardziej zaznaczone artefakty, aczkolwiek zmniejszały się one przy zastosowaniu mniejszej szerokości warstwy. Stwierdzili, że przy szerokości warstwy 1 mm i odstępie rekonstrukcji 50% obraz był praktycznie bez zniekształceń i artefaktów, mimo wartości pitch 1,5.

W niniejszej pracy zmiana wartości pitch nie wpływała znamiennie na jakość otrzymywanych obrazów. Przy zwiększeniu wartości pitch, jedynie przy zastosowaniu grubszych warstw (3 i 5 mm), było obserwowane pojawianie się schodkowych artefaktów. Przy cieńszych warstwach, pitch nie miał żadnego wpływu na jakość rekonstrukcji, ale miał znaczący wpływ na czas akwizycji. Na przykład, czas badania fantomu (badany odcinek wynosił 81 mm) przy pitch 0.5 wynosił 8.28 sek., przy pitch 1 – 4.57 sek., natomiast przy pitch 1.5 czas akwizycji wyniósł tylko 3.29 sekundy.

W przeprowadzonych własnych badaniach eksperymentalnych fantomu, zarówno w jedno jak i wielorzędowej TK, zwrócono uwagę na jeszcze jeden czynnik. Było nim ustawienie fantomu w stosunku do płaszczyzny gantry. Zauważono, że na ścianach fantomu ustawionych równolegle do płaszczyzny gantry stwierdza się częste występowanie artefaktów pod postacią ubytków ścian. Stosowanie najcieńszych warstw (0.75 i 1 mm) z odstępem rekonstrukcji 50% spowodowało ustąpienie tych artefaktów i wtedy te, najbardziej podatne na artefakty ściany, były prawidłowo przedstawione. Nie występowały one w tych miejscach po zmianie ustawienia fantomu. Występowanie takiego zjawiska opisano jedynie w trzech pracach, zarówno Whiting i wsp. [97], jeszcze w badaniach w jednorzędowej TK oraz Hu i wsp. [36] i Laghi i wsp. [49] w pracach dotyczących wielorzędowej TK tłumaczac to tym, że było zjawisko tzw. cześciowej objętości.

Niezależnie od generacji aparatu TK, optymalne dla jakości obrazu staje się zmniejszenie się szerokości badanej warstwy. W przypadku jednorzędowej tomografii komputerowej, podobnie jak w szesnastorzędowej TK, parametrem o największym znaczeniu dla jakości obrazu jest szerokość warstwy a jej optymalna wartość wynosi ok. 2,7 mm a dla wielorzędowej TK – 1 mm.

Optymalne wartości pitch i odstępu rekonstrukcji wynoszą 1.5 i 50%, niezależnie od zastosowanego sprzętu (jedno lub wielorzędowy).
5.2 Część kliniczna – badanie TK pacjentów

Do standardowych procedur diagnostycznych przez planowanym zabiegiem operacyjnym u pacjentów ze zmianami nowotworowymi w obrębie drzewa oskrzelowego należą tomografia komputerowa oraz bronchofiberoskopia. Głównym zadaniem TK jest określenie stopnia zaawansowania nowotworu, a biopsji towarzyszącej bronchofiberoskopii, dodatkowo – określenie histopatologicznego rodzaju zmiany. Rozwój techniki TK pozwolił na przedstawienie drzewa oskrzelowego nie tylko na typowych przekrojach poprzecznych, pozwolił również przedstawić ten obraz także w rekonstrukcjach wielopłaszczyznowych i 3D [11].

Jednorzędowa TK

W roku 1994 na zjeździe Radiologów Ameryki Północnej Vining i wsp. [95] przedstawili nową technikę prezentacji drzewa oskrzelowego w TK – wirtualną bronchoskopię TK. Dwa lata później ukazały się pracę przedstawiające wstępne oceny nowej techniki, a zarazem próby określenia ich przydatności [54,57,94]. Wskazały one na wysoką czułość WB – do 90%, a także jej wysoką swoistość – do ok. 98%. Wyniki te dotyczyły możliwości wykrywania zwężeń jedynie w oskrzelach centralnych. Jednak większość autorów zalecała przeprowadzić dalsze, szczegółowe badania, zastrzegając się, że prezentują wstępne wyniki.

W pracy Rapp-Benhardt i wsp. [70] została oceniona czułość i swoistość wirtualnej bronchoskopii, a dodatkowo obrazów przekrojów poprzecznych w porównaniu do bronchofiberoskopii. Okazało się, że czułość WB w tych badaniach określono na 93.8% przy 99.7% swoistości, podczas gdy czułość badania w wykrywaniu zmian widocznych na przekrojach poprzecznych wyniosła 92.9% przy 100% swoistości. Przy czym znacznie mniejsza była ilość ocen niedoszacowanych w WB w porównaniu do oceny przekrojów poprzecznych - 8 : 15. Autorzy tej pracy zwrócili również uwagę na fakt, iż na przekrojach poprzecznych bardzo trudno było ocenić rozległość zmiany nowotworowej. Tego problemu nie stwierdzono w WB, gdzie dokładnie była widoczna lokalizacja, stopień zwężenia oraz zakres nacieku. Autorzy również zwrócili uwagę duże korzyści rekonstrukcji na wielopłaszczyznowej (MPR) w ocenie rozległości nacieku. W tej pracy, podobnie jak w pracach innych autorów [54,57,94], została podkreślona konieczność komplementarnej oceny wszystkich rodzajów obrazów, nie tylko WB.

Fleiter i wsp. [23] w badaniach dotyczących centralnych zmian nowotworowych w obrębie drzewa oskrzelowego w jednorzędowej TK przedstawili wyniki, w których zwężenia dużego stopnia były doskonale widoczne. Grupa badawcza liczyła 20 osób, wśród których u 5 osób nie zostały uwidocznione dyskretne nacieki oraz ucisk z zewnątrz. Nie obliczono w tej pracy czułości i swoistości WB w stosunku do BF.

Rapp-Bernhard i wsp. [71] w pracy z roku 1998 oceniając możliwości WB w jednorzędowej TK w przypadkach nacieku raka przełyku na drzewo oskrzelowe przedstawili grupę 21 osób, w której nie stwierdzili statystycznie znaczących różnic w ocenie lokalizacji i stopnia zwężenia oskrzela w wirtualnej bronchoskopii i bronchofiberoskopii.

Z kolej Liewald i wsp. [54] przeanalizował grupę 30 osobową z potwierdzonym w badaniu BF centralnym naciekiem raka płuca u których wykonano badanie WB. Trzynaście zamknięć było dobrze widocznych zarówno w WB i BF. W dwóch przypadkach, przy obecności krytycznych zwężeń w drzewie oskrzelowym, udało się "przejść" wirtualnym bronchoskopem dalej i ocenić sytuacją poza przeszkodą. W pracy tej zwrócono uwagę na bardzo cenną właściwość WB – możliwość "przejścia" wirtualnym bronchoskopem poza zwężenie, a nawet zamknięte światło oskrzela. Na ten fakt zwrócili uwagę inni autorzy. Zgodnie ocenili, że uwidocznienie obszarów poza zwężeniem może mieć bardzo dużą wartość kliniczną [15,21,25].

Autor niniejszej pracy był współautorem pierwszego polskiego opracowania opisującego zastosowanie WB w TK. Praca ta ukazała się w 1999 roku. Przedstawiono w niej grupę 12 osób ze stwierdzonymi w badaniu BF zmianami w obrębie drzewa oskrzelowego. Było to opracowanie wstępne, w którym stwierdzono, że czułość zwężeń powyżej 50% światła oskrzela oraz całkowitych zamknięcia wynosiła 100%. Jednocześnie zwrócono uwagę na brak możliwości przedstawienia nacieku podśluzówkowego. Czułość WB w takich przypadkach wyniosła 0%. Jednak w obrazach TK w płaszczyźnie poprzecznej we wszystkich przypadkach zlokalizowano zmianę i oceniono, że nacieka ona ścianę oskrzela [92]. Dlatego, w takich sytuacjach, aby poprawić skuteczność WB, zaleca się oceniać obrazy WB łącznie z obrazami w przekrojach poprzecznych i rekonstrukcjami MPR. Zwracają na to uwagę także inni autorzy [25,33]. Dostępne oprogramowanie komputerowe pozwala na interaktywne obrazowanie rekonstrukcji 2D i 3D, przez to poprawia się sposób uwidocznienia zmian zarówno wewnątrz światła oskrzeli, jak i zmian położonych poza nim (ryc. 43). Dla każdej pozycji wirtualnego endoskopu zlokalizowanego wewnątrz oskrzeli istnieje możliwość jednoczasowej korelacji z towarzyszącymi obrazami poprzecznymi lub rekonstrukcjami MPR. Pojawia się wtedy możliwość oceny struktur znajdujących się poza światłem oskrzeli, które mogą mieć wartość kliniczną, np. przy ocenie powiększonych węzłów chłonnych lub poszerzonego łuku aorty. Również skoagulowana krew może imitować zwężenie lub zamknięcie światła w drzewie oskrzelowym i tylko dokładna ocena kształtu oraz staranne porównanie z warstwami porzecznymi mogą pozwolić na właściwe różnicowanie zmiany od znalezisk przypadkowych.

W porównaniu do przedstawionych opracowań, w pracy własnej nie przeprowadzono analizy skuteczności przekrojów poprzecznych oraz rekonstrukcji wielopłaszczyznowych. Z góry wiadomo, że połączenie różnych technik rekonstrukcyjnych znacznie zwiększa możliwości diagnostyczne WB. Realizując cele pracy porównywano bronchofiberoskopię i wirtualną bronchoskopię TK.

Analizując uzyskiwane, własne dane stwierdzono, że czułość WB w uwidacznianiu centralnie zlokalizowanych zwężeń, w porównaniu do BF, wyniosła 85.2% a swoistość – 96.3%. Inaczej kształtowały się wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w diagnostyce zwężeń oskrzeli segmentarnych, bowiem okazały się znacznie niższe od analogicznych wskaźników uzyskanych w ocenie zwężeń oskrzeli centralnych. Czułość wyniosła 48.1%, wartość predykcyjna dodatnia – 56.5%, a wartość współczynnika Kappa – 0.51. Przy tak niskich wartościach swoistość sięgała 99.4%, dokładność rozpoznania – 98.6%, a wartość predykcyjna ujemna – 99.2%. WB cechowała się wysoką skutecznością wykluczenia zmian w tych przypadkach, w których nie obserwowano patologii w BF, a jej możliwości w uwidocznianiu patologii są na średnim poziomie (Kappa – 0.51).

W związku ze stwierdzanymi niskimi wartościami niektórych wskaźników skuteczności diagnostycznej dokonano dodatkowej analizy w celu ustalenia przyczyny tego faktu. Po wnikliwej analizie wyników BF okazało się, że do błędnej interpretacji – stwierdzenie zwężenia w WB – dochodziło w oskrzelach głównych

obu płuc. Okazało się, że w tych przypadkach w BF uwidoczniono gęstą wydzielinę oskrzelową, która imitowała zwężenie w WB co było przyczyną rozbieżności wyników WB i BF (wyniki fałszywie dodatnie).

Autorzy pierwszych prac oceniających WB jako główną przyczynę fałszywie dodatnich wyników podawali artefakty ruchowe i oddechowe związane z ograniczeniem zdolności do dłuższego zatrzymywania oddechu [22,72]. Przyczyną tego był stosunkowo długi czas skanowania przy jednoczesnym stosowaniu cienkich warstw, co z kolej było związane z technicznymi ograniczeniami jednorzędowej TK [71,73].

W pracy własnej analizowano także możliwość określenia stopnia zwężenia oskrzela w jednorzędowej TK w zależności od ich lokalizacji.

Zdolność WB w określeniu stopni zwężenia oskrzeli w jednorzędowej TK zależała od lokalizacji zmian: w oskrzelach centralnych prawidłowo ocenionych zostało 62.50% zwężeń, przeszacowano stopień zwężenia w 23.61%, a niedoszacowano w 13.89% przypadków. Wyniki te są podobne do wyników uzyskanych w pracy Rapp-Bernhard i wsp. [70] gdzie prawidłowo ocenionych zostało 60% zwężeń, przeszacowano stopień zwężenia w 13.33%, a niedoszacowano w 26.67% przypadków.

W oskrzelach segmentarnych liczba prawidłowo ocenionych zwężeń sięgała poziomu 35.14%, natomiast przeszacowano stopień zwężenia w 27.03%, a niedoszacowano w 37.84% przypadków. Wyniki te wykazują bardzo niską zdolność oceny zmian w oskrzelach segmentarnych.

Wobec powyższego można stwierdzić, że w przypadku WB w jednorzędowej TK jej przydatność ogranicza się do możliwości oceny światła oskrzeli centralnych.

Wielorzędowa TK

Po wprowadzeniu wielorzędowej TK pojawiła się kolejna grupa prac oceniających wirtualną bronchoskopię w tomografii komputerowej z wykorzystaniem tej nowej techniki [21,24,26,44]. Stwierdzono, że TK z opcją WB pozwala również na ocenę dystalnych gałęzi drzewa oskrzelowego (istnieje możliwość osiągnięcia 4 i 5 generacji dróg oddechowych) niedostępnych w badaniu BF [32].

Khan i wsp. [44] porównywali szerokość warstwy 1,5 mm z szerokością warstwy 0.75 mm w 16 rzędowej TK, przy niezmienionych pozostałych parametrach i stwierdzili, że mniejsze wartości szerokości warstwy pozwalają na głębszą

penetrację w dalsze generacji dróg oddechowych. Autorom tej pracy udało się przedstawić oskrzela o średnicy poniżej 5 mm, a w pewnych przypadkach zakres nawet do oskrzeli ósmego podziału. Niestety, w tej pracy nie przedstawiono obliczeń czułości i swoistości WB, ponieważ nie przeprowadzono porównania z metodą referencyjną, czyli BF.

Dokładnej analizy wykorzystując wielorzędowy TK dokonali Finkelstein i wsp. [19] w roku 2002. Grupa badana liczyła 20 osób ze zmianami nowotworowymi płuc. W przypadku krytycznych zwężeń lub zamknięć światła drzewa oskrzelowego czułość WB wyniosła 100%. W przypadku zwężeń małego stopnia czułość WB wyniosła 82%, a w ocenie zmian śluzówkowych – 0%. Swoistość w tej pracy wyniosła 100% i nie zależała od stopnia zwężenia oskrzeli.

Rok później Finkelstein i wsp. [20] przedstawili pracę z większym materiałem, który liczył 44 osoby. Czułość WB w uwidocznieniu wewnątrzoskrzelowej patologii wyniosła 90%, również przy 100% swoistości.

Hoppe i wsp. [34] w roku 2002 dokładnie opisali wirtualną bronchoskopię w wielorzędowej TK, z uwzględnieniem oceny stopni zwężenia oskrzeli. Badanie dotyczyło tylko oskrzeli centralnych. Dodatkowo, oceniono przekroje poprzeczne i rekonstrukcje w dwóch płaszczyznach – czołowej i strzałkowej. W tej pracy czułość i swoistość wirtualnej bronchoskopii wynosiły odpowiednio 90.9% i 98.9%. Dokładność rozpoznania wynosiła 98% i była większa od dokładności uzyskiwanej tylko przy ocenie przekrojów poprzecznych (96%), rekonstrukcji w płaszczyźnie czołowej (96%) oraz płaszczyźnie strzałkowej (96.5%). Stwierdzono przy tym dobrą korelację pomiędzy WB i BF w ocenie stopnia zwężenia oskrzeli spowodowanego naciekiem zarówno wewnątrz światła, jak też uciskiem od zewnątrz.

W swojej następnej pracy Hoppe i wsp. [32] w roku 2004 przedstawili bardziej szczegółowa analizę skuteczności WB. Przede wszystkim, podzielili drzewo oskrzelowe na oskrzela centralne i segmentarne i osobno obliczyli wskaźniki skuteczności diagnostycznej. W przypadku oskrzeli centralnych czułość i swoistość metody wyniosła 90% i 96.6%, a w oskrzelach segmentarnych 90% i 95.6%. Dokładność rozpoznania zarówno w ocenie oskrzeli centralnych i segmentarnych wynosiła 95.5%.

We własnej pracy czułość WB w uwidacznianiu centralnie zlokalizowanych zwężeń wynosiła 89.9%, przy bardzo wysokiej swoistości – 99.5% i dokładności

rozpoznania – 98%. Dodatnia wartość predykcyjna wynosiła 97.3%, a ujemna – 98.1%. Wartość statystyki Kappa wyliczono na 0.92. Wyniki te wskazują na bardzo dużą zgodność w ocenie lokalizacji zwężeń BF i WB. W diagnostyce zwężeń w oskrzelach segmentarnych wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB wynosiły: czułość – 92.5%, swoistość – 99.1%, dokładność rozpoznania – 98.8%. Dodatnia wartość predykcyjna wyniosła 80.4%, a ujemna – 99.7%. Wartość statystyki Kappa wykazuje 0.85 – wskazuje również na bardzo dużą zgodność wyników WB i BF. W niniejszej pracy, wskaźniki czułości, swoistości oraz dokładności rozpoznania w ocenie oskrzeli segmentarnych są nieco wyższe w porównaniu do pracy Hoppe i wsp. [32] z roku 2004. Ten fakt można wytłumaczyć tym, że w niniejszej pracy stosowano system szesnastorzędowy, a w cytowanej – czterorzędowy. Chociaż w obu pracach szerokość warstwy była ustalona na 1 mm, to w cytowanej pracy nie użyto 50% odstępu rekonstrukcji, a tylko - 100%. Mogło to również mieć wpływ na wskaźniki skuteczności diagnostycznej.

Oceniając błędne rozpoznania obecności zwężeń w WB autor niniejszej pracy stwierdził, że błędna interpretacja wyników, najczęściej dotyczyła oskrzeli języczka (LB5), gdzie głównie obserwowano fałszywie dodatnie wyniki. Również często do błędnej interpretacji dochodziło w oskrzelach podstawnych płuca prawego. Poszukując odniesienia do tego spostrzeżenia w piśmiennictwie autor stwierdza, że podobne spostrzeżenia zawierają dwie pracy [32,44]. Hoppe i wsp. [32] opisali takie zjawisko tłumacząc je tym, że występuje ono w oskrzelach o przebiegu równoległym do płaszczyzny skanowanej warstwy. Z kolej Khan i wsp. [44] zaproponowali inne tłumaczenie błędnej interpretacji wyników WB w tej lokalizacji. Zauważyli, że w przypadkach, w których badanie BF zostało wykonano po WB, często ujawniano obecność wydzieliny oskrzelowej w miejscach gdzie WB określiła jako potencjalnie zmienione. Dlatego autorzy zalecili wykonanie 30 sekundowej hyperwentylacji płuc oraz wyksztuszenie ewentualnej wydzieliny oskrzelowej przed badaniem. Dodatkowo, autorzy [32,44] zalecili zwracać szczególną uwagę na kształt mas znajdujących się wewnątrz światła drzewa oskrzelowego, ponieważ według nich, wydzielina oskrzelowa ma charakterystyczny kształt i położenie.

Problem różnicowania nacieku i wydzieliny oskrzelowej podnieśli także Finkelstein i wsp. [20]. Autorzy ci zwrócili uwagę na fakt, że w wielorzędowej TK, bez dodatkowego narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące, można w dalszej obróbce wykonać rekonstrukcje wtórne przy zastosowaniu filtrów o wysokiej rozdzielczości (Super High-Resolution CT – SHR-CT). W ten sposób autorzy są zdania, że na obrazach SHR-CT, w porównaniu z obrazami konwencjonalnymi TK w płaszczyźnie poprzecznej, znacznie łatwiej można odróżnić zmiany lite od wydzieliny oskrzelowej. Dlatego autorzy proponują jak najczęściej stosować rekonstrukcje wtórne przy użyciu filtrów wyostrzających.

Zdaniem autora niniejszej pracy, źródłem błędów mogą być dwa zjawiska. Równoległe do płaszczyzny skanowania ułożenie oskrzeli sprzyja powstawanie zjawiska częściowej objętości, będącego źródłem błędów. Również zaleganie wydzieliny oskrzelowej może mieć wpływ na powstanie błędów. W swoim protokole autor stosował u wszystkich pacjentów 30 sekundową hyperwentylację przed wykonaniem akwizycji.

W materiale własnym zdolność WB w określaniu stopnia zwężenia oskrzeli w 16-rzędowej TK, podobnie do tomografii jednorzędowej, zależała od lokalizacji zmian. I tak, w oskrzelach centralnych, prawidłowo ocenionych zostało 74.07% ogólnej liczby zwężeń, a w oskrzelach segmentarnych wynik prawidłowo ocenionych zwężeń sięgał poziomu 67.35% ogólnej liczby zwężeń.

Autorzy cytowanej uprzednio pracy Hoppe i wsp. [32] stwierdzili, że zdolność WB do oceny stopnia zwężenia w oskrzelach centralnych i segmentarnych była wyższa niż w pracy własnej i wyniosła 94.7%.

Przyczyna rozbieżności wyników obu prac może wynikać z doboru badanych grup. Różnicę można wyjaśnić tym, że grupa własna liczyła 56 osób, a w cytowanej pracy tylko 20 osób. Również inny był rozkład różnych stopni zwężenia. W niniejszej pracy prawie połowa zwężeń została ocenione jako stopień II (zwężenie od 1/3 do 2/3 światła oskrzela), czyli najtrudniejszy do jednoznacznej oceny. Z kolej w pracy Hoppe i wsp. większość zwężeń była zaliczana do I lub III stopnia.

Na podstawie własnej pracy można stwierdzić, że wielorzędowa TK w ocenie drzewa oskrzelowego cechuje się bardzo wysokimi wskaźnikami skuteczności diagnostycznej w lokalizacji zmian, zarówno w obrębie oskrzeli centralnych, jak i w oskrzelach segmentarnych (ryc. 45, 46). Stwierdzono także wysoką zdolność określania stopni zwężenia centralnych i segmentarnych oskrzeli.

Porównanie WB w jednorzędowej i wielorzędowej TK

W roku 2005 opublikowano meta-analizę prac oceniających skuteczność wirtualnej bronchoskopii jako narzędzia w rozpoznawaniu i ocenie stopnia zaawansowania nowotworów płuc. Łącznie do tej analizy włączono 17 prac, w których zbadano 459 pacjentów. Czułość WB oceniona na 84%, a swoistość na 75%, co jeszcze raz potwierdziło wiarygodność tej metody [41]. Istotną wadą tej pracy jest brak oceny wpływu zastosowanego sprzętu TK na wskaźniki skuteczności diagnostycznej. Przede wszystkim nie porównano aparatów jedno i wielorzędowych.

W pracy własnej stwierdzono, że w oskrzelach centralnych WB cechowała się wysokimi wskaźnikami skuteczności diagnostycznej zarówno w tomografii jednorzędowej jak również wielorzędowej, z niewielką przewagą tomografii wielorzędowej. Czułość, swoistość i dokładność WB w jednorzędowej TK w stosunku do BF określono na 85.3%, 96,3% i 94.9%. Podczas gdy w wielorzędowej TK wskaźniki te wyglądały następująco: 89.9%, 99.4% i 98.0%. W ocenie oskrzeli segmentarnych stwierdzono wyraźną przewagę tomografii wielorzędowej. Czułość, swoistość i dokładność WB w wielorzędowej TK w stosunku do BF określono na 48.1%, 99.4% i 98.6%. Podczas gdy w wielorzędowej TK wskaźniki te wyglądały następująco: 92.5%, 99.1% i 98.8%.

Przeanalizowano stopnie zwężenia oskrzeli centralnych i segmentarnych w obu grupach. Porównując wyniki prawidłowo ocenionych oskrzeli stwierdzono, że 16-rzędowa TK pozwala na większą liczbę prawidłowo ocenionych oskrzeli. Liczba zwężeń wynosiła 71.5% ogólnej liczby zwężeń, podczas gdy w 1-rzędowej TK tylko 56.9%.

Reasumując, w pracy własnej autora stwierdzono, że wirtualna bronchoskopia w jednorzędowej TK pozwala na wiarygodną ocenę zmian wyłącznie w oskrzelach centralnych. Natomiast wirtualną bronchoskopię w wielorzędowej TK cechuje porównywalna do BF skuteczność diagnostyczna w ocenie zmian zarówno w oskrzelach centralnych, jak również w oskrzelach segmentarnych. W analizie stopni zwężenia oskrzeli liczba zgodnych z BF wyników była wyraźnie większa w wielorzędowej TK.

7. Wnioski

- 1. W metodzie badania drzewa oskrzelowego z użyciem techniki wirtualnej bronchoskopii TK winny być stosowane następujące, optymalne parametry:
 - a) w jednorzędowej TK, parametrem o największym znaczeniu dla uzyskiwania wysokiej jakości obrazu jest szerokość warstwy. W niniejszej pracy jej optymalna wartość wyniosła 2.7 mm. Dobór wartości pitch i odstępu rekonstrukcji ma mniejsze znaczenie, a optymalne ich wartości to odpowiednio 1.5 i 50%.
 - b) w szesnastorzędowej tomografii komputerowej, parametrem o największym znaczeniu dla jakości obrazu jest również szerokość warstwy a jej optymalna wartość to 1 mm. Taką warstwę uzyskujemy przy kolimacji 16 x 0.75 mm. Optymalne wartości pitch i odstępu rekonstrukcji były podobne do jednorzędowej TK i wynosiły 1.5 i 50%.
- 2. Porównując wskaźniki skuteczności diagnostycznej jednoznacznie wykazano, że wirtualna bronchoskopia w technice jednorzędowej TK pozwala na wiarygodną ocenę zmian tylko w oskrzelach centralnych. Wirtualna bronchoskopia w opcji wielorzędowej TK umożliwia dodatkowo na uzyskanie diagnostycznych obrazów również oskrzeli segmentarnych.
- 3. W rezultacie przeprowadzonych badań stwierdzono, że na uzyskane wyniki ma zdecydowany wpływ rodzaj zastosowanego sprzętu TK. W przypadku przeprowadzania diagnostyki radiologicznej dla oddziału chorób płuc (w tym uzyskiwanie diagnostycznych obrazów WB drzewa oskrzelowego), zakład radiologii winien być wyposażony w wielorzędowy aparat TK – optymalnie 16-rzędowy.

8. Streszczenie

Rak płuca jest jedną z najczęstszych przyczyn zgonów u pacjentów z chorobami nowotworowymi w większości krajów świata. Diagnostyka jest szczególnie istotna we wszystkich etapach rozwoju tego nowotworu złośliwego. Do wykrywania i ustalania stopnia zaawansowania raka płuca wg klasyfikacji TNM szczególne znaczenie ma tomografia komputerowa (TK). Najnowsze generacje tomografów komputerowych dzięki wprowadzeniu spiralnej TK, a następnie spiralnej wielorzędowej TK, umożliwiają wykonanie badania długich odcinków klatki piersiowej w czasie jednego wdechu. Postęp w dziedzinie tomografii komputerowej oraz komputerowego przetwarzania danych obrazowych pozwolił na wdrożenie do praktyki klinicznej nowej metody diagnostycznej w postaci wirtualnej bronchoskopii tomografii komputerowej (WBTK).

Celem niniejszej pracy było opracowanie optymalnej metodyki badania drzewa oskrzelowego z użyciem techniki wirtualnej bronchoskopii TK. Dodatkowo, dokonano oceny skuteczności diagnostycznej wirtualnej bronchoskopii tomografii komputerowej w ocenie zmian nowotworowych płuc. Ponadto, oceniono wpływ zastosowanego sprzętu TK na uzyskane wyniki wskaźników skuteczności diagnostycznej.

W celu opracowania optymalnej metodyki badania drzewa oskrzelowego z użyciem techniki wirtualnej bronchoskopii TK, w pierwszym etapie (część eksperymentalna), przeprowadzono badanie fantomu, ustalając optymalne protokóły badania WB dla jedno i wielorzędowej TK. W drugim etapie wykorzystano te parametry do badania pacjentów z rozpoznaniem zmian nowotworowych w obrębie drzewa oskrzelowego (część kliniczna).

W części eksperymentalnej skonstruowano fantom, który poddano serii badań zmieniając parametry w taki sposób, aby ustalić optymalne warunki akwizycji wykorzystywanych w badaniu aparatów TK. Szczegółowej analizie poddano następujące parametry: szerokości kolimacji, szerokości warstwy, wartości pitch oraz odstępu rekonstrukcji, które stanowią podstawę do uzyskania obrazu w TK i WB. Fantom, a następnie badanie pacjentów przeprowadzono przy zastosowaniu:

- jednorzędowego skanera TK HeliCat Flash (Philips Medical System) w Zakładzie Radiologii Szpitala Uniwersytetskiego w Krakowie.
- szesnastorzędowego skanera TK Mx8000 IDT 16 (Philips Medical System) w Szpitalu Uniwersyteckim w Leuven, w Belgii.

Stwierdzono, że niezależnie od generacji aparatu TK, istotnym parametrem pozostaje szerokość badanej warstwy. W przypadku jednorzędowej tomografii komputerowej jej optymalna wartość wyniosła ok. 2,7 mm, a dla wielorzędowej TK – 1 mm.

Optymalne wartości pitch i odstępu rekonstrukcji wyniosły 1.5 i 50% niezależnie od zastosowanego sprzętu (jedno lub wielorzędowy).

Po ustaleniu optymalnych warunków akwizycji wykorzystywanych w badaniu aparatów TK wykonano badanie u 154 osób z dwóch ośrodków – 98 osób w ośrodku w Krakowie i 56 osób w ośrodku w Leuven. Oceniano lokalizację zmian nowotworowych wg podziału na oskrzela centralne i segmentarne. Następnie, dokonano oceny stopnia zwężenia oskrzeli w odniesieniu do bronchofiberoskopii (BF).

Wykazano, że wirtualna bronchoskopia w jednorzędowej TK pozwala na wiarygodną ocenę zmian wyłącznie w oskrzelach centralnych. Natomiast wirtualną bronchoskopię w wielorzędowej TK cechuje porównywalna do BF skuteczność diagnostyczna w ocenie zmian zarówno w oskrzelach centralnych, jak również w oskrzelach segmentarnych.

W rezultacie przeprowadzonych badań stwierdzono, że na uzyskane wyniki ma zdecydowany wpływ rodzaj zastosowanego sprzętu TK. Wielorzędowa tomografia komputerowa precyzyjniej ocenia zmiany w drogach oddechowych przy znacznie skróconym czasie badania.

Summary

Lung cancer is one of the most common death causes for cancer in the world. Therefore, diagnostics of lung cancer plays significant role at all stages of this disease. One of the most accurate examinations used to diagnose lung cancer according to the TNM classification is Computed Tomography (CT). With the introduction of spiral CT and on later multislice CT, the latest generations of computed tomography systems allow to scan long segments of chest during a single breath hold. The improvements in CT scanner technology and in computer processing of images resulted in the introduction of a new diagnostic method of CT virtual bronchoscopy to the clinical practice.

The aim of the thesis was working out the optimal method of bronchial tree examination using CT virtual bronchoscopy and evaluation of the method for its diagnostic accuracy in the assessment of lung malignancies. Additionally, diagnostic accuracy of the used CT system was analyzed.

In the experimental phase of the study phantom examinations were performed to develop optimal method of diagnosing bronchial tree using CT virtual bronchoscopy and optimal protocols for the single and multislice CT virtual bronchoscopy were established.

In the clinical phase the parameters were used in the examinations of patients with the diagnosed malignant lesions in the bronchial tree.

The phantom used in the experimental phase was subjected to a series of examinations with the changing parameters to define optimal protocols of acquisition.

The following basic parameters necessary to obtain CT virtual bronchoscopy scans were analyzed: collimation width, slice width, pitch value and reconstruction interval. The experimental examinations on phantom and then the examinations in the patients were performed using:

- Single detector-row HeliCat Flash CT scanner (Philips Medical Systems) in the Department of Radiology of the University Hospital in Cracow,
- 16-detector-row Mx8000 IDT 16 CT scanner (Philips Medical System) in the University Hospital in Leuven, Belgium.

It was observed that independently of the generation of CT system, most important for the improvement of image quality is reducing the width of the examined slice. In case of the singleslice CT scanner optimal value was about 2,7 mm and the respective figure for the multislice CT scanner is 1 mm.

Optimal pitch value and reconstruction interval was 1,5 and 50%, independently of the used CT system (single or multislice CT scanner).

After establishing optimal acquisition parameters, the examination was conducted in 154 patients from two university centres. There were 98 patients enrolled into the study from the University Hospital in Cracow and 56 patients from the University Hospital in Leuven. Lung lesions were evaluated by their central and segmental localization in bronchial tree and subsequently the degree of bronchial tree stenosis was assessed.

It was shown that singleslice CT virtual bronchoscopy allows reliable evaluation of the lesions with central localization in the bronchial tree, while diagnostic accuracy of multislice CT virtual bronchoscopy is comparable with bronchofiberoscopy in the evaluation of lesions with central and segmental localization.

As a result of the conducted study it was concluded that the type of the used CT system has effect on the obtained results. Multislice CT is more accurate in assessing the lesions localized in the bronchial tree in considerably shorter time.

Piśmiennictwo

- Aquino S., Vining D. J.: Virtual bronchoscopy. Clin.Chest Med. 1999; 20 (4): 725-730.
- Bach P. B., Niewoehner D. E., Black W. C.: Screening for Lung Cancer: The Guidelines. Chest 2003; 123 (Suppl): 83-89.
- Beaulieu C. F., Napel S., Daniel N. L.: Detection of colonic polyps in a phantom model: implications for virtual colonoscopy data acquisition. J Comput Assist Tomogr. 1998; 22: 656-663.
- Burke A., Vining D. J., McGuirt W. F., Jr., Postma G., Browne J. D.: Evaluation of airway obstruction using virtual endoscopy. Laryngoscope 2000; 110 (1): 23-29.
- Buthiau D., Antoine E., Piette J. C., Nizri D., Baldeyrou P., Khayat D.: Virtual tracheo-bronchial endoscopy: educational and diagnostic value. Surg Radiol.Anat. 1996; 18 (2): 125-131.
- Byrd R. B., Carr D. T., Miller W. E., Payne W. S., Woolner L. B.: Radiographic abnormalities in carcinoma of the lung as related to histological cell type. Thorax 1969; 24 (5): 573-575.
- Chinn R. J., Yang G. Z., Congleton J., Mellor J., Geddes D. M., Hansell D. M.: Three-dimensional computed tomography bronchoscopy using clinical datasets: a comparison with fibreoptic bronchoscopy. Clin Radiol 1997; 52 (11): 830-836.
- Chrzan R., Urbanik A., Wojciechowski W., Bryll A.: Implementation and use of a PACS network in radiology department: own experience. Polish Journal of Radiology 2005; 70 (1): 82-89.
- Colt H. G., Crawford S. W., Galbraith O., III: Virtual reality bronchoscopy simulation: a revolution in procedural training. Chest 2001; 120 (4): 1333-1339.

- Corse D. A., Prakash U.: Anatomy for the Bronchoscopist. In: Prakash U., editor. Bronchoscopy. Raven Press, Ltd.; 1994, p. 13-42.
- 11. Costello P.: Spiral CT of the thorax. Semin.Ultrasound CT MR 1994; 15: 90-106.
- Crawford S. W., Colt H. G.: Virtual reality and written assessments are of potential value to determine knowledge and skill in flexible bronchoscopy. Respiration 2004; 71 (3): 269-275.
- Dachman A. H., Liebeman J., Osnis R. B.: Small simulated polyps in pig colon: sensitivy of CT virtual colonography. Radiology 1997; 203: 427-430.
- De Lange E., Mugler J. P., III, Brookeman J. R., Knight-Scott J., Truwit J. D., Teates C. D., Daniel T. M., Bogorad P. L., Cates G. D.: Lung Air Spaces: MR Imaging Evaluation with Hyperpolarized 3He Gas. Radiology 1999; 210 (3): 851-857.
- De Wever W., Vandecaveye V., Lanciotti S., Verschakelen J. A.: Multidetector CT-generated virtual bronchoscopy: an illustrated review of the potential clinical indications. Eur.Respir.J 2004; 23 (5): 776-782.
- 16. Di Simone M. P., Mattioli S., D'Ovidio F., Bassi F.: Three-dimensional CT imaging and virtual endoscopy for the placement of self-expandable stents in oesophageal and tracheobronchial neoplastic stenoses. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery 2003; 23 (1): 106-108.
- Ferretti G. R., Knoplioch J., Bricault I., Brambilla C., Coulomb M.: Central airway stenoses: preliminary results of spiral-CT-generated virtual bronchoscopy simulations in 29 patients. Eur.Radiol. 1997; 7 (6): 854-859.
- Ferretti G. R., Kocier M., Calaque O., Arbib F., Righini C., Coulomb M., Pison C.: Follow-up after stent insertion in the tracheobronchial tree: role of helical computed tomography in comparison with fiberoptic bronchoscopy. Eur.Radiol. 2003; 13 (5): 1172-1178.

- Finkelstein S., Summers R. M., Nguyen D. M., Stewart J. H., Tretler J. A., Schrump D. S.: Virtual bronchoscopy for evaluation of malignant tumors of the thorax. J Thorac.Cardiovasc.Surg. 2002; 123 (5): 967-972.
- Finkelstein S. E., Schrump D. S., Nguyen D. M., Hewitt S. M., Kunst T. F., Summers R. M.: Comparative evaluation of super high-resolution CT scan and virtual bronchoscopy for the detection of tracheobronchial malignancies. Chest 2003; 124 (5): 1834-1840.
- Finkelstein S. E., Summers R. M., Nguyen D. M., Schrump D. S.: Virtual bronchoscopy for evaluation of airway disease. Thorac.Surg.Clin. 2004; 14 (1): 79-86.
- Finkelstein S. E., Summers R. M., Nguyen D. M., Stewart J. H., Tretler J. A., Schrump D. S.: Virtual bronchoscopy for evaluation of malignant tumors of the thorax. J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 2002; 123 (5): 967-972.
- Fleiter T., Merkle E. M., Aschoff A. J., Lang G., Stein M., Gorich J., Liewald F., Rilinger N., Sokiranski R.: Comparison of real-time virtual and fiberoptic bronchoscopy in patients with bronchial carcinoma: opportunities and limitations. AJR Am.J.Roentgenol. 1997; 169 (6): 1591-1595.
- 24. Gilkeson R. C., Ciancibello L.: Virtual bronchoscopy: Technical Features and Clinical Applications. Appl Radiol 2003; 32 (4): 33-39.
- Gladish G. W., Haponik E. F.: Virtual Bronchoscopy. In: Bolliger C. T., Matchur P. N., editors. Interventional Bronchoscopy. Basel, Karger; 2000. p. 253-266.
- Gore M. A., Joshi A. R., Nagarajan G., Iyer S. P., Kulkarni T., Khandelwal A.: Virtual bronchoscopy for diagnosis of inhalation injury in burnt patients. Burns 2004; 30 (2): 165-168.
- 27. Haberkorn U., Schoenberg S. O.: Imaging of lung cancer with CT, MRT and PET. Lung Cancer 2001; 34 (3): 13-23.

- Haponik E., Aquino S. L., Vining D. J.: Virtual bronchoscopy. Clin.Chest Med 1999; 20 (1): 201-217.
- 29. Hara A. K., Johnson C. D., Reed J. E.: Reducing data size and radiation dose for CT colonoscopy. AJR Am J Roentgenol 1997; 168: 1181-1184.
- Hill C., van Beek E. J. R.: MRI of the chest: present and future. Imaging 2004; 16 (1): 61-70.
- 31. Hillers T. K., Sauve M. D., Guyatt G. H.: Analysis of published studies on the detection of extrathoracic metastases in patients presumed to have operable non-small cell lung cancer. Thorax 1994; 49 (1): 14-19.
- Hoppe H., Dinkel H. P., Walder B., von Allmen G., Gugger M., Vock P.: Grading airway stenosis down to the segmental level using virtual bronchoscopy. Chest 2004; 125 (2): 704-711.
- 33. Hoppe H., Thoeny H. C., Dinkel H. P., Zbaren P., Vock P.: [Virtual laryngoscopy and multiplanar reformats with multirow detector CT for detection and grading of upper airway stenosis]. Rofo Fortschr.Geb.Rontgenstr.Neuen Bildgeb.Verfahr. 2002; 174 (8): 1003-1008.
- Hoppe H., Walder B., Sonnenschein M., Vock P., Dinkel H. P.: Multidetector CT virtual bronchoscopy to grade tracheobronchial stenosis. AJR Am.J Roentgenol. 2002; 178 (5): 1195-1200.
- Hopper K. D., Lucas T. A., Gleeson K., Stauffer J. L., Bascom R., Mauger D. T., Mahraj R.: Transbronchial Biopsy with Virtual CT Bronchoscopy and Nodal Highlighting. Radiology 2001; 221 (2): 531-536.
- Hu H., He D., Foley D., Fox S. H.: Four-multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. Radiology 2000; 215: 55-62.
- 37. Hwang J. W., Lee J. M., Kim I. Y., Song I. H., Lee Y. H., Kim S.: A PCbased high-quality and interactive virtual endoscopy navigating system using 3D texture based volume rendering. Computer Methods and Programs in Biomedicine 2003; 71 (1): 77-84.

- Ikeda S., Yanai N., Ishikawa S.: Flexible bronchofiberscope. Keio J Med. 1968; 17 (1): 1-16.
- 39. Jabłonka S., Furmanik F.: Rozpoznawanie raka płuc w lecznictwie podstawowym. Medycyna Rodzinna 2000 (3-4): 17-24.
- Jędrychowski W.: Epidemiologia wprowadzenie do metody. Warszawa: PZWL; 1986.
- 41. Jones C. M., Athanasiou T.: Is virtual bronchoscopy an efficient diagnostic tool for the thoracic surgeon? Ann.Thorac.Surg. 2005; 79 (1): 365-374.
- Kalender W. A., Polacin A., Suss C.: A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. J Comput Assist Tomogr. 1994; 18 (2): 167-176.
- Karcaaltincaba M., Haliloglu M., Ekinci S.: Partial tracheal Duplication: MDCT Bronchoscopic Diagnosis. AJR Am.J.Roentgenol. 2004; 183: 290-292.
- 44. Khan M. F., Herzog C., Ackermann H., Wagner T. O., Maataoui A., Harth M., Abolmaali N. D., Jacobi V., Vogl T. J.: Virtual endoscopy of the tracheo-bronchial system: sub-millimeter collimation with the 16-row multidetector scanner. Eur.Radiol 2004; 14 (8): 1400-1405.
- Kirchner J., Laufer U., Jendreck M., Kickuth R., Schilling E. M., Liermann D.: [Virtual bronchoscopy in the child using multi-slice CT: initial clinical experiences]. Rontgenpraxis 2000; 53 (3): 87-91.
- Klingenbeck-Regn K., Schaller S., Flohr T., Ohnesorge B., Kopp A. F., Baum U.: Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. European Journal of Radiology 1999; 31 (2): 110-124.
- Konen E., Katz M., Rozenman J., Ben Shlush A., Itzchak Y., Szeinberg A.: Virtual bronchoscopy in children: early clinical experience. AJR Am.J.Roentgenol. 1998; 171 (6): 1699-1702.

- Kosucu P., Ahmetoglu A., Koramaz I., Orhan F., Ozdemir O., Dinc H., Okten A., Gumele H. R.: Low-Dose MDCT and Virtual Bronchoscopy in Pediatric Patients with Foreign Body Aspiration. Am.J.Roentgenol. 2004; 183 (6): 1771-1777.
- Laghi A., Iannaccone R., Mangiapane F., Piacentini F., Iori S., Passariello R.: Experimental colonic phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. Eur.Radiol. 2003; 13 (3): 459-466.
- Lam W. W., Tam P. K., Chan F. L., Chan K. L., Cheng W.: Esophageal atresia and tracheal stenosis: use of three-dimensional CT and virtual bronchoscopy in neonates, infants, and children. AJR Am.J.Roentgenol. 2000; 174 (4): 1009-1012.
- Lardinois D., Weder W., Hany T. F., Kamel E. M., Korom S., Seifert B., von Schulthess G. K., Steinert H. C.: Staging of Non-Small-Cell Lung Cancer with Integrated Positron-Emission Tomography and Computed Tomography. N Engl J Med 2003; 348 (25): 2500-2507.
- Le S. D., Lam W. W., Tam P. K., Cheng W., Chan F. L.: H-type tracheooesophageal fistula: appearance on three-dimensional computed tomography and virtual bronchoscopy. Pediatr.Surg.Int. 2001; 17 (8): 642-643.
- 53. Lee K. S., Yoon J. H., Kim T. K., Kim J. S., Chung M. P., Kwon O. J.: Evaluation of tracheobronchial disease with helical CT with multiplanar and three-dimensional reconstruction: correlation with bronchoscopy. Radiographics 1997; 17 (3): 555-567.
- Liewald F., Lang G., Fleiter T., Sokiranski R., Halter G., Orend K. H.: Comparison of virtual and fiberoptic bronchoscopy. Thorac.Cardiovasc.Surg. 1998; 46 (6): 361-364.
- 55. Ling S. H., Summers R., Loew M. H., McCollough C. H., Johnson C. D.: Computer-Aided Detection of Polyps in a Colon Phantom: Effect of Scan

Orientation, Polyp Size, Collimation, and Dose. J Comput Assist Tomogr. 2002; 26 (6): 1013-1018.

- Maniatis P., Triantopoulou C. C., Tsalafoutas I. A., Malagari K. S., Siafas I. G., Psatha E. A., Koulentianos E. D., Kelekis D. A.: Threshold selection in virtual bronchoscopy: phantom study and clinical implications. Acta Radiol 2004; 45 (2): 176-183.
- McAdams H. P., Goodman P. C., Kussin P.: Virtual bronchoscopy for directing transbronchial needle aspiration of hilar and mediastinal lymph nodes: a pilot study. AJR Am.J.Roentgenol. 1998; 170 (5): 1361-1364.
- McAdams H. P., Palmer S. M., Erasmus J. J., Patz E. F., Connolly J. E., Goodman P. C., Delong D. M., Tapson V. F.: Bronchial anastomotic complications in lung transplant recipients: virtual bronchoscopy for noninvasive assessment. Radiology 1998; 209 (3): 689-695.
- Neumann K., Winterer J., Kimmig M., Burger D., Einert A., Allmann K. H., Hauer M., Langer M.: Real-time interactive virtual endoscopy of the tracheo-bronchial system: influence of CT imaging protocols and observer ability. Eur.J Radiol 2000; 33 (1): 50-54.
- Okamoto H., Watanabe K., Nagatomo A., Kunikane H., Aono H., Yamagata T., Kase M.: Endobronchial Ultrasonography for Mediastinal and Hilar Lymph Node Metastases of Lung Cancer. Chest 2002; 121 (5): 1498-1506.
- 61. Parkin D. M., Bray F., Ferlay J., Pisani P.: Estimating the world cancer burden: Globocan 2000. Int.J Cancer 2001; 94 (2): 153-156.
- Patz E. F., Goodman P. C., Bepler G.: Screening for Lung Cancer. N Engl J Med 2000; 343 (22): 1627-1632.
- Philipp M. O., Kubin K., Mang T., Hormann M., Metz V. M.: Threedimensional volume rendering of multidetector-row CT data: applicable for emergency radiology. European Journal of Radiology; In Press, Corrected Proof.

- 64. Pirożyński M.: Pobieranie materiału w trakcie bronchofiberoskopii. In:
 Pirożyński M., editor. Bronchofiberoskopia. Bielsko-Biała, α-medica press;
 1999. p. 106-110.
- 65. Prokop M.: General principles of MDCT. Eur.J.Radiol. 2003; 45 (Suppl 1): 4-10.
- Pruszyński B.: Tomografia Komputerowa. In: Pruszyński B., editor. Diagnostyka Obrazowa. Podstawy Teoretyczne i Metodyka Badań. I ed. Warszawa, PZWL; 2001. p. 57-69.
- Pruszyński B.: Postępy w diagnostyce obrazowej w roku 2001. Medycyna Praktyczna 2002; 1-2: 193-196.
- Pruszyński B.: Postępy w diagnostyce obrazowej w roku 2002. Medycyna Praktyczna 2003; 1-2: 36-39.
- 69. Quint L. E., Francis I. R.: Radiologic staging of lung cancer. J Thorac Imaging. 1999; 14 (4): 235-246.
- Rapp-Bernhardt U., Welte T., Doehring W., Kropf S., Bernhardt T. M.: Diagnostic potential of virtual bronchoscopy: advantages in comparison with axial CT slices, MPR and mIP. Eur.Radiol 2000; 10 (6): 981-988.
- Rapp-Bernhardt U., Welte T., Budinger M., Bernhardt T. M.: Comparison of three-dimensional virtual endoscopy with bronchoscopy in patients with oesophageal carcinoma infiltrating the tracheobronchial tree. Br J Radiol 1998; 71 (852): 1271-1278.
- 72. Rapp-Bernhardt U., Welte T., Doehring W., Kropf S., Bernhardt T. M.: Diagnostic potential of virtual bronchoscopy: advantages in comparison with axial CT slices, MPR and mIP. Eur.Radiol. 2000; 10 (6): 981-988.
- Remy J., Remy-Jardin M., Artaud D., Fribourg M.: Multiplanar and threedimensional reconstruction techniques in CT: impact on chest diseases. Eur.Radiol. 1998; 8 (3): 335-351.

- 74. Rodenwaldt J., Kopka L., Roedel R.: 3D virtual endoscopy of the upper airway: optimization of the scan parameters in a cadaver phantom and clinical assessment. J Comput.Assist.Tomogr. 1997; 21: 405-411.
- Rogalla P., Meiri N.: Virtual Endoscopy of the Trachea and Bronchi. In: Hamm B., editor. Virtual Endoscopy and Related 3D Techniques. Berlin Heidelberg New York, Springer; 2002. p. 45-77.
- Rogalla P., Werner-Rustner M., Huitema A.: Virtual endoscopy of the small bowel: phantom study and preliminary clinical results. Eur.Radiol. 1998; 8: 563-567.
- Rydberg J., Buckwalter K. A., Caldemeyer K. S., Phillips M. D., Conces D. J., Jr., Aisen A. M., Persohn S. A., Kopecky K. K.: Multisection CT: Scanning Techniques and Clinical Applications. Radiographics 2000; 20 (6): 1787.
- 78. Salerno M., de Lange E. E., Altes T. A., Truwit J. D., Brookeman J. R., Mugler J. P., III: Emphysema: Hyperpolarized Helium 3 Diffusion MR Imaging of the Lungs Compared with Spirometric IndexesŚInitial Experience. Radiology 2002; 222 (1): 252-260.
- 79. Sarinas P. S. A., Chitkara R. K.: PET and SPECT in the management of lung cancer. Curr.Opin.Pulm.Med. 2002; 8: 257-264.
- Schaefer-Prokop C., Prokop M.: Staging of Bronchogenic Carcinoma: Current State of CT and MR. Imaging Decisions 2002; 4: 14-22.
- Seemann M., Claussen C. D.: Hybrid 3D visualization of the chest and virtual endoscopy of the tracheobronchial system: possibilities and limitations of clinical application. Lung Cancer 2001; 32 (3): 237-246.
- Seemann M., Gebicke K., Luboldt W., Albes J. M., Vollmar J., Schafer J. F., Beinert T., Englmeier K. H., Bitzer M., Claussen C. D.: [Hybrid 3-D rendering of the thorax and surface-based virtual bronchoscopy in surgical and interventional therapy control]. Rofo 2001; 173 (7): 650-657.

- Shinagawa N., Yamazaki K., Onodera Y., Miyasaka K., Kikuchi E., Dosaka-Akita H., Nishimura M.: CT-guided transbronchial biopsy using an ultrathin bronchoscope with virtual bronchoscopic navigation. Chest 2004; 125 (3): 1138-1143.
- 84. Sonomura T., Kishi K., Ishii S., Kawai N., Masuda M., Terada M., Nakamine H., Sato M.: Usefulness of CT virtual endoscopy in imaging a large esophagorespiratory fistula. Eur.J Radiol 2000; 34 (1): 60-62.
- Sorantin E., Geiger B., Lindbichler F., Eber E., Schimpl G.: CT-based virtual tracheobronchoscopy in children--comparison with axial CT and multiplanar reconstruction: preliminary results. Pediatr.Radiol. 2002; 32 (1): 8-15.
- Spiro S. G., Porter J. C.: Lung Cancer--Where Are We Today?: Current Advances in Staging and Nonsurgical Treatment. Am.J.Respir.Crit.Care Med. 2002; 166 (9): 1166-1171.
- Springer P., Stohr B., Giacomuzzi S. M., Bodner G., Klingler A., Jaschke W., Zwicker R. D., zur Nedden D.: Virtual computed tomography colonoscopy: artifacts, image quality and radiation dose load in cadaver study. Eur.Radiol. 2000; 10: 183-187.
- Suzuki N., Saitoh T., Kitamura S.: Tumor invasion of the chest wall in lung cancer: diagnosis with US. Radiology 1993; 187 (1): 39-42.
- Swensen S. J., Jett J. R., Hartman T. E., Midthun D. E., Sloan J. A., Sykes A. M., Aughenbaugh G. L., Clemens M. A.: Lung Cancer Screening with CT: Mayo Clinic Experience. Radiology 2003; 226 (3): 756-759.
- 90. Ter-Pogossian M. M.: Basic principles of computed axial tomography. Semin Nucl Med. 1977; 7 (2): 109-127.
- Tyczynski J. E., Bray F., Parkin D. M.: Lung cancer in Europe in 2000: epidemiology, prevention, and early detection. Lancet Oncol. 2003; 4 (1): 45-55.

- 92. Urbanik A., Popiela T., Wojciechowski W., Brzozowska- Czarnek A., Chrzan R., Skutecka- Mackiewicz D.: Diagnostyka tchawicy i drzewa oskrzelowego w metodzie bronchoskopii wirtualnej. Polski Przegląd Radiologii 1999; 64 (2): 132-135.
- 93. Verschakelen J. A., Bogaert J., De Wever W.: Computed tomography in staging for lung cancer. Eur.Respir.J.2002; 19 (35) (Suppl): 40-48.
- 94. Vining D., Liu K., Choplin R. H., Haponik E. F.: Virtual bronchoscopy. Relationships of virtual reality endobronchial simulations to actual bronchoscopic findings. Chest 1996; 109 (2): 549-553.
- 95. Vining D. J., Shifrin R. Y., Haponik E. F., Liu K., Choplin R. H.: Virtual bronchoscopy. Radiology 1994; 193 (Poster): 261.
- 96. Wang G., Vannier M. W.: Stair-step artifacts in the three-dimensional helicat CT: an experimental study. Radiology 1994; 191: 79-83.
- 97. Whiting B. R., McFarland E. G., Brink J. A.: Influence of Image Acquisition Parameters on CT Artifacts and Polyp Depiction in Spiral CT Colonography: In Vitro Evaluation. Radiology 2000; 217 (1): 165-168.
- Woodring J. H., Johnson P. J.: Computed tomography distinction of central thoracic masses. J Thorac Imaging. 1991; 6 (2): 32-39.
- Zatoński W., Tyczyński J.: Nowotwory złośliwe w Polsce w 2000 roku. Warszawa: Centrum Onkologii - Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie Zakład Epidemiologii i Prewencji Nowotworów Krajowy Rejestr Nowotworów; 2002.
- Zawin M.: Staging tools for nonsmall cell lung cancer. Respir.Care Clin.N Am. 2003; 9 (1): 77-118.
- 101. Zeiberg A. S., Silverman P. M., Sessions R. B., Troost T. R., Davros W., Zeman R. K.: Helical (spiral) CT of the upper airway with threedimentional imaging: technique and clinical assessment. AJR Am J Roentgenol 1995; 166: 293-299.

102. Zhu X., Yu J., Huang Z.: Low-Dose Chest CT: Optimizing Radiation Protection for Patients. Am.J.Roentgenol. 2004; 183 (3): 809-816.

Spis tabel i rycin

Tabele

Tab. 1 Współczynnik umieralności na raka płuca w roku 2000 wwybranych krajach Europy	7
Tab. 2 Charakterystyka pacjentów diagnozowanych w ZakładzieRadiologii Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie	29
Tab. 3 Charakterystyka pacjentów diagnozowanych w ZakładzieRadiologii Szpitala Uniwersyteckiego w Leuven	33
Tab. 4 Interpretacja wyników Kappa	37
Tab. 5 Analiza ilościowa w jednorzędowej tomografii komputerowej	38
Tab. 6 Analiza jakościowa w jednorzędowej TK. Liczba optymalnych, dobrych lub złych wyników w zależności od obecności	
geometrycznych zniekształceń lub artefaktów	39
Tab. 7 Analiza ilościowa w wTK, przy zastosowaniu kolimacji	42
Tab. 8 Analiza ilościowa w wTK, przy zastosowaniu kolimacji	43
Tab. 9 Analiza jakościowa w wielorzędowej TK. Liczba optymalnych, dobrych lub złych wyników przy zastosowaniu kolimacji 16 x	
0.75 mm	45
Tab. 10Analiza jakościowa w wielorzędowej TK. Liczba optymalnych, dobrych lub złych wyników w zależności obecności zniekształceń lub artefaktów przy zastosowaniu kolimacji 16 x 1.5 mm	46
Tab. 11 Analiza jakościowa w wielorzędowej TK. Liczba optymalnych, dobrych lub złych wyników w zależności obecności zniekształceń lub artefaktów	47
Tab. 12Optymalne parametry dla jedno i szesnastorzędowej TK	48

Tab. 13	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian we wszystkich oskrzelach grupy I 49
Tab. 14	Liczba zwężeń oskrzeli centralnych w grupie I 50
Tab. 15	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian centralnych oskrzeli grupy I51
Tab. 16	Liczba zwężeń oskrzeli segmentarnych w grupie I 52
Tab. 17	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian segmentarnych oskrzeli grupy I 53
Tab. 18	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian we wszystkich oskrzelach grupy
	II
Tab. 19	Liczba zwężeń oskrzeli centralnych w grupie II55
Tab. 20	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian centralnych oskrzeli grupy II 55
Tab. 21	Liczba zwężeń oskrzeli segmentarnych w grupie II56
Tab. 22	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w odniesieniu do
	BF w ocenie lokalizacji zmian segmentarnych oskrzeli grupy II57
Tab. 23	Porównanie wskaźników skuteczności diagnostycznej WB w
	ocenie lokalizacji zmian wszystkich oskrzeli obu grup58
Tab. 24	Wskaźniki skuteczności diagnostycznej WB w ocenie lokalizacji
	zmian wszystkich oskrzeli obu grup z podziałem na oskrzela
	centralne i segmentarne
Tab. 25	Stopniowanie zwężeń światła oskrzeli w wirtualnej
	bronchoskopii TK. Grupa I
Tab. 26	Stopniowanie zwężeń światła oskrzeli w wirtualnej
	bronchoskopii TK. Grupa II

Tab. 27	Stopniowanie	zwężeń	światła	oskrzeli	W	wirtualnej	
	bronchoskopii	ΓK obu gru	ıp		•••••		66

Ryciny

Ryc. 1	Ogólna liczba zakwalifikowanych osób do badań TK	. 28
Ryc. 2	Rozkład pacjentów według wieku z uwzględnieniem płci (n=98). Grupa I.	. 30
Ryc. 3	Przykładowy formularz bazy danych	. 31
Ryc. 4	Rozkład pacjentów według wieku z uwzględnieniem płci (n=56). Grupa II	. 33
Ryc. 5	Rozkład liczbowy ocenianych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I.	. 60
Ryc. 6	Rozkład liczbowy centralnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I.	. 61
Ryc. 7	Rozkład liczbowy segmentarnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa I	. 62
Ryc. 8	Rozkład liczbowy ocenianych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II.	. 63
Ryc. 9	Rozkład liczbowy centralnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II	. 64
Ryc. 10	Rozkład liczbowy segmentarnych zwężeń w bronchofiberoskopii (pierścień wewnętrzny) i wirtualnej bronchoskopii (pierścień zewnętrzny). Grupa II.	. 65
Ryc. 11	Schemat drzewa oskrzelowego	106

Ryc. 12	Schemat drzewa oskrzelowego ustawionego jak w czasie badania bronchoskopowego
Ryc. 13	Tchawica – w środkowej części widoczny podział na oskrzela główne
Ryc. 14	Tchawica – w dystalnej części widoczna ostroga główna 107
Ryc. 15	Oskrzele główne prawe widoczny podział na oskrzele górne prawe i pośrednie
Ryc. 16	Oskrzele górne prawe – podział na oskrzela segmentarne 108
Ryc. 17	Oskrzele pośrednie – widoczny podział na oskrzele środkowe i dolne prawe
Ryc. 18	Oskrzele płata środkowego – podział na dwa oskrzela segmentarne
Ryc. 19	Oskrzele dolne prawe – podział na oskrzela segmentarne podstawne
Ryc. 20	Oskrzele główne lewe – widoczne oskrzela płata górnego i dolnego
Ryc. 21	Oskrzele górne lewe – widoczny podział na gałąź wstępującą oraz oskrzela języczka109
Ryc. 22	Gałąź wstępująca110
Ryc. 23	Oskrzela języczka110
Ryc. 24	Oskrzela segmentów podstawnych płata dolnego lewego 110
Ryc. 25	Готоgraf komputerowy (16-rzędowy)112
Ryc. 26 S	Stacja robocza dla obróbki obrazu112
Ryc. 27 2	Zdjęcie fantomu użytego do badań112

Ryc. 28 Fanom umieszczony w gantry tomografa komputerowego 112
Ryc. 29 Dodatkowa konsola Easy Vision (Philips) dla obróbki obrazu 112
Ryc. 30 Zdjęcie fantomu użytego do badań 112
Ryc. 31 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 113
Ryc. 32 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 113
Ryc. 33 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 113
Ryc. 34 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100% 113
Ryc. 35 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100% 113
Ryc. 36 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100% 113
Ryc. 37 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 38 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 39 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 40 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 41 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 42 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50% 114
Ryc. 43 Obrazy WB (aparat jednorzędowy) – zwężenie dystalnej części tchawicy oraz zamknięcie oskrzela płata górnego i dolnego 115
Ryc. 44 Obrazy WB (aparat jednorzędowy) – zwężenie w początkowym
odcinku oskrzela górnopłatowego prawego116
Ryc. 45 Obrazy WB (aparat 16-rzędowy) – zwężenie oskrzela pośredniego 117
Ryc. 46 Obrazy WB (aparat 16-rzędowy) – zwężenie I stopnia oskrzela
górnego lewego oraz zamknięcie światła oskrzeli języczka118

Aneks I: Anatomia drzewa oskrzelowego

Zasady nazywania poszczególnych oskrzeli płatowych, segmentarnych i subsegmentarnych podano w tabeli 28 oraz na rycinach 11 i 12. Na podstawie [10].

Tab. 28Nazewnictwo anatomiczne dróg oddechowych wg międzynarodowego
mianownictwa

Tchawica (Trachea)				
Płuco prawe	Pluco lewe			
Oskrzele główne prawe (RMB)	Oskrzele główne lewe (LMB)			
Oskrzele plata górnego (RUB)	Oskrzele płata górnego (LUB)			
o. segmentu szczytowego (RB1)	o. segmentu szczytowego-tylnego (LB1+2)			
o. segmentu tylnego (RB2)				
o. segmentu przedniego (RB3)	o. segmentu przedniego (LB3)			
	o. języczka górne (LB4)			
	o. języczka dolne (LB5)			
Oskrzele pośrednie (Rint)				
Oskrzele płata środkowego (RMI)				
o. segmentu bocznego (RB4)				
o. segmentu przyśrodkowego (RB5)				
Oskrzele płata dolnego (RLB)	Oskrzele płata dolnego (LLB)			
o. segmentu szczytowego (RB6)	o. segmentu szczytowego (LB6)			
o. segmentu podstawnego przyśrodkowego (RB7)				
o. segmentu podstawnego przedniego (RB8)	o. segmentu podstawnego przedniego (LB8)			
o. segmentu podstawnego bocznego (RB9)	o. segmentu podstawnego bocznego (LB9)			
o. segmentu podstawnego tylnego (RB10)	o. segmentu podstawnego tylnego (LB10)			



Ryc. 11 Schemat drzewa oskrzelowego

Oznaczenia wg międzynarodowego nazewnictwa anatomicznego [10]:

- RMB Right main bronchus (oskrzele główne prawe);
- RUB Right upper bronchus (oskrzele górnopłatowe prawe);
- Rint Right intermediate bronchus (oskrzele pośrednie);
- RMI Right middle bronchus (oskrzele płata środkowego);
- RLB Right lower bronchus (oskrzele prawe dolnopłatowe);
- LMB Left main bronchus (oskrzele główne lewe);
- LUB Left upper bronchus (oskrzele lewe górnopłatowe);
- LLB Left lower bronchus (oskrzele prawe dolnopłatowe).



Ryc. 12 Schemat drzewa oskrzelowego ustawionego jak w czasie badania bronchoskopowego

Oznaczenia: Oskrzela 1 – 10 wg mianownictwa anatomicznego [10].

Anatomia drzewa oskrzelowego w obrazie WB

Strzałką zaznaczono końcówkę wirtualnego bronchoskopu





Ryc. 13 Tchawica – w środkowej części widoczny podział na oskrzela główne



Ryc. 14 Tchawica – w dystalnej części widoczna ostroga główna



Ryc. 15 Oskrzele główne prawe widoczny podział na oskrzele górne prawe i pośrednie





Ryc. 16 Oskrzele górne prawe – podział na oskrzela segmentarne



Ryc. 17 Oskrzele pośrednie – widoczny podział na oskrzele środkowe i dolne prawe



Ryc. 18 Oskrzele płata środkowego – podział na dwa oskrzela segmentarne


Ryc. 19 Oskrzele dolne prawe – podział na oskrzela segmentarne podstawne



Ryc. 20 Oskrzele główne lewe – widoczne oskrzela płata górnego i dolnego



Ryc. 21 Oskrzele górne lewe – widoczny podział na gałąź wstępującą oraz oskrzela języczka





Ryc. 22 Gałąź wstępująca



Ryc. 23 Oskrzela języczka





Ryc. 24 Oskrzela segmentów podstawnych płata dolnego lewego

Aneks II: Ryciny



Ryc. 25 Tomograf komputerowy (16-rzędowy)



Ryc. 26 Stacja robocza dla obróbki obrazu



Ryc. 28 Fantom umieszczony w gantry tomografa komputerowego



Ryc. 29 Dodatkowa konsola Easy Vision (Philips) dla obróbki obrazu



Ryc. 27 Zdjęcie fantomu użytego do badań



Ryc. 30 Zdjęcie fantomu użytego do badań

Obraz WB fantomu (aparat TK jednorzędowy)



Ryc. 31 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 32 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 33 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 34 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100%



Ryc. 35 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100%



Ryc. 36 Warstwy 2.7mm. Odstęp rekonstrukcji 100%

Obraz WB fantomu (aparat TK 16-rzędowy)



Ryc. 37 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 38 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 39 Kolimacja 16x1.5mm. Warstwy 2mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 40 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 41 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50%



Ryc. 42 Kolimacja 16x0.75mm. Warstwy 1mm. Odstęp rekonstrukcji 50%

Ryc. 43 Obrazy WB (aparat jednorzędowy) – zwężenie dystalnej części tchawicy oraz zamknięcie oskrzela płata górnego i dolnego

- a. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- b. obraz WB odpowiadający Ryc. 43a
- c. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- d. obraz WB odpowiadający Ryc. 43c
- e. Obraz 3D drzewa oskrzelowego (algorytm SSD)
- f. Obraz 3D drzewa oskrzelowego (algorytm VR)



Ryc. 43a. Tchawica – w dystalnej części widoczna ostroga główna



Ryc.43c Oskrzele główne lewe – widoczne oskrzela płata górnego i dolnego



Ryc.43e Obraz 3D (algorytm SSD). Niedrożne oskrzele górnopłatowe prawe (strzałka). Naciek wrasta do oskrzela głównego lewego



Ryc.43b. Obraz WB. W dystalnej części masy zwężające światło tchawicy do ok. 50% (strzałka)



Ryc.43d Obraz WB. Zwężenie w okolicy podziału oskrzela głównego na oskrzela górne i dolne (strzałka)



Ryc.43f Obraz 3D (algorytm VR). Niedrożne oskrzele górnopłatowe prawe (strzałka). Naciek wrasta do oskrzela głównego lewego

Ryc. 44 Obrazy WB (aparat jednorzędowy) – zwężenie w początkowym odcinku oskrzela górnopłatowego prawego

- a. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- b. obraz WB odpowiadający Ryc. 44a
- c. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- d. obraz WB odpowiadający Ryc. 44c
- e. Obraz 3D drzewa oskrzelowego (algorytm SSD)
- f. Obraz 3D drzewa oskrzelowego (algorytm VR)



Ryc. 44a. Tchawica – w dystalnej części widoczna ostroga główna



Ryc. 44c Oskrzele główne prawe widoczny podział na oskrzele górne prawe i pośrednie



Ryc. 44e Obraz 3D (algorytm SSD). Zwężenie w początkowym odcinku oskrzela górnopłatowego prawego (ok. 70%) (strzałka)



Ryc 44b. Obraz WB. Nie stwierdzono zmian patologicznych



Ryc. 44d Obraz WB. Zwężenie w początkowym odcinku oskrzela górnopłatowego prawego (ok. 70%) (strzałka)



Ryc. 44f Obraz 3D (algorytm VR). Zwężenie w początkowym odcinku oskrzela górnopłatowego prawego (ok. 70%) (strzałka)

Ryc. 45 Obrazy WB (aparat 16-rzędowy) – zwężenie oskrzela pośredniego

- a. przekrój poprzeczny TK
- b. przekrój poprzeczny TK
- c. obraz bronchofiberoskopii
- d. obraz WB odpowiadający Ryc. 45c
- e. obraz bronchofiberoskopii
- f. obraz WB odpowiadający Ryc. 45e



Ryc. 45a Przekrój poprzeczny TK. Proces ekspansywny obejmujący oskrzele pośrednie (strzałka)



Ryc. 45c Obraz bronchofiberoskopii. Polipowata zmiana w oskrzelu pośrednim (strzałka)



Ryc. 45e Obraz bronchofiberoskopii. Zamknięcie oskrzela pośredniego (strzałka)



Ryc. 45b Przekrój poprzeczny TK. Proces ekspansywny obejmujący dystalną część oskrzela pośredniego (strzałka)



Ryc. 45d Obraz WB. Obraz wirtualnej bronchoskopii. Polipowata zmiana w oskrzelu pośrednim (strzałka)



Ryc. 45f Obraz WB. Obraz wirtualnej bronchoskopii. Oskrzele pośrednie zwężone, drożne (strzałka)

Ryc. 46 Obrazy WB (aparat 16-rzędowy) – zwężenie I stopnia oskrzela górnego lewego oraz zamknięcie światła oskrzeli języczka

- a. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- b. obraz WB odpowiadający Ryc. 47a
- c. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- d. obraz WB odpowiadający Ryc. 47c
- e. schemat z zaznaczoną końcówką wirtualnego bronchoskopu
- f. obraz WB odpowiadający Ryc. 47e



Ryc. 47a Tchawica – w dystalnej części widoczna ostroga główna



Ryc. 47c Oskrzele górne lewe – widoczny podział na gałąź wstępującą oraz oskrzele języczka



Ryc. 47e Oskrzele języczka



Ryc. 47b Obraz WB. Nie stwierdzono zmian patologicznych



Ryc. 47d Obraz WB. Nierówne obrysy tylnej ściany na tym poziomie. Zwężenie I stopnia. (strzałka)



Ryc. 47f Obraz WB. Niedrożne oskrzele języczka (strzałka)