

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu

Poznań, 2019

**Ocena ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej w badaniach
obrazowych.**

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Hubert Stępak

Jednostka, w której prowadzone jest badanie:

Klinika Chirurgii Naczyniowej Wewnętrznej, Angiologii i Flebologii

Kierownik: Prof. dr hab. n. med. Zbigniew Kasiński

Promotor rozprawy doktorskiej: Prof. dr hab. n. med. Zbigniew Kasiński

Alfabetyczny indeks skrótów stosowanych w tekście:

Angio KT – angiografia tomografii komputerowej

Angio MR – angiografia rezonansu magnetycznego

ILT – (ang. *Intraluminal Thrombus*) skrzeplina wewnątrz tętniaka

MES – metoda elementów skończonych

PWS – (ang. *Peak Wall Stress*) - maksymalne naprężenie ściany tętniaka

PWRI – (ang. *Peak Wall Rupture Index*) - indeks ryzyka pęknięcia ściany tętniaka

RRED – (ang. *Rupture Risk Equivalent Diameter*) ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy

TAB – tętniak aorty brzusznej

TLV – (ang. *Total Lumen Volume*) - całkowita objętość światła

1.1. Tętniak aorty brzusznej – definicja.....	s.5
1.2. Budowa aorty	s.5
1.3. Epidemiologia.....	s.6
1.4. Diagnostyka.....	s.7
1.5. Wskazania do leczenia.....	s.7
1.6. Leczenie zabiegowe.....	s.8
1.6.1. Metoda chirurgii otwartej.....	s.8
1.6.2. Metoda wewnątrznaczyniowa.....	s.9
1.6.3. Wyniki leczenia tętniaków aorty brzusznej.....	s.9
2. Biomechanika aorty	
2.1. Metoda elementów skończonych.....	s.10
2.2. Metoda komputerowa oceny ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej.....	s.13
3. Cel pracy.....	s.16
4. Materiał i metody	
4.1. Charakterystyka chorych włączonych do grupy badanej.....	s.17
4.2. Kryteria wyłączenia.....	s.17
4.3. Metody.....	s.18
4.4. Metodologia badań właściwości biomechanicznych tętniaków.....	s.19
4.5. Analiza statystyczna.....	s.21
5. Wyniki.....	s.21
5.1. Maksymalna średnica tętniaka.....	s.23
5.2. Średnica drożnego światła tętniaka.....	s.24
5.3 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka.....	s.25
5.4 Całkowita objętość tętniaka	s.26
5.5 Całkowita objętość światła tętniaka (TLV)	s.27
5.6 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka.....	s.28
5.7 Maksymalne naprężenie ściany (PWS)	s.29
5.8 Indeks ryzyka pęknięcia (PWRI)	s.30
5.9 Ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED)	s.31
5.10 Zbiorcze zestawienie wyników.....	s.32
5.11 Analiza wpływu czasu na wynik badań.....	s.34

6. Omówienie	
6.1. Badania obrazowe.....	s.43
6.2. Ograniczenia metody biomechanicznej.....	s.44
6.3. Postęp badań nad biomechaniką aorty.....	s.45
7. Wnioski.....	s.47
8. Streszczenie	s.48
9. Streszczenie w języku angielskim.....	s.49
10. Spis rycin i tabel.....	s.50
11. Piśmiennictwo.....	s.53

1. WSTĘP

1. Tętniak aorty brzusznej – definicja

Słowo tętniak pochodzi z języka greckiego i oznacza poszerzenie. Dokładnie wywodzi się z dwóch słów *ana-* w górę, więcej, *-eurys* szeroki. W zależności od budowy jego ściany wyróżnia się tętniaki rozwarstwiający, rzekome i prawdziwe. W tętniakach rzekomych ciągłość ściany naczynia jest przerwana; w rozwarstwiających dochodzi do przerwania błony wewnętrznej i środkowej, na skutek czego krew dostaje się pomiędzy warstwy naczynia i tworzy dodatkowy kanał tzw. kanał fałszywy; natomiast w tętniakach prawdziwych trójwarstwowość ściany pozostaje zachowana.

Tętniak aorty brzusznej (TAB) jest najczęstszym tętniakiem prawdziwym. Średnica podnerkowego odcinka aorty brzusznej wynosząca 30 mm lub więcej stanowi najszerzej akceptowaną definicję TAB. (1) Definicja ta oznacza odchylenie standardowe (SD) o 2 lub więcej od średniego wymiaru poprzecznego aorty dla kobiet i mężczyzn. (2) Choć większość pacjentów w momencie postawienia rozpoznania nie wymaga leczenia zabiegowego, to stopniowy przyrost średnicy tętniaka jest jego typową cechą i w ostateczności grozi pęknięciem. Brak leczenia zabiegowego w przypadku pękniętego tętniaka aorty brzusznej prowadzi prawie jednoznacznie do zgonu chorego. Szacuje się, że około 50% pacjentów umiera przed dotarciem do szpitala a 30-50% umiera pomimo leczenia szpitalnego. Oznacza to, że TAB jest to chorobą o wysokim współczynniku śmiertelności.

1.2 Budowa aorty

Większość tętniaków aorty brzusznej jest zlokalizowana pomiędzy odejściem tętnic nerkowych a rozwidleniem aorty. (3) Odcinek ten ma około 12 cm długości, 2 cm średnicy a jego ściana ma 0,2 cm grubości. Krążenie nerkowe odpowiada za około 19% rzutu serca, co oznacza znaczącą różnicę w przepływie krwi powyżej i poniżej poziomu tętnic nerkowych. Fakt ten częściowo tłumaczy mniejszą średnicę oraz cieńszą ścianę prawidłowej aorty poniżej tętnic nerkowych. (4) Ponadto badania wykazały, że w tym odcinku przepływ części objętości krwi krążącej może mieć charakter turbulentny. W sytuacji, gdy krew odcinkowo płynie w odwrotnym kierunku (do serca), zwiększa się naprężenie ściany naczynia, co może mieć wpływ na formowanie się tętniaka. (5)

Prawidłowa ściana aorty jest zbudowana z trzech warstw, tj. błony wewnętrznej, błony środkowej oraz przydanki. Błona wewnętrzna (intima) jest najcieńszą

warstwą i składa się komórek endotelialnych, nielicznych komórek mięśni gładkich, tkanki łącznej oraz włókien elastycznych. Błona środkowa zbudowana jest z komórek mięśni gładkich, proteoglikanów, włókien kolagenowych oraz elastycznych lamelli. Błona zewnętrzna (przydanka) składa się w większości z fibroblastów oraz włókien kolagenowych. Za właściwości elastyczne aorty w głównej mierze odpowiedzialne są kolagen typu I oraz III) oraz włókna elastyczne. (6)

1.3 Epidemiologia

Ze względu na brak badań epidemiologicznych obejmujących populację Polski nie można dokładnie określić częstości występowania TAB. Na podstawie badań skriningowych obejmujących duże populacje w Wielkiej Brytani, Szwecji i Danii można przyjąć, że w grupie mężczyzn pomiędzy 65. a 80. rokiem życia częstość występowania tętniaków aorty brzusznej wynosi od 4% do 8%. (7) (8) (9) (10)

Do czynników ryzyka rozwoju TAB należą: palenie papierosów, zaawansowany wiek, płeć męska, miażdżyca, nadciśnienie tętnicze, dodatni wywiad rodzinny, tętniaki innych tętnic. Stosunek zachorowań mężczyzn i kobiet wynosi, według różnych doniesień, od 3:1 do 8:1.(1) Istnieje ponadto negatywny związek między powstaniem TAB a cukrzycą, rasą czarną oraz żółtą/azjatyckimi grupami etnicznymi. (11) W ostatnim czasie pojawiły się jednak polskie doniesienia, które nie potwierdzają negatywnego związku cukrzyca z częstością występowania TAB. (12) Na całym świecie obserwuje się zmniejszający się odsetek występowania tego schorzenia a za główną przyczynę tego zjawiska uznaje się spadek ilości osób palących papierosy. Z drugiej jednak strony, ze względu na obserwowane starzenie się społeczeństw, wzrasta odsetek starszych pacjentów z TAB wymagających leczenia zabiegowego - w niektórych krajach osiąga ponad 20%. (13)

W Polsce od 2018 roku są prowadzone badania przesiewowe w populacji >65. roku życia z co najmniej 2 czynnikami ryzyka, tj.: nadciśnieniem tętniczym, paleniem papierosów, chorobą wieńcową, hipercholesterolemią oraz miażdżycą tętnic. U osób, u których na podstawie tych badań rozpoznano TAB dalsze postępowanie uzależnione jest od średnicy stwierdzonego w badaniu ultrasonograficznym (USG) tętniaka. (14) Należy podkreślić, że wcześniej prowadzone badania przesiewowe miały charakter lokalny, natomiast obecnie program przesiewowy obejmuje znacząco większą populację. (15)(16) (17)

1.4 Diagnostyka

TAB rozwija się przez wiele lat i przez długi okres czasu może nie dawać żadnych niepokojących objawów. Część pacjentów może odczuwać obecność tętniącego guza w śródbrzuszu, co podczas badania przedmiotowego ułatwi wykrycie tętniaka. Jednak samo badanie fizykalne nie jest dobrą metodą rozpoznawania TAB i ma w tym zakresie liczne ograniczenia. (18) Podaje się, że ze zględu na wysoki odsetek wyników fałszywie ujemnych (>50%), nie jest skuteczną metodą diagnostyczną. Co istotne, odsetek ten znacznie wzrasta u pacjentów z obwodem brzucha >100 cm. (19) Z tego powodu w wielu przypadkach rozpoznanie TAB może mieć miejsce przypadkowo, podczas wykonywania badań obrazowych z innych wskazań lub podczas badań skriningowych.

Podkreśla się większą skutecznością diagnostyczną badania USG, które pozwala na pomiar średnicy aorty.(20) Ocenia się, że u około 98% pacjentów można tą metodą obrazowania ocenić wymiar poprzeczny aorty brzusznej. (21) Inne metody diagnostyki obrazowej, jak angiografia tomografii komputerowej (angio KT) oraz angiografia rezonansu magnetycznego (angio MR) są bardziej czułe i swoiste zwłaszcza przy badaniu otyłych pacjentów. (22) Jednak nadal badaniem pierwszej linii pozostaje USG.

Obecne rekomendacje dotyczące badań skriningowych są oparte na wieku, dodatnim wywiadzie rodzinnym oraz paleniu papierosów. Zaleca się wykonanie jednego badania USG z oceną średnicy aorty brzusznej w populacji mężczyzn pomiędzy po 65 roku życia. (1)

1.5 Wskazania do leczenia

Najgroźniejszym powikłaniem tętniaka aorty brzusznej jest jego pęknięcie, które jest obarczone bardzo wysokim ryzykiem śmiertelności. Wynosi ono około 70-90% i pomimo znacznego rozwoju medycyny, od wielu lat, pozostaje nadal wysokie. (23) (24) Obecnie uznanymi metodami leczenia tętniaków aorty brzusznej jest leczenie zabiegowe – chirurgiczne i endowaskularne. (25) Postępujące powiększanie się średnicy tętniaka (według doniesień średnio o 1 mm na rok) powoduje znaczny wzrost ryzyka pęknięcia. Udowodniono, że istnieje silna korelacja między największym wymiarem poprzecznym tętniaka i ryzykiem jego pęknięcia. (1) Z tego powodu obecnie średnica tętniaka jest najważniejszym kryterium kwalifikacji do leczenia zabiegowego. Planowy zabieg chirurgiczny (metodą otwartą lub wewnątrznaczyniową) jest najbardziej skuteczną metodą zapobiegania pęknięciu tętniaka.

Najczęściej akceptowanym wskazaniem do leczenia operacyjnego jest średnica wynosząca 5,5 cm w przypadku mężczyzn. Postępowanie takie zostało poparte wynikami czterech dużych badań. Dwa z nich, UK Small Aneurysm Trial (UKSAT) (26) oraz American Aneurysm Detection And Management Study (ADAM) (27), są wieloośrodkowymi badaniami z randomizacją, w których porównano wyniki leczenia chirurgiczne z postępowaniem wyczekującym. Natomiast w Comparison of surveillance vs Aortic Endograft for Small Aneurysm Repair (CESAR)(28) oraz Positive Impact of EndoVascular Options for Treating Aneurysm Early (PIVOTAL) (29) porównano leczenie wewnątrznaczyniowe z obserwacją chorych.

Należy podkreślić jednak, że kwalifikacja pacjentów do leczenia operacyjnego na podstawie wyłącznie średnicy tętniaków niesie z sobą pewne ograniczenia. Do pęknięcia dochodzi u około 10% do 24% tętniaków pomimo średnicy poniżej $< 5,5$ cm, przy czym dotyczy to głównie kobiet. (12) Istnieją także doniesienia o pęknięciu tętniaków u pacjentów regularnie monitorowanych z tętniakiem o średnicy $< 5,5$ cm (30), jak również o tętniakach o znacznie większej średnicy, które jednak nie uległy pęknięciu. (31) Z drugiej strony w niektórych krajach (np. w Niemczech) znacząca część pacjentów (nawet 40%) jest operowana pomimo średnicy tętniaka mniejszej od zalecanych. (32) (33)

1.6 Leczenie zabiegowe

1.6.1 Metoda chirurgii otwartej

Większość zabiegów przeprowadzanych jest z cięcia pośrodkowego z dostępu przezotrzewnowego. Aorta ze względu na położenie pozaotrzewnowe wymaga dokładnego wypreparowania. (34) Część aorty położona proksymalnie do tętniaka, nazywana szyją, wymaga wypreparowania umożliwiającego poprzeczne zakleszczenie klemem naczyniowym. Dotyczy to również dystalnej części aorty. Jeśli u pacjenta stwierdza się także poszerzenie tętnic biodrowych, wymagają one odpowiedniego wypreparowania. Następnie, po heparynizacji i zaklemowaniu aorty powyżej i poniżej tętniaka, nacina się podłużnie tętniakowato zmieniony odcinek. Jeśli dochodzi do wstecznego krwawienia z tętnicy kręzkowej dolnej i tętnic lędźwiowych wymagają one podkłucia. Kolejnym etapem jest wszycie protezy naczyniowej (prostej lub rozwidlonej) aby zastąpić tętniakowato zmieniony odcinek. Następnie, po uwolnieniu zacisków i wykonaniu hemostazy, przykrywa się protezę naczyniową ścianą tętniaka, celem oddzielenia jej od otaczających tkanek, a zwłaszcza jelit. Działanie to ma zmniejszyć ryzyko wystąpienia infekcji protezy. (35)

1.6.2 Metoda wewnątrznaczyniowa

Początki tej metody sięgają roku 1986, kiedy to została opisana przez ukraińskiego chirurga Volodosa, (36) jednak szerzej została ona spopularyzowana po opisanu przez argentyńskiego chirurga Parodi'ego w 1991 roku. Pierwsze zabiegi były wykonywane z wykorzystaniem stentgraftów prostych, jednak obecnie powszechniej używane są stentgrafty rozwidlone. Metoda ta wymaga dokładnego przygotowania do zabiegu z uwzględnieniem anatomii i wymiarowaniem tętniaka. (37)

W czasie zabiegu stentgraft jest implantowany poprzez dostęp z tętnic udowych pod kontrolą promieni rentgenowskich. Natomiast po zabiegu pacjent wymaga ścisłego monitorowania szczelności stentgraftu. Powikłanie w postaci przecieku krwi do worka tętniaka, z ang. *endoleak* obserwuje się w 10-50% przypadków. (38) (39)

1.6.3 Wyniki leczenia tętniaków aorty brzusznej

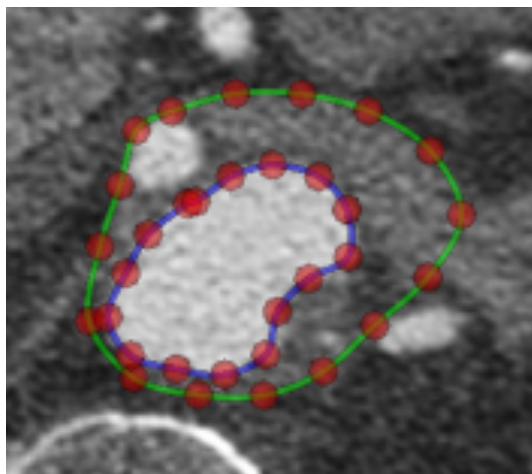
Wyniki zarówno leczenia chirurgicznego, jak i leczenia wewnątrznaczyniowego były przedmiotem wielu badań i publikacji. Jednymi z najszerzej znanych są badania EVAR-1 (UK Endovascular Aneurysm Repair 1) (40), DREAM (Dutch Randomized Endovascular Aneurysm Management) (41) oraz OVER (Open versus Endovascular). (41) W badaniu EVAR-1 wykazano przewagę metody wewnątrznaczyniowej nad metodą chirurgiczną w okresie okołoperacyjnym u pacjentów, u których nie było przeciwwskazań do leczenia chirurgicznego. Śmiertelność 30-dniowa wynosiła 1,7% dla metody wewnątrznaczyniowej i 4,7% dla metody chirurgicznej. Co istotne, przewaga ta nie była zauważalna w obserwacji długookresowej (7% vs 1% po 8 latach). (38) W badaniu DREAM przedstawiono odległe wyniki leczenia wewnątrznaczyniowego oraz chirurgicznego leczenia TAB, które wykazały następujący odsetek zagrażających życiu powikłań (1,2% vs 4,6) oraz przeżycia odległe (38,4% vs 41,7%) po 15 latach. Natomiast wykazano istotnie statystycznie rzadszą konieczność ponownych interwencji u pacjentów leczonych chirurgicznie (86,4%.vs 65,1%). (43)

2. Biomechanika aorty

2.1 Metoda elementów skończonych

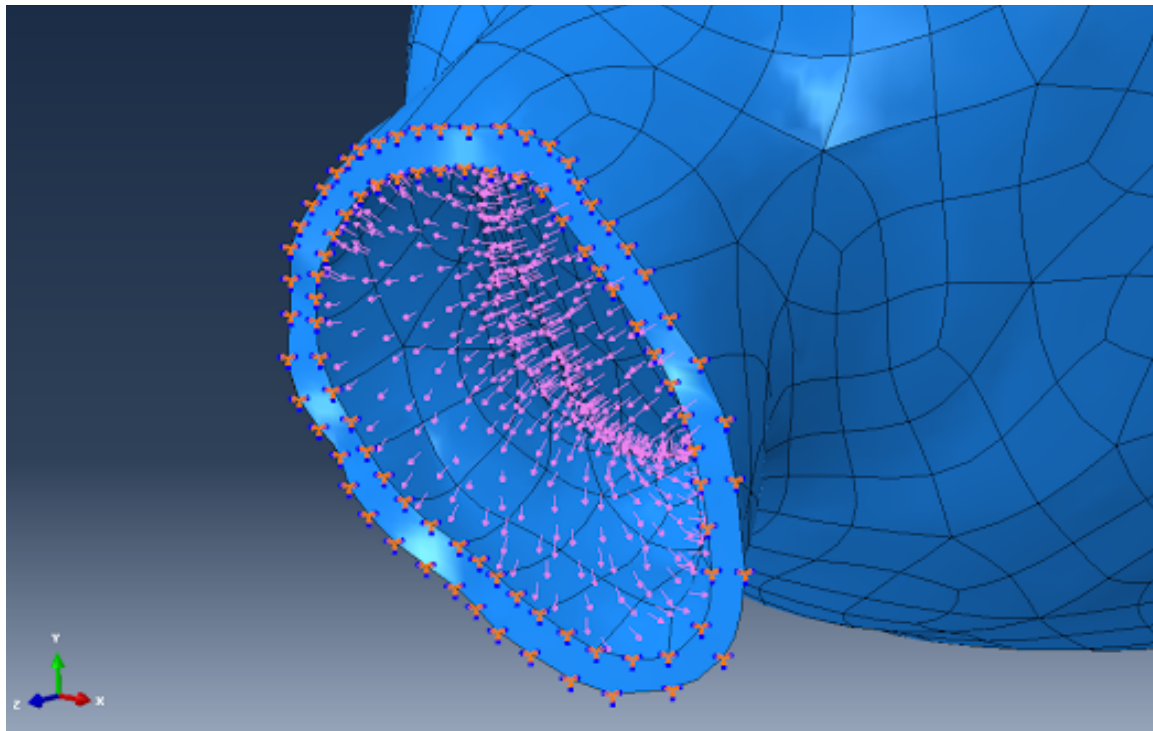
W ostatnich latach pojawiło się coraz więcej doniesień na temat metod biomechanicznych oceny ryzyka pęknięcia TAB. Opierają się one na ocenie naprężenia ściany aorty. Jednymi z najbardziej innowacyjnych sposobów oceny są badania z użyciem metody elementów skończonych (MES). MES opiera się na tworzeniu matematycznych modeli tętniaków i poddawaniu ich dalszej analizie, która służy do matematycznej oceny zjawisk fizycznych zachodzących w obrębie TAB.

Założeniem tej metody jest podział badanego modelu na mniejsze części, nazywane elementami skończonymi i przeprowadzenie obliczeń tylko dla wyróżnionych punktów, zwanych węzłami. Metoda ta została opisana już w 1943 roku (44) ale dopiero zaawansowany rozwój technologii komputerowych umożliwił jej zastosowanie w modelowaniu obiektów trójwymiarowych o dowolnych kształtach. Rozwój odpowiedniego oprogramowania pozwolił na automatyzację obliczeń. (45) Badania tego typu mają szerokie zastosowanie w stomatologii (46) (47) oraz ortopedii (48). Mogą one także być używane do tworzenia modeli wykorzystywanych w chorobach naczyń. (49) Metody manualne opierają się na tworzeniu modeli poprzez analizę, np. badania radiologicznego i wyznaczaniu odpowiednich punktów (węzłów), jak na Ryc.2.1.



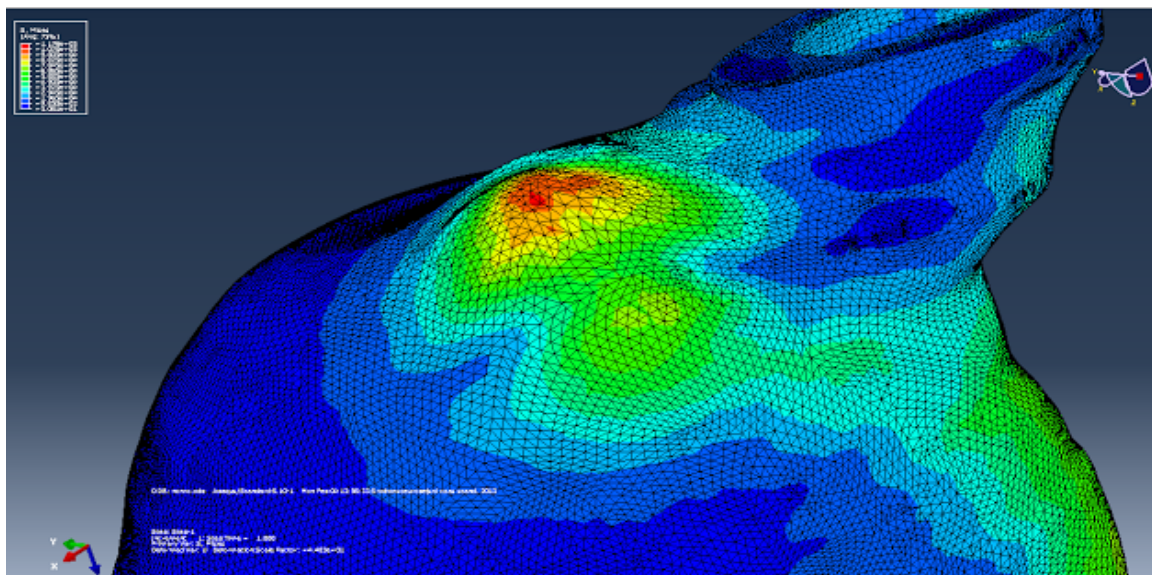
Ryc.2.1. Węzły tworzące obrys obrazu tętniaka aorty brzusznej w badaniu angio KT.

Następnie tworzy się podobne obrazy na kolejnych skanach wcześniej wykonanego badania obrazowego. Połączenie poszczególnych skanów w jeden element pozwala stworzyć trójwymiarowy model tętniaka (Ryc. 2.2).



Ryc.2.2 Trójwymiarowy obraz tętniaka aorty brzusznej.

Takie modele pozwalają na ocenę sił działających na ścianę tętniaka oraz ich rozkład i pomiary naprężeń ściany (Ryc.2.3).



Ryc. 2.3. Rozkład naprężeń w modelu ściany tętniaka aorty brzusznej.

Jest to metoda manualna tworzenia trójwymiarowego modelu tętniaka i została ona opisana w jednej z publikacji autora rozprawy. (50) Obraz trójwymiarowy w tej metodzie jest tworzony poprzez składanie poszczególnych skanów w jeden obraz. (51) (52) Obecnie większość obliczeń jest wykonywana przy pomocy stworzonego do tego celu oprogramowania. Postępy i ułatwienia w wykorzystaniu tej metody, które nie wymagają manualnego tworzenia modeli TAB zostały przedstawione w omówieniu. Użyteczność tej metody na podstawie modeli stworzonych z obrazów angio KT została udokumentowana w wielu badaniach, (53) (54). Obecnie w literaturze nieliczne badania z wykorzystaniem MES opierają się na obrazowaniu tętniaków w angio MR. (55)

We wcześniejszych badaniach autora rozprawy przedstawiono zachowanie tętniaków w fazie skurczowej na podstawie danych angio MR i symulacji komputerowej z wykorzystaniem MES. Metoda ta pozwoliła na ocenę poprawności modeli matematycznych ze stanem rzeczywistym i zachowania tętniaka w fazie skurczu i rozkurczu. Matematycznie stworzone modele, w których ścianę tętniaków poddano wpływowi ciśnienia krwi, porównano z danymi referencyjnymi. Trójwymiarowe modele tętniaków w fazie skurczu przyjęto jako dane referencyjne. Takie porównanie było możliwe w związku z wykorzystaniem angio MR, które pozwala na tworzenie obrazów w różnych fazach cyklu serca. Wyniki badań zostały opublikowane w czasopiśmie *Biocybernetics and Biomedical Engineering*.(50) W badaniu wykazano możliwość tworzenia trójwymiarowych obrazów TAB oraz poddano dalszej analizie zachowanie modeli. Zgodność symulowanego ruchu ścian tętniaka w skurczu i rozkurczu z obrazem uzyskanym z bramkowanym obrazem angio MR wynosiła 4,11%. (50)

Ponieważ modele tworzone komputerowo na podstawie obrazów angio MR wiernie odzwierciedlały zachowanie ściany tętniaka, kolejnym tematem badawczym stała się komputerowa ocena ryzyka pęknięcia tętniaka na podstawie obrazów angio KT i angio MR.

2.2 Metoda komputerowa oceny ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej

W wielu publikacjach podkreślano, że przyrost średnicy oraz pęknięcie ściany TAB jest zjawiskiem, które może zostać opisane jej właściwościami mechanicznymi. (56) (3) W tych badaniach pojawiały się pojęcia takie jak: naprężenie, naprężenie ścinające, naprężenie ścinające ściany, szczytowe naprężenie ściany, indeks ryzyka pęknięcia ściany, ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (Tabela 2.2.1).

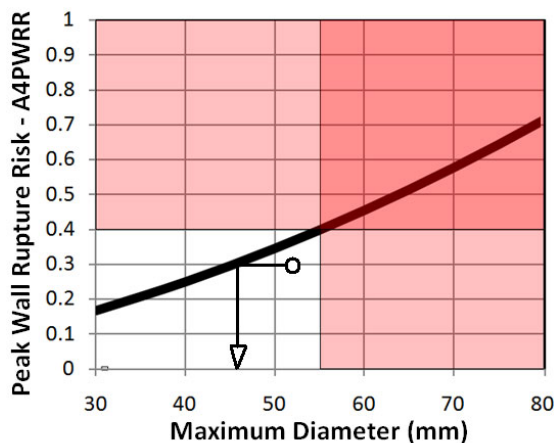
Istotny wydaje się fakt, że naprężenie ściany narasta wraz ze wzrostem ciśnienia wewnątrz aorty, co w dłuższej perspektywie czasowej powoduje przyrost średnicy tętniaka. Kiedy naprężenie przekracza wytrzymałość ściany TAB, dochodzi do jego pęknięcia. Do oceny tych zjawisk wykorzystywana jest MES, ponieważ pozwala na podzielenie modelu aorty na miniaturowe elementy i zbadanie zależności pomiędzy nimi. Wiele publikacji wskazuje na to, że metoda MES pozwala na lepszą ocenę ryzyka pęknięcia tętniaka niż sama ocena jego średnicy.

Choć biomechaniczna ocena ryzyka pęknięcia TAB nie jest jeszcze w szeroki sposób wykorzystywana w praktyce klinicznej pozwala na bardziej indywidualne jego określenie. (53). Bardzo ciekawe są wyniki publikacji” *Biomechanical indices are more sensitive than diameter in predicting rupture of asymptomatic abdominal aortic aneurysms*” (cyt) z 2019 roku, w której porównano ocenę ryzyka pęknięcia u pacjentów z wcześniej wykonanymi badaniami angio KT na podstawie średnicy oraz parametrów biomechanicznych. Wnioski z publikacji wskazują, że sama średnica TAB jest mniej czułym parametrem oceny ryzyka pęknięcia. Wielkością, która opisuje maksymalne naprężenie ściany jest naprężenie szczytowe ściany tętniaka (ang. *Peak Wall Stress*, PWS), które zależy od: kształtu, średnicy oraz ciśnienia wewnątrz naczynia. Natomiast pojęciem używanym do oceny ryzyka pęknięcia jest indeks ryzyka pęknięcia ściany tętniaka (ang. *Peak Wall Rupture Index*, PWRI), który odnosi się do wytrzymałości ściany tętniaka a jego wartość otrzymuje się dzieląc PWS przez wytrzymałość naczynia. Zatem gdy wielkość naprężenia przekroczy wytrzymałość ściany dochodzi do pęknięcia ściany tętniaka. Na kolejnej stronie przedstawiono definicje podstawowych pojęć z biomechaniki aorty. W tabeli 2.2.1 zgromadzono definicje podstawowych pojęć z biomechaniki aorty.

Naprężenie	stosunek siły do powierzchni, na którą oddziałuje
Naprężenie ścinające	naprężenie styczne będące przyczyną odkształcenia ściany tętniaka
Naprężenie ścinające ściany	naprężenie wytworzone przez przepływającą krew
Metoda elementów skończonych	matematyczna metoda służąca do opisu i analizy zjawisk mechanicznych

Tabela 2.2.1. Definicje podstawowych pojęć z biomechaniki aorty.

Ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy jest wielkością, która opisuje indywidualne ryzyko pęknięcia TAB. Np. Dla pacjenta zaprezentowanego na wykresie (Rycina 2.2.1) indywidualne ryzyko pęknięcia tętniaka aorty brzusznej odpowiada tętniakowi o średnicy 46 mm pomimo średnicy 52 mm.



Rycina 2.2.1. Ekwiwalent ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej RRED.

Zależności pomiędzy PWS oraz PWRI a określonymi czynnikami ryzyka przedstawia Tabela 2.2.2

	PWS	PWRI
średnica	X	X
kształt	X	X
pleć		X
ciśnienie tętnicze	X	X
skrzeplina wewnątrz tętniaka	-	X
 dodatni wywiad rodzinny	-	X
ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy	-	X

Tabela 2.2.2. Czynniki ryzyka wpływające na PWS oraz PWRI.

Badania wykazały, że modelowanie komputerowane odpowiada zachowaniu ściany aorty *in vivo*. (57) (58) Przyjmuje się, iż siły mechaniczne wywołane ciśnieniem krwi powodują rozszerzanie i naprężanie ściany tętnicy. Ponadto udowodniono, że znaczenie otaczających tkanek i organów przy ocenie ryzyka pęknięcia jest niewielkie zatem może zostać ono pominięte. (59)

3. Cel pracy

Celem pracy była ocena przydatności biomechanicznych metod oceny ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej. W szczególności:

1. Określenie przydatności badań angio MR w ocenie biomechanicznego ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej.

2. Określenie ewentualnych różnic w ocenie ryzyka pęknięcia TAB w zależności od wykorzystania obrazowania angio KT lub angio MR.

3. Określenie, które z parametrów biomechanicznych oceny TAB w tych dwóch metodach obrazowania były do siebie najbardziej zbliżone.

4. Materiał i metody

4.1 Charakterystyka chorych włączonych do grupy badanej

Badaną grupę stanowili chorzy z bezobjawowym TAB zakwalifikowani do leczenia operacyjnego w trybie planowym oraz monitorowani ambulatoryjnie z tego powodu w latach 2014- 2017 Klinice Chirurgii Ogólnej i Naczyń UMw Poznaniu przy ul.Długiej.

Na przeprowadzenie badań została wydana zgoda Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola. Marcinkowskiego w Poznaniu (uchwała nr 484/12).

Wszyscy pacjenci mieli wykonane badanie angio KT a następnie także angio MR w odstępach czasowych mieszczących się w granicach 0-189 dni. U części objętych badaniami pacjentów, ze względu na niską jakość obrazów nie można było przeprowadzić szczegółowych analiz, dlatego zostali zdyskwalifikowani z dalszych badań. Z tego powodu ostatecznie badanie objęło 16 pacjentów. Wiek chorych mieścił się w granicach od 57 do 91 lat i wynosił średnio $70,57 \pm 10,80$ roku. Wszyscy pacjenci byli bezobjawowi a wywiad rodzinny względem obecności TAB był ujemny. Zgodnie z obowiązującym standardem diagnostycznym kwalifikującym do leczenia operacyjnego, u wszystkich analizowanych pacjentów przed zabiegiem wykonano angio KT, Ponadto u badanej grupy chorych wykonano badania angio MR aparatem Siemens Magnetom Avanto 1,5 T z wykorzystaniem jednego protokołu, przy czym kryteriami włączenia do badania była obecność wrzecionowatego, bezobjawowego tętniaka aorty brzusznej, brak przeciwwskazań do wykonania badania angio MR oraz wiek powyżej 18 r.ż.

4.2 Kryteria wyłączenia

Kryteria wykluczenia z analizy stanowiły choroby tkanki łącznej (zespół Ehrlesa Danlosa, zespół Marfana), obecność tętniaka zapalnego oraz tętniaka objawowego.

4.3 Metody

Do analizy badań obrazowych użyto wersji naukowej oprogramowania VASCOPS GmbH, Graz, Austria. Do oprogramowania importowano obrazy zarówno angio KT, jak i angio MR w postaci plików DICOM.

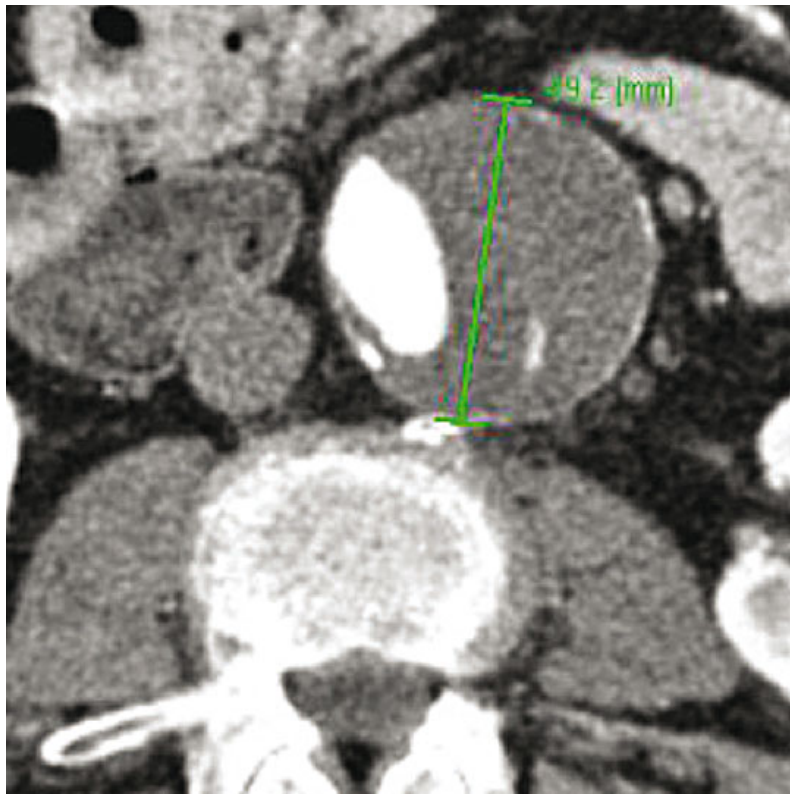
4.4 Metodologia oceny właściwości biomechanicznych tętniaków

Dokonano analizy obrazów angio KT oraz angio MR u 16 pacjentów. Do analizy obrazów użyto oprogramowania A4clinics Research Edition (VASCOPS GmbH, Graz, Austria), które umożliwiło dokonywanie pomiarów w sposób półautomatyczny, natomiast granice światła aorty i zewnętrzna granica ściany tętniaka były wyznaczane w sposób automatyczny a w razie konieczności korygowane manualnie. Następnym krokiem było wygenerowanie trójwymiarowych modeli, w których tworzony był obraz drożnej części aorty (światło naczynia) oraz obraz ściany tętniaka. Przestrzeń, która znajdowała się pomiędzy tymi strukturami była określana jako skrzeplina wewnątrznacyniowa (ang. Intraluminal Thrombus, ILT). Grubość ściany naczynia była określana automatycznie na podstawie danych literaturowych pozyskanych z wcześniejszych badań. (50) (51) Średnica aorty była mierzona w osi prostopadłej do linii centralnej światła naczynia, przy czym pomiaru wykonano w 40 miejscach celem dokładnego określenia największej średnicy TAB.

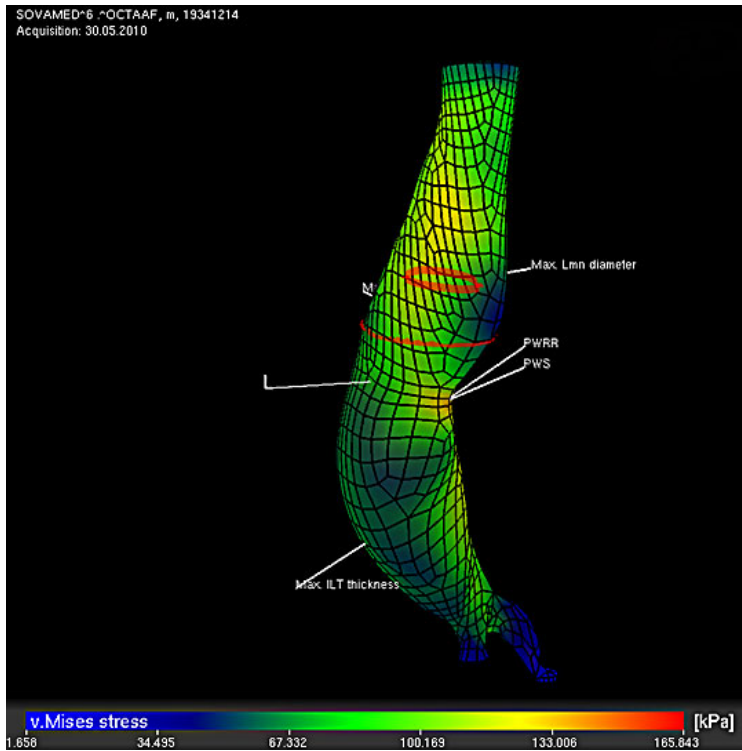
W obliczeniach dokonano założeń, na których opierają się podobne badania. Dla uzyskania wyników przyjęto, że ściana aorty oraz skrzeplina wewnątrz TAB są nieściśliwe, izotropowe (wykazujące brak różnic we właściwościach fizycznych niezależnie od miejsca pomiaru), hipersprężyste. Wytrzymałość ściany tętniaka została określona wielomiejscowo na jego przebiegu bazując na wcześniejszych publikacjach z badań “ex vivo”. Badania te uwzględniały takie czynniki, jak wiek, płeć, dodatni wywiad rodzinny występowania TAB, grubość skrzepliny wewnątrznacyniowej oraz średnicę tętniaka w miejscu badanym. (60)

Wytrzymałość ściany TAB oraz skrzepliny zostały zmniejszone odpowiednio o 50% i 60% celem symulacji pulsującego charakteru przepływu krwi, natomiast sztywność skrzepliny TAB zmniejszono o 33%. Zachowanie skrzepliny dokładnie zostało opisane w publikacji. Przyjęto parametry mechaniczne skrzepliny dostępne w literaturze. (61)

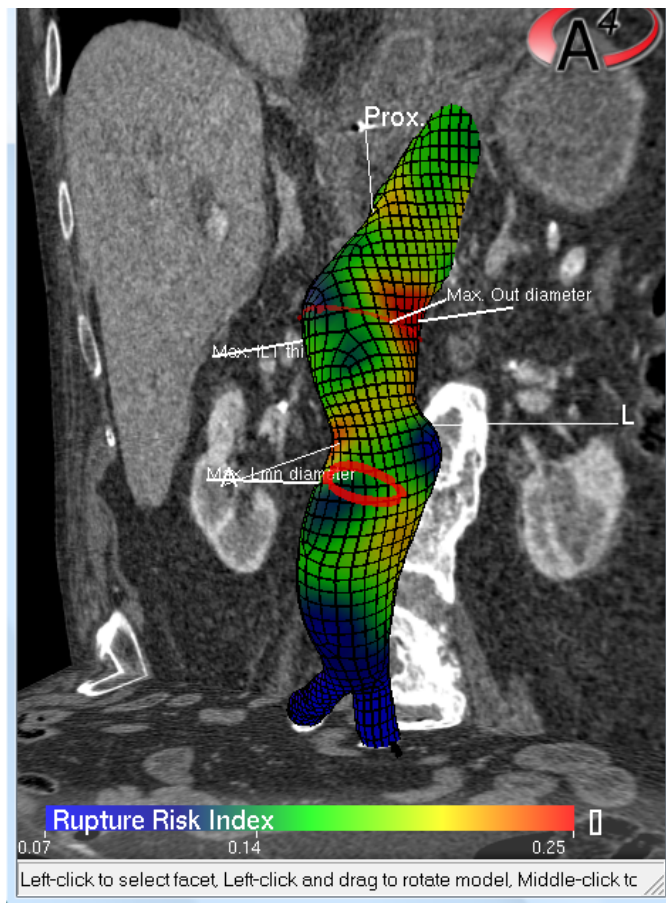
Ostatecznie wykonany model został poddany analizie przy pomocy MES z użyciem odpowiedniego oprogramowania. Następnie dokonano pomiarów geometrycznych z założeniem działania ciśnienia tętniczego w świetle tętniaka pomiędzy niżej położoną tętnicą nerkową do miejsca podziału aorty. Sposób dokonywania pomiarów obrazów angio MR oraz angio KT był identyczny. Na Ryc. 4.4.1 przedstawiono przykład pomiaru najszerszej średnicy tętniaka. Kolejne ryciny (4.4.2 i 3) przedstawiają rozkład naprężeń w trójwymiarowym modelu tętniaka oraz położenie tętniaka w stosunku do otaczających tkanek. Na ostatniej rycinie (4.4.4) przedstawiono interpretację wyniku oceny ekwiwalentnej średnicy pęknięcia tętniaka (RRED).



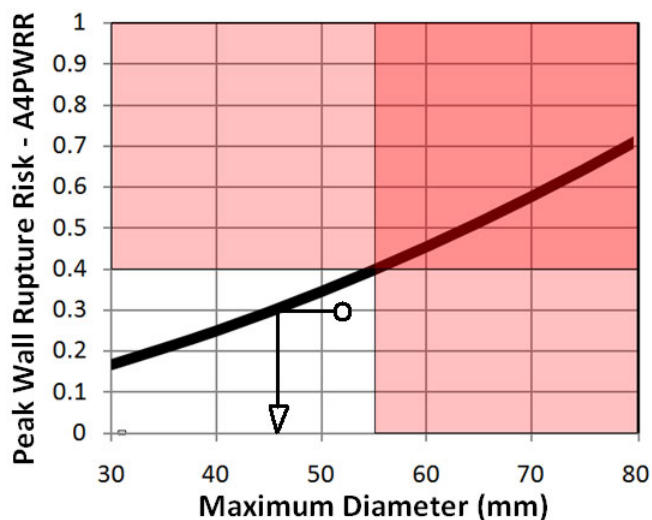
Rycina 4.4.1 Obraz angio KT tętniaka aorty brzusznej w miejscu o największej średnicy.



Rycina.4.4.2 Rozkład naprężeń na przebiegu ściany tętniaka.



Rycina 4.4.3 Rozkład naprężeń z uwzględnieniem stosunków anatomicznych.



Rycina 4.4.4 Ekwiwalent średnicy pęknięcia tętniaka. Dla prezentowanego przypadku o średnicy 49 mm, ryzyko pęknięcia odpowiada tętniakowi o średnicy 46 mm.

4.5 Analiza statystyczna

Przeprowadzono analizę statystyczną wyników pomiarów z wykorzystaniem oprogramowania Medcalc 18 (Ostend, Belgia). Ocenę zgodności pomiędzy wynikami pomiarów uzyskanymi z analizy obrazów angio KT oraz angio MR przeprowadzono poprzez zastosowanie metody Blanda –Altmana. W metodzie tej określono różnice z 95% przedziałem ufności. (62) Korelację pomiędzy zmiennymi oznaczono z użyciem współczynnika korelacji rang Spearmana.

5. Wyniki

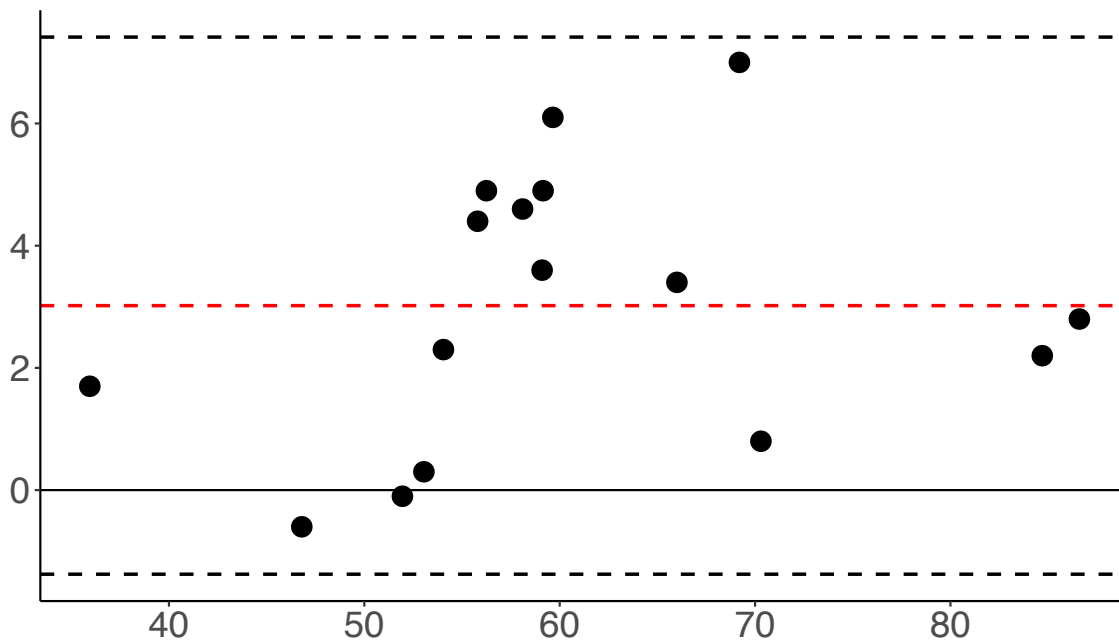
W analizie uzyskanych wyników pochodzących od badanych pacjentów oceniano:

- Maksymalna średnica zewnętrzna [mm]
- Maksymalna średnica światła [mm]
- Maksymalna średnica skrzepliny [mm]
- Całkowita objętość naczynia [cm³]
- Całkowita objętość światła naczynia (TLV) [cm³]
- Całkowita objętość skrzepliny [cm³]
- Maksymalne naprężenie ściany tętniaka (PWS) [kPa]
- Indeks ryzyka pęknięcia (PWRI) [wskaźnik]
- Ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED)[mm]

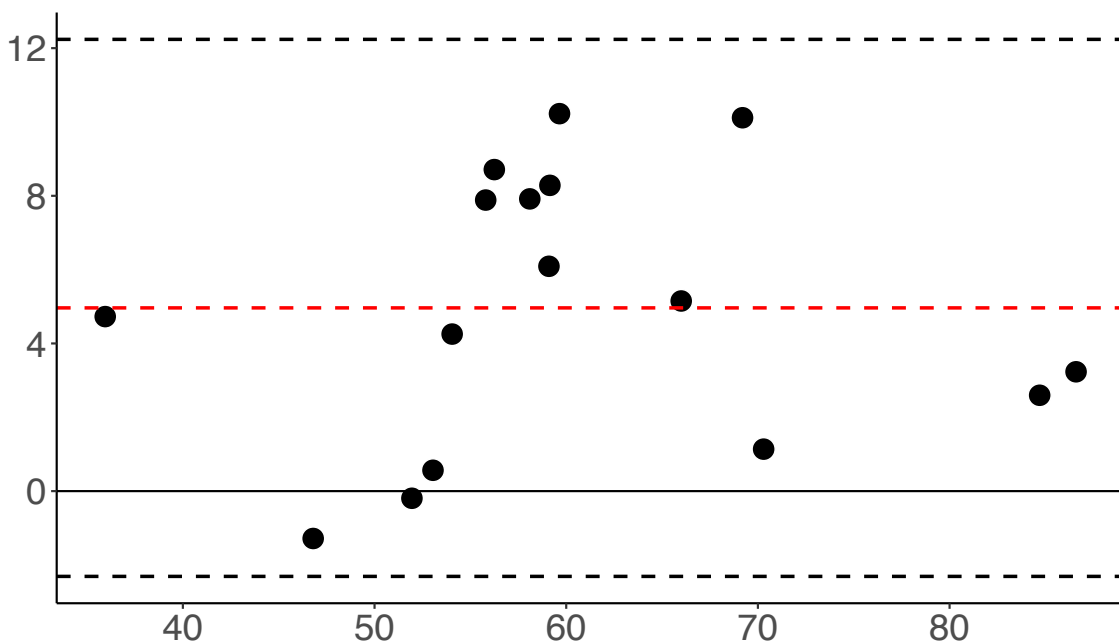
U każdego pacjenta wykonano analizę obrazów agio KT oraz angio MR.

5.1 Maksymalna średnica tętniaka

Odchylenie standardowe przy oznaczeniu średnicy w badaniach angio KT oraz angio MR wynosiło 3,02 mm (maksymalna 7,41 mm; minimalna 1,38 mm) (Wykres 5.1.1), różnica wyrażona w procentach wynosiła 4,96% (Wykres 5.1.2). Stwierdzano tendencję do uzyskiwania wyższych wartości średnicy w badaniach angio MR.



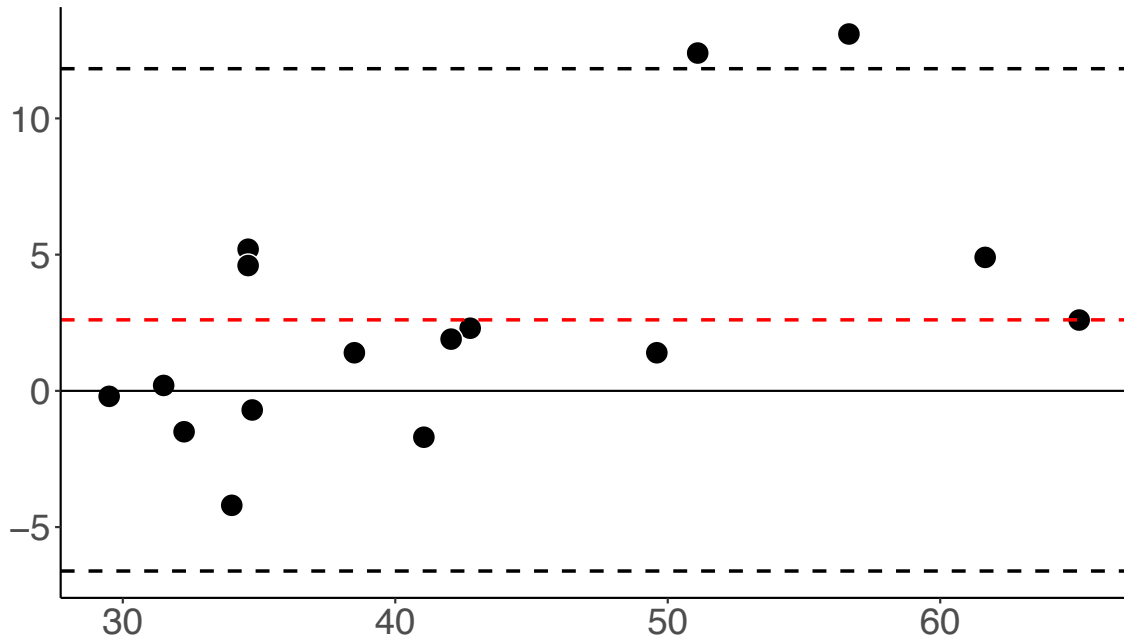
Wykres 5.1.1 Maksymalna średnica tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



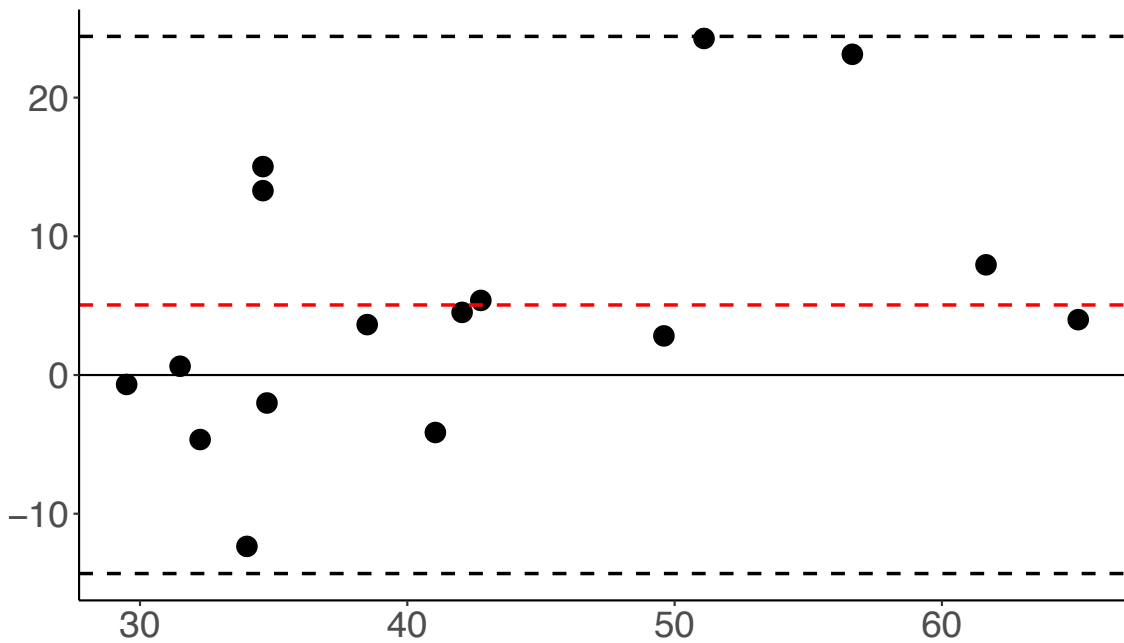
Wykres.5.1.2 Maksymalna średnica tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.2 Średnica drożnego światła tętniaka

Różnica w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiła 3,64 mm (Wykres 5.2.1), co w oznaczeniu procentowym wynosiło 5,05 % (Wykres 5.2.2)



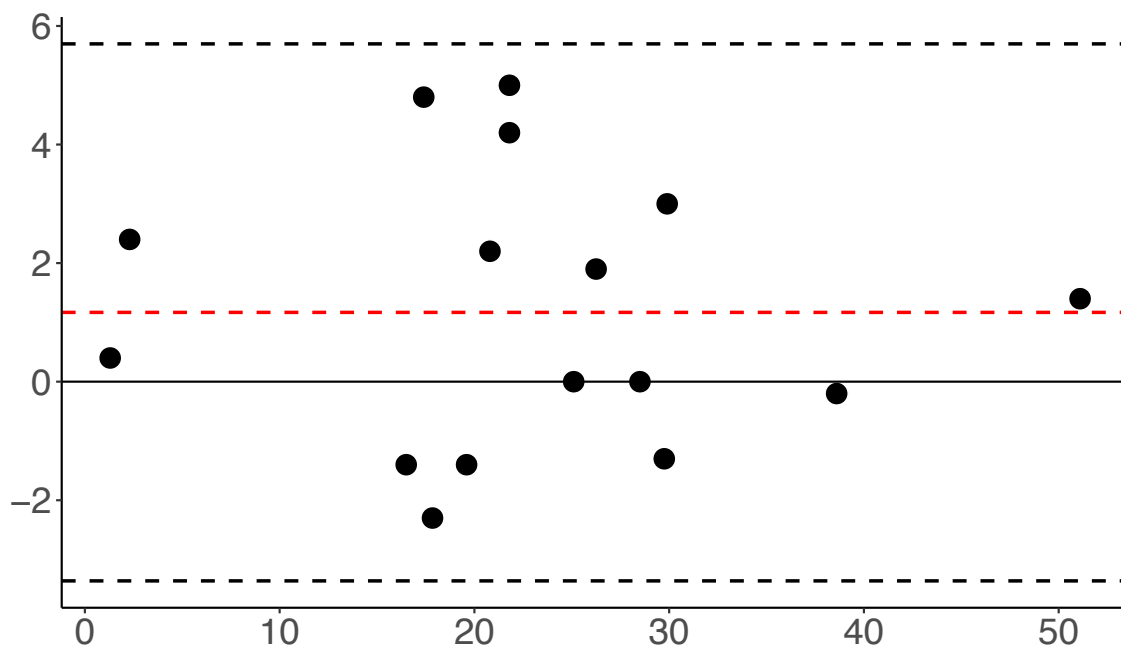
Wykres 5.2.1 Średnica drożnego światła tętniaka(różnice pomiarów wyrażone w [mm]).



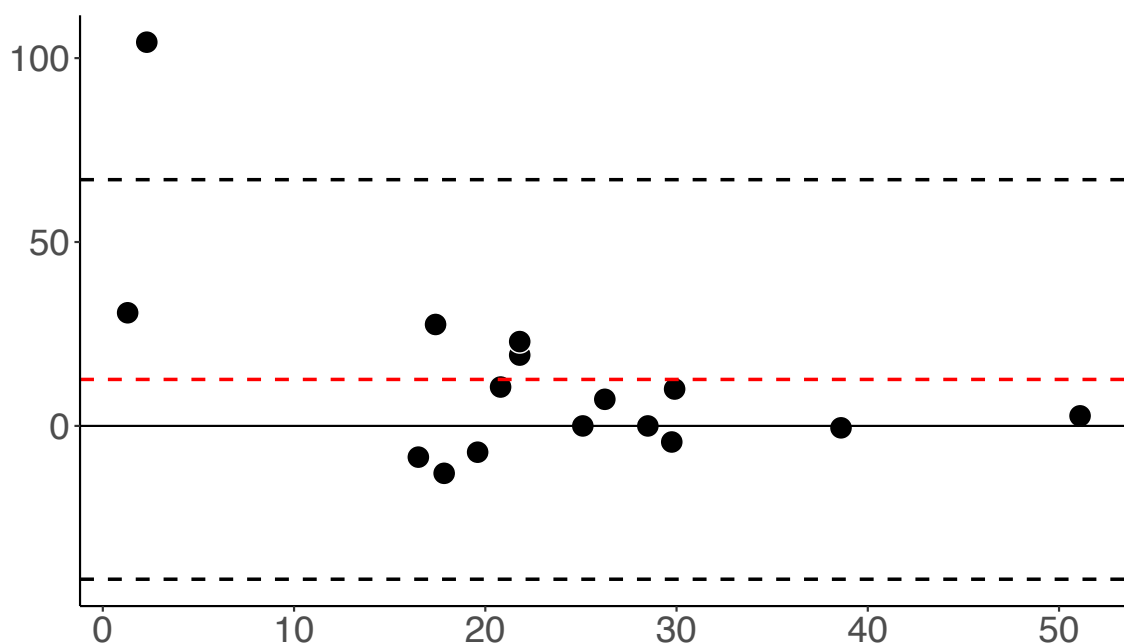
Wykres 5.2.2 Średnica drożnego światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.3 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka

Odchylenie standardowe pomiędzy pomiarami wynosiła 1,17 mm, przy maksymalnych wartościach 5,7 mm oraz -3,36 mm (Wykres 5.3.1). Różnica w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiła 12,63% (Wykres 5.3.2).



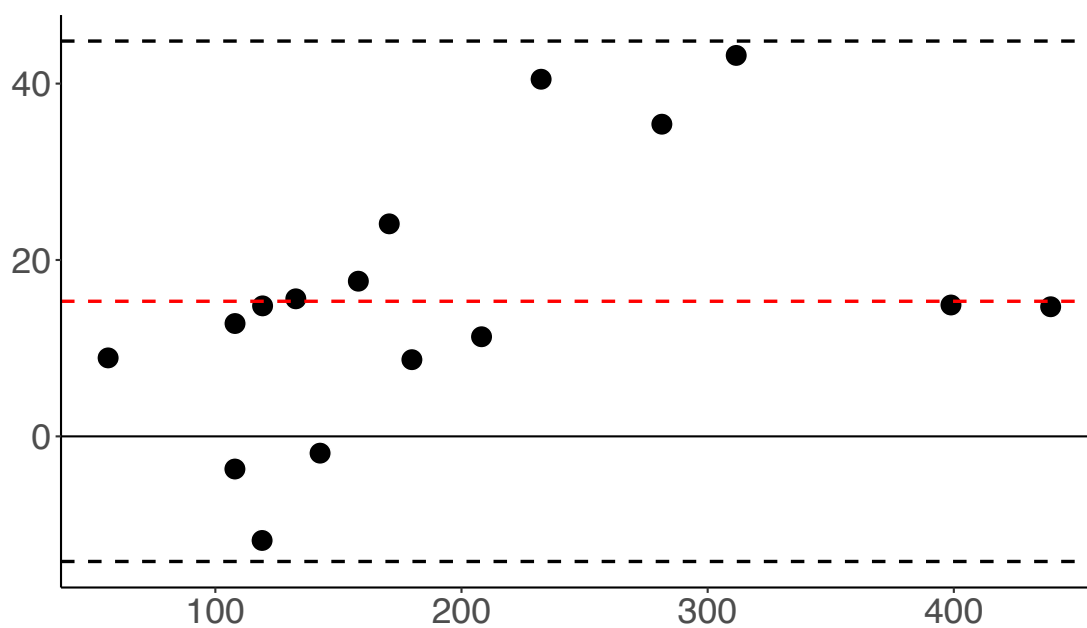
Wykres 5.3.1 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



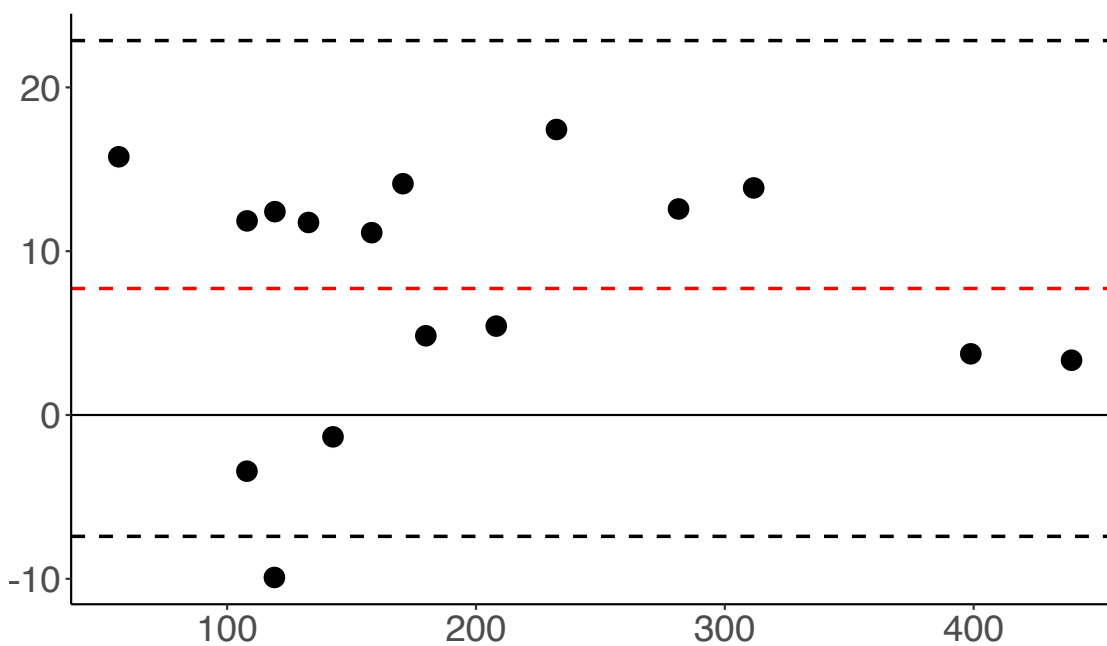
Wykres 5.3.2 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.4 Całkowita objętość tętniaka

Wartość odchylenia standardowego wynosiła $18,26 \text{ mm}^3$, przy maksymalnych wartościach $50,78 \text{ cm}^3$ oraz $-14,27 \text{ cm}^3$ (Wykres 5.4.1). Różnica w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiła $9,73 \%$ (Wykres 5.4.2).



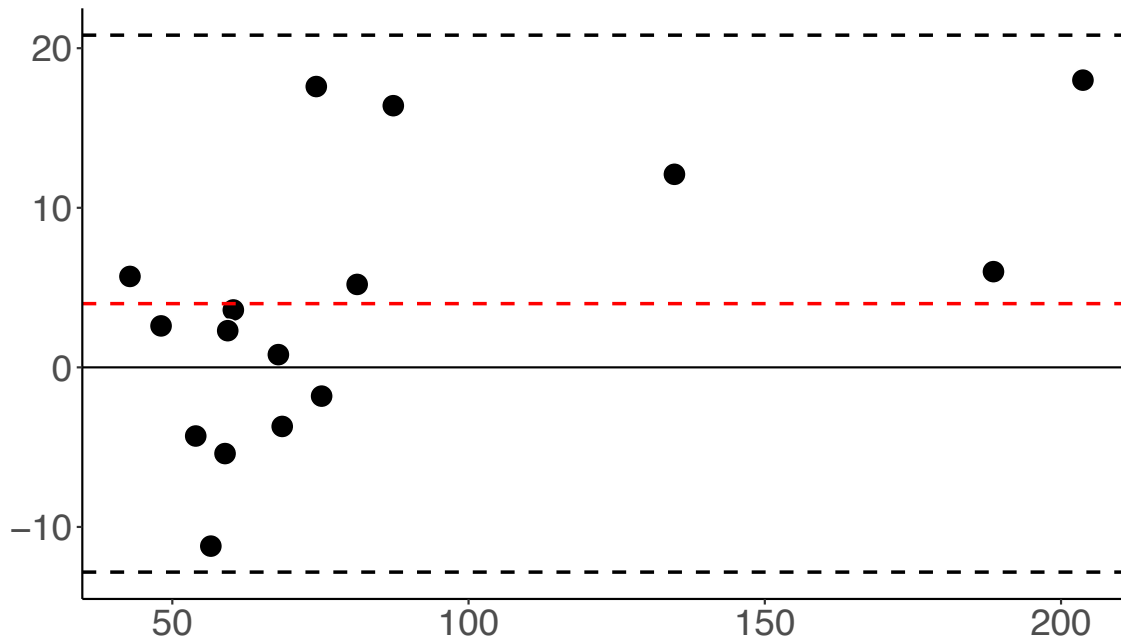
Wykres. 5.4.1 Całkowita objętość tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



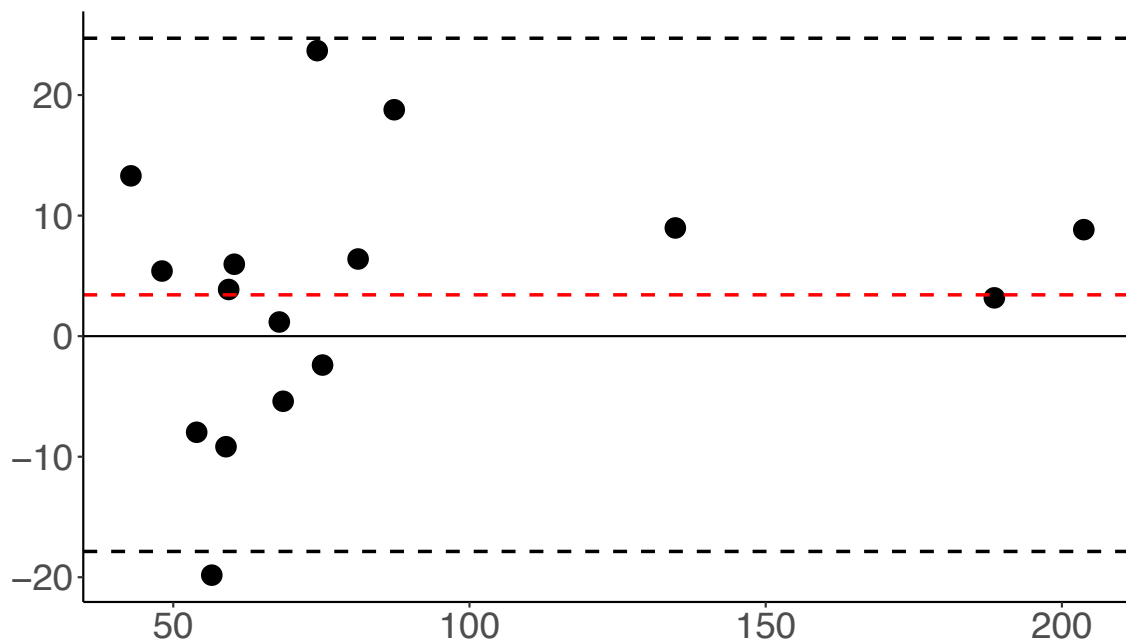
Wykres 5.4.2 Całkowita objętość tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.5 Całkowita objętość światła tętniaka (TLV)

Odchylenie standardowe wynosiło $3,99 \text{ cm}^3$, przy maksymalnych wartościach $20,82 \text{ cm}^3$ oraz $-12,83 \text{ cm}^3$ (Wykres 5.5.1). Różnica w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiła $3,43 \%$ (Wykres 5.5.2).



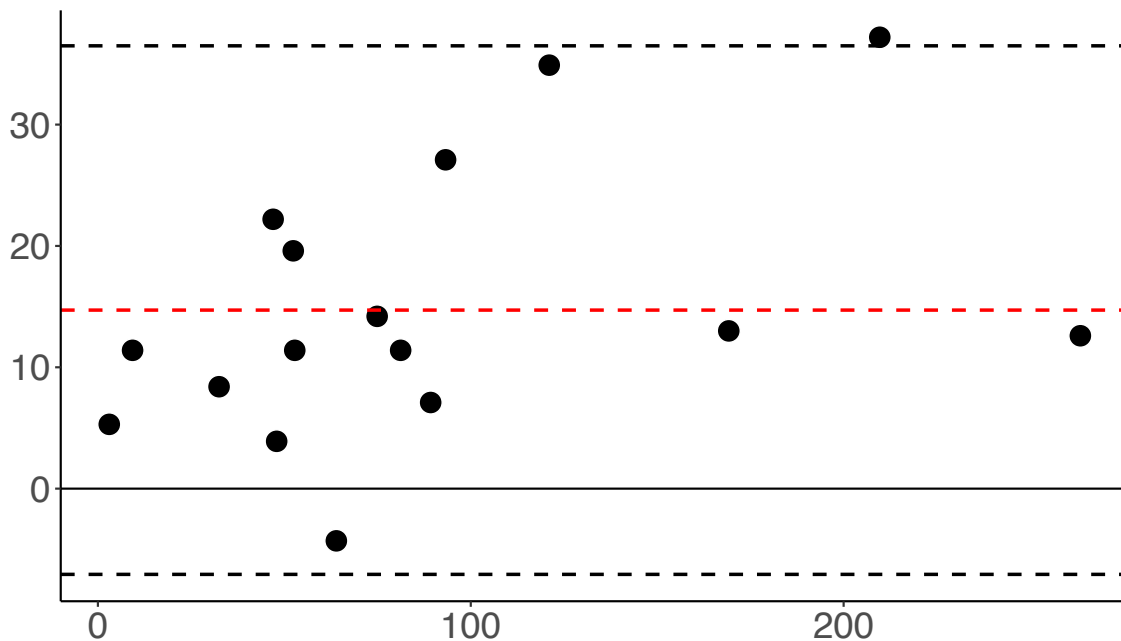
Wykres 5.5.1 Całkowita objętość światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



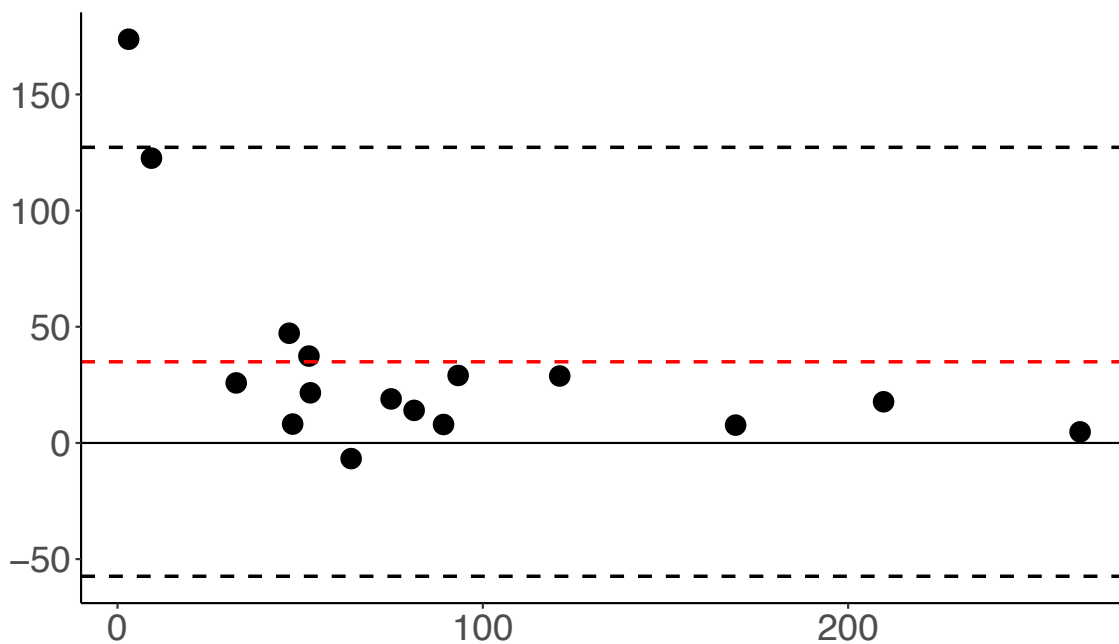
Wykres 5.5.2 Całkowita objętość światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.6 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka

Wartość odchylenia standardowego wynosiła $14,71 \text{ cm}^3$, przy wartościach maksymalnych $36,49 \text{ cm}^3$ oraz minimalnych $-7,07 \text{ cm}^3$ (Wykres 5.6.1). Różnice w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiły $34,93 \%$ (Wykres 5.6.2).



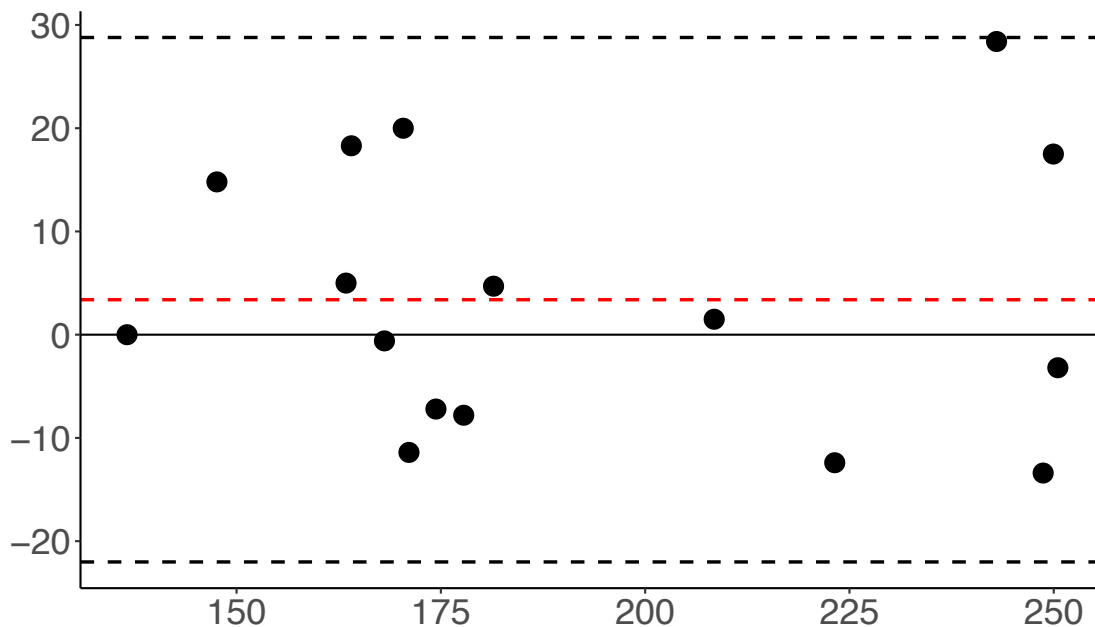
Wykres 5.6.1 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



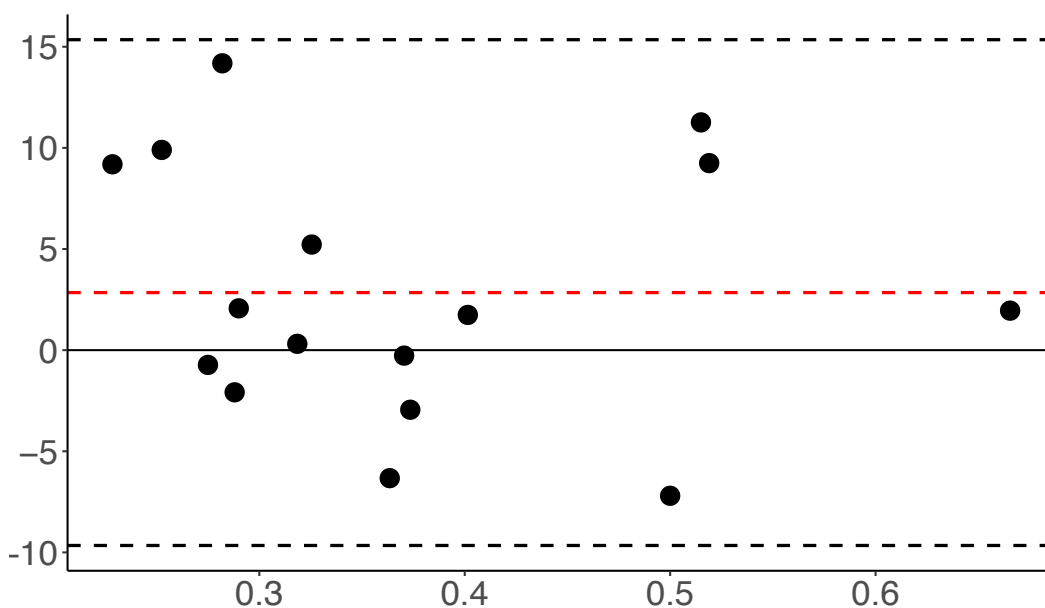
Wykres 5.6.2 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.7 Maksymalne naprężenie ściany (PWS)

Wartość odchylenia standardowego wynosiła 3,39kPa przy maksymalnych wartościach 28,79kPa oraz minimalnych -22,01kPa. (Wykres 5.7.1). Różnice w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiły jedynie 1,89% (Wykres 5.7.2)



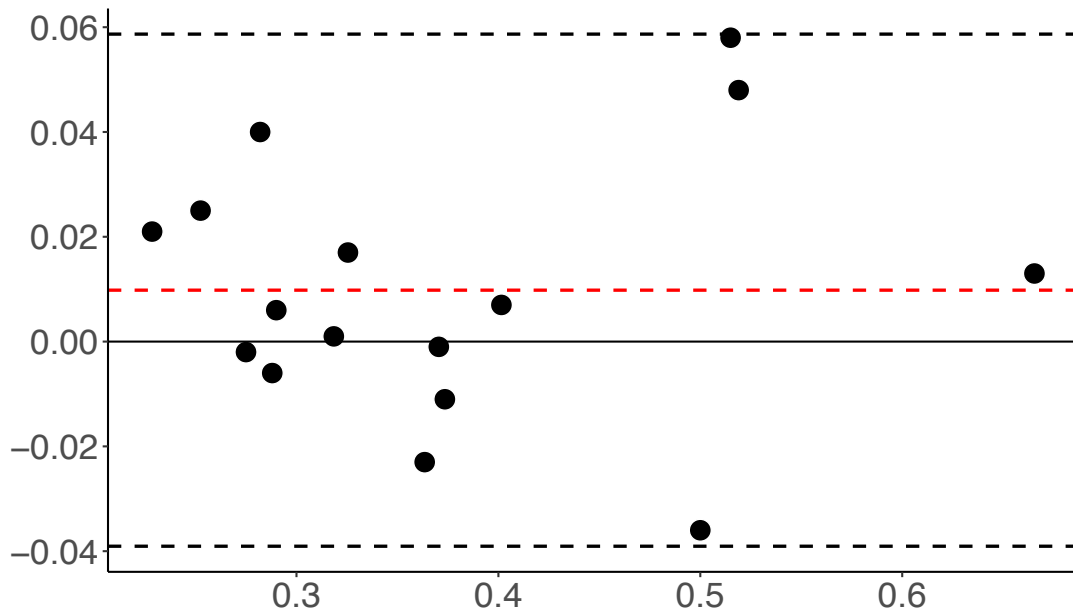
Wykres 5.7.1 Maksymalne naprężenie ściany(różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



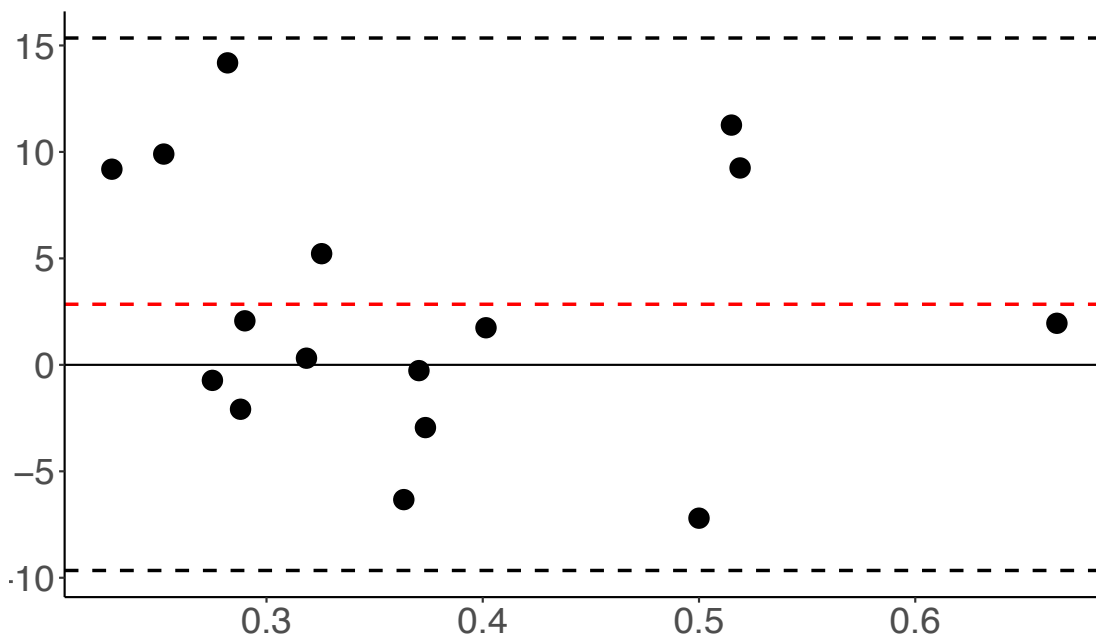
Wykres 5.7.2 Maksymalne naprężenie ściany (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.8 Indeks ryzyka pęknięcia (PWRI)

Wartość odchylenia standardowego wynosiła 0,01 przy wartościach maksymalnych 0,06 oraz minimalnych -0,04 (Wykres 5.8.1). Różnice w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiły jedynie 2,85% (Wykres 5.8.2)



Wykres 5.8.1 Indeks ryzyka pęknięcia (Peak Wall Rupture Index [PWRI]) (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

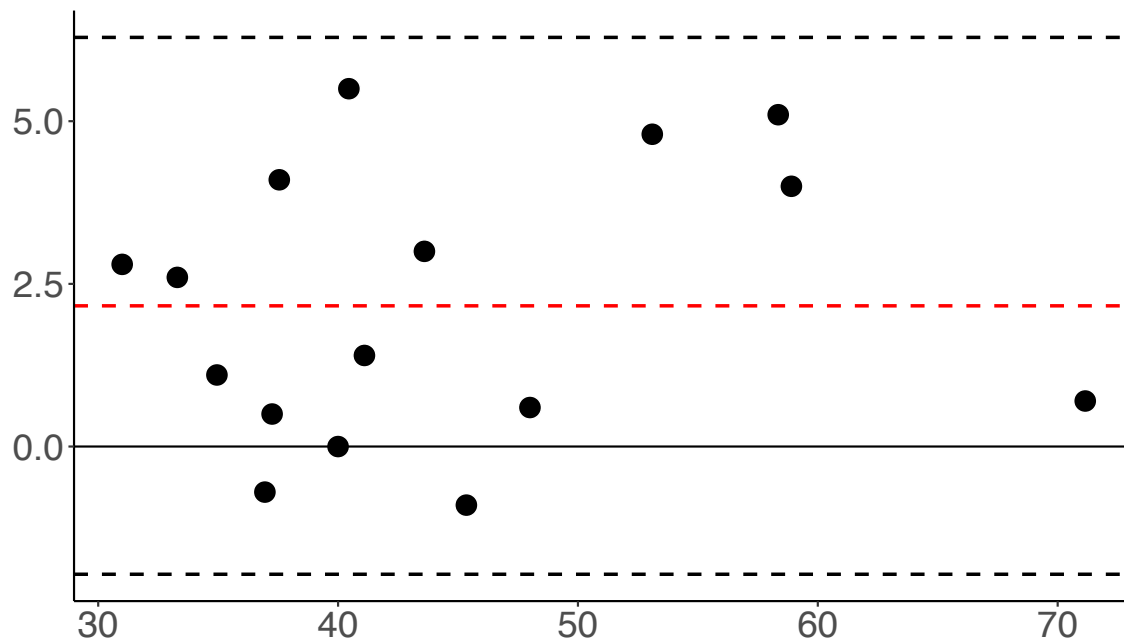


Wykres 5.8.2 Indeks ryzyka pęknięcia (Peak Wall Rupture Index [PWRI]) (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

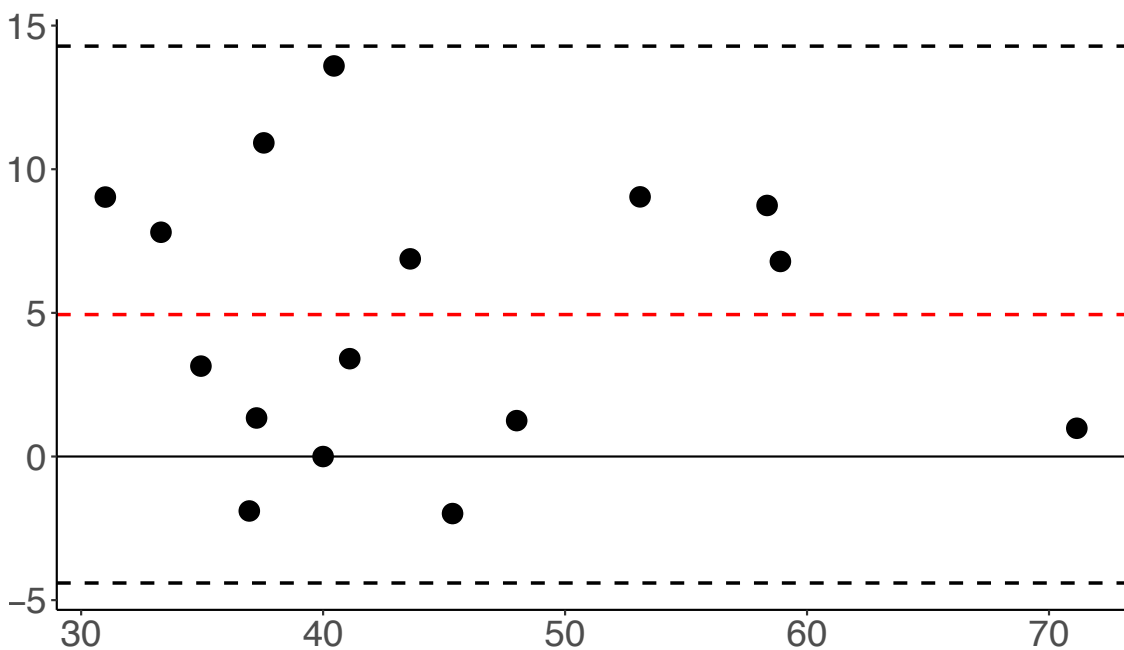
5.9 Ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED)

Wartość odchylenia standardowego wynosiła 1,81mm przy wartościach maksymalnego odchylenia 5,37mm oraz -3,61mm. (Wykres 5.9.1)

Średnia różnica w oznaczeniach pomiędzy angio KT oraz angio MR wynosiła 2,14% (Wykres 5.9.2).



Wykres 5.9.1 Różnice w pomiarach RRED (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).



Wykres 5.9.2 Różnice w pomiarach RRED (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

5.10 Zbiornicze zestawienie wyników

Dokonano porównania wyników pomiarów z badań angio MR oraz angio KT i oznaczono zgodności pomiędzy wynikami obu metod przy pomocy testu Blanda-Altmana. (63)

Określono różnice z 95% przedziałem ufności. (Tabela 5.10.1 i Tabela 5.10.2)

MR vs KT	Średnia różnica wyrażona w wartościach bezwzględnych	Maksymalne wartości dla zgodności pomiarów	Minimalne wartości dla zgodności pomiarów	Średnia różnica
Maksymalna średnica zewnętrzna [mm]	3,02	7,41	-1,38	3,11
Maksymalna średnica światła [mm]	2,61	11,82	-6,61	3,64
Maksymalna średnica skrzepliny [mm]	1,17	5,7	-3,36	1,99
Całkowita objętość naczynia [cm³]	18,26	50,78	-14,27	19,83
Całkowita objętość światła naczynia [cm³]	3,99	20,82	-12,83	7,29
Całkowita objętość skrzepliny [cm³]	14,71	36,49	-7,07	15,25
Peak Wall Stress [kPa]	3,39	28,79	-22,01	10,39
Peak Wall Rupture Index, PWRI [wskaźnik]	0,01	0,06	-0,04	0,02
Rupture Risk Equivalent Diameter [mm]	0,88	5,37	-3,61	1,81

Tabela 5.10.1 Zbiornicze wyniki dla pomiarów wyrażonych w wartościach bezwzględnych.

MR vs KT	Odchylenie standardowe wartości procentowe (%)	Maksymalne wartości dla zgodności pomiarów (%)	Minimalne wartości dla zgodności pomiarów (%)	Średnie różnice
Maksymalna średnica zewnętrzna [mm]	4,96	12,24	-2,31	4,96
Maksymalna średnica światła [mm]	5,05	24,41	-14,31	5,05
Maksymalna średnica skrzepliny [mm]	12,63	66,95	-41,69	12,63
Całkowita objętość naczynia [cm³]	9,73	27,62	-8,15	9,73
Całkowita objętość światła naczynia [cm³]	3,43	24,72	-17,86	3,43
Całkowita objętość skrzepliny [cm³]	34,93	127,24	-57,37	34,93
Peak Wall Stress [kPa]	1,89	14,79	-11,02	1,89
Peak Wall Rupture Index, PWRI [wskaźnik]	2,85	15,35	-9,66	2,85
Rupture Risk Equivalent Diameter [mm]	2,14	11,88	-7,59	2,14

Tabela 5.10.2 Zbiorne wyniki dla zgodności pomiarów wyrażonych w wartościach procentowych.

Średnia różnic w wykonanych pomiarach była dodatnia we wszystkich oznaczeniach, co wskazuje na ogólną tendencję do uzyskiwania wyższej wartości wyników pomiarów w zakresie oznaczeń w przypadku angio MR w porównaniu z angio KT. Najbardziej jest ona widoczna w zakresie oceny całkowitej objętości skrzepliny (34,93%), jak i jej średnicy 12,63 %. Jest to związane z samą metodą. (64)

5.11 Analiza wpływu czasu na wynik badań

Współczynniki korelacji rang Spearmana

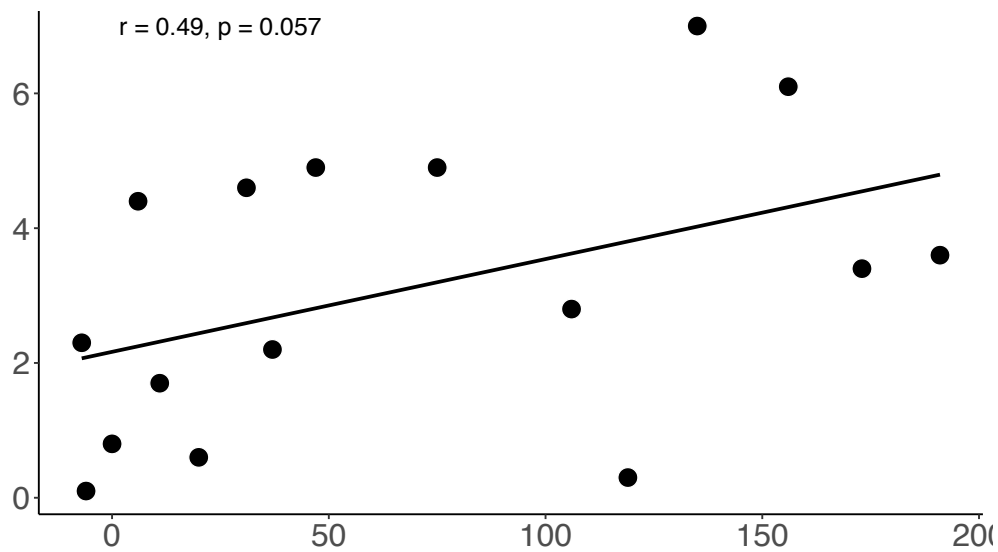
Ze względu na fakt, iż badania angio KT we wszystkich przypadkach poprzedzały wykonywanie angio MR, sprawdzono korelację czasu, jaki minął pomiędzy badaniami na wielkość odchylenia wyniku. Analizę wykonano z użyciem współczynnika korelacji rang Spearmana (r). Poniżej (Tabela 5.11.1) przedstawiono interpretację wyniku.

r	Interpretacja wyniku
< 0,2	korelacja słaba (brak związku)
0,2-0,4	korelacja niska (zależność wyraźna)
0,4-0,6	korelacja umiarkowana (zależność istotna)
0,6-0,8	korelacja wysoka (zależność znaczna)
0,8-0,9	korelacja bardzo wysoka (zależność bardzo duża)
0,9-1,0	zależność pełna

Tabela 5.11.1. Interpretacja współczynnika korelacji rang Spearmana (r).

Analizie poddano wszystkie wcześniej przebadane parametry.

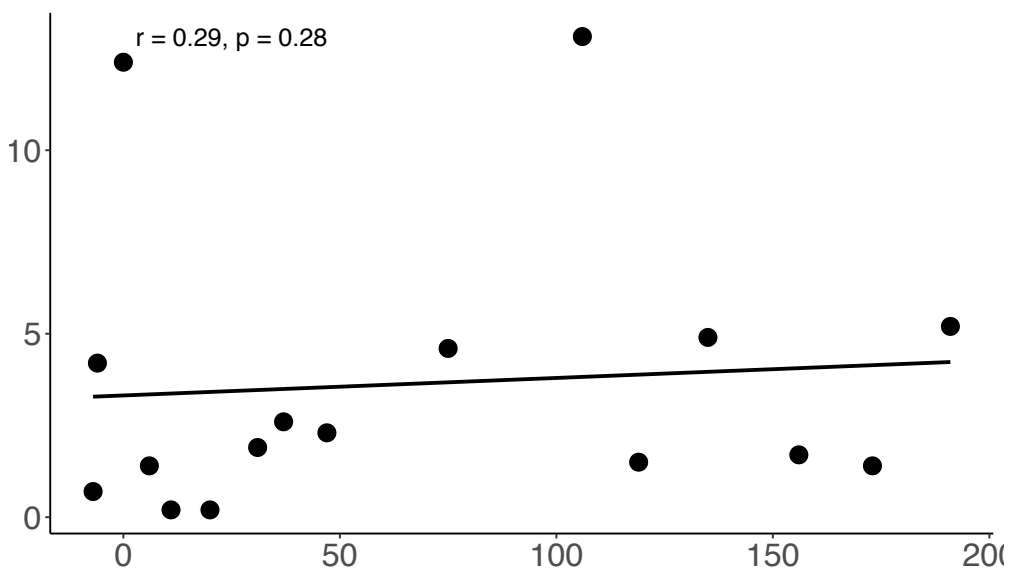
5.11.1 Maksymalna średnica zewnętrzna



Wykres 5.11.1.1 Przyrost średnicy tętniaka [mm] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, iż współczynnik r wynosił 0,49, zatem istnieje umiarkowana korelacja pomiędzy czasem, jaki upłynął a średnicą tętniaka oznaczoną w badaniach angio KT oraz angio MR.

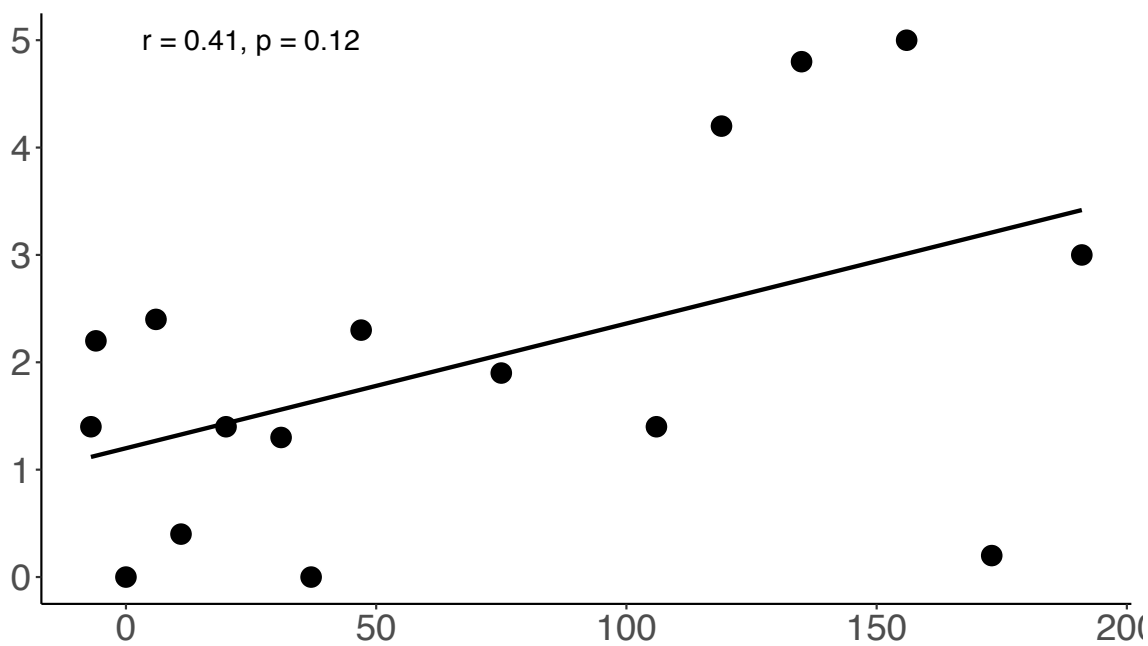
5.11.2 Maksymalna średnica drożnego naczynia



Wykres 5.11.2.1 Średnica drożnego światła tętniaka. Przyrost średnicy [mm] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono brak korelacji pomiędzy badaniami a współczynnik r wynosił 0,29 oznaczając niską korelację. Zatem nie wystąpił przyrost średnicy drożnego światła TAB.

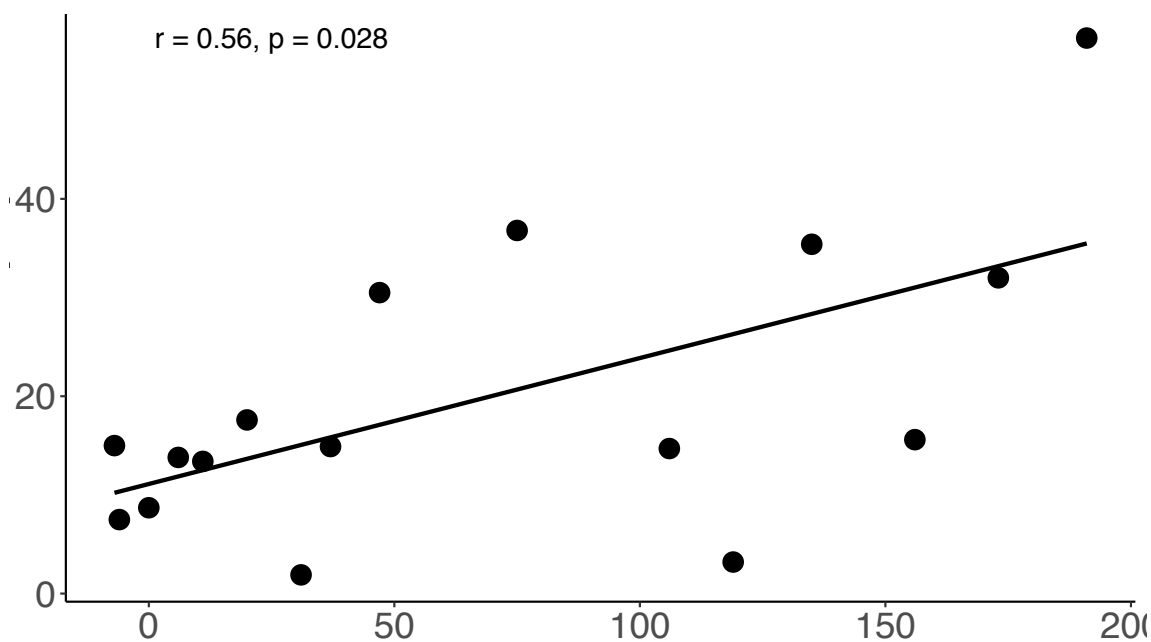
5.11.3 Grubość skrzepliny tętniaka



Wykres 5.11.3.1 Przyrost średniej grubości skrzepliny [mm²] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, iż istnieje trend pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy oznaczeniami a przyrostem średnicy ale bez istotnej korelacji (Wykres 5.11.3.1).

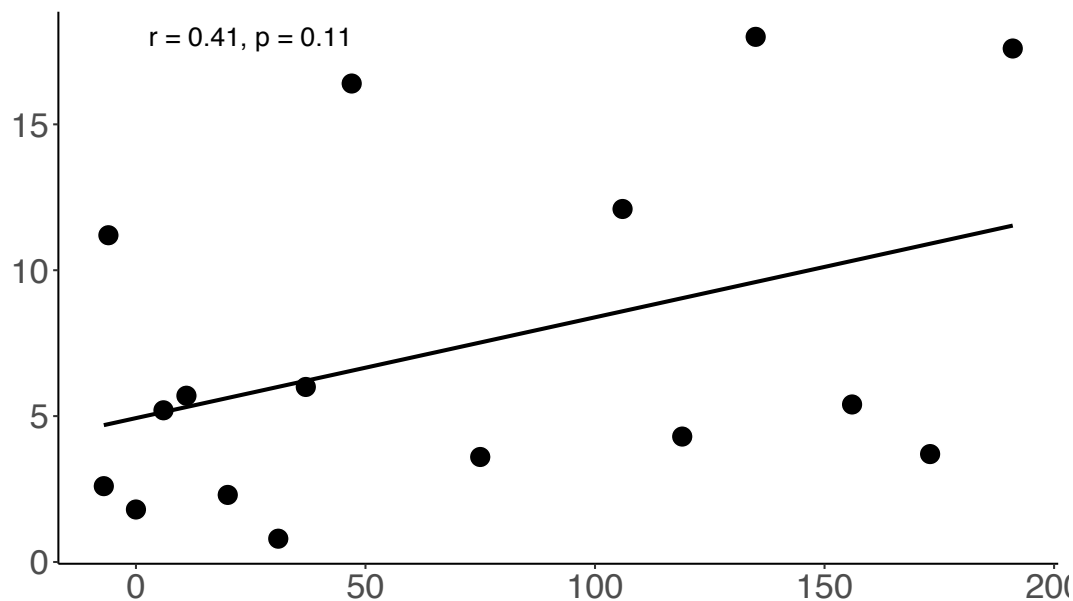
5.11.4 Całkowita objętość tętniaka



Wykres 5.11.4.1 Przyrost całkowitej objętości TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że współczynnik r wyniósł 0,56, co oznacza, że istnieje korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy oznaczeniami a przyrostem całkowitej objętości tętniaka. Siła korelacji jest umiarkowana.

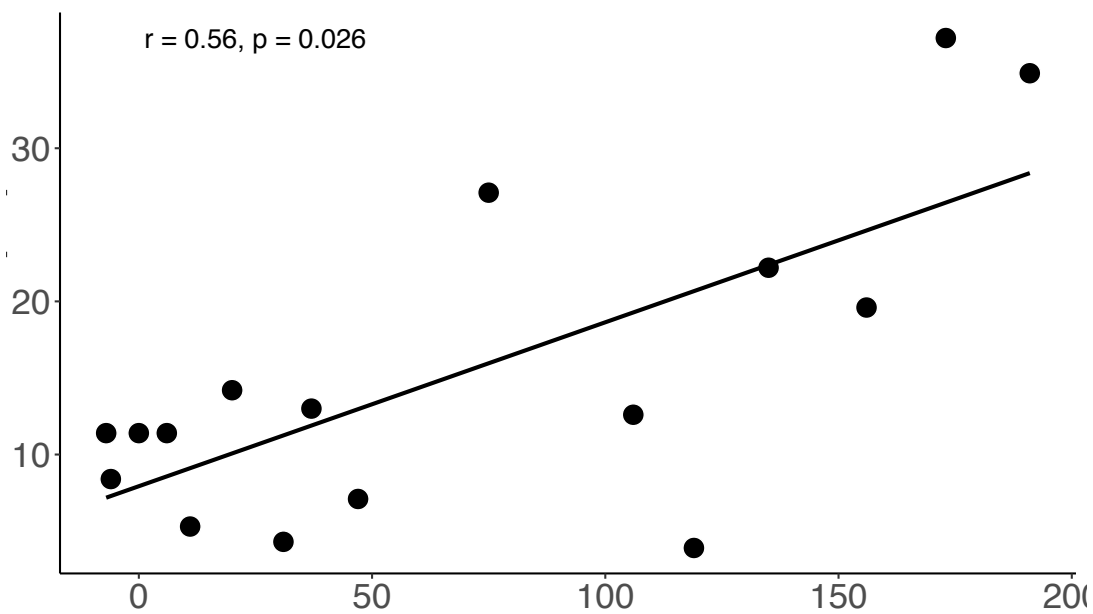
5.11.5 Całkowita objętość światła tętniaka



Wykres 5.11.5.1 Przyrost całkowitej objętości światła TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że współczynnik r wyniósł 0,41, co oznacza, że istnieje korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy oznaczeniami a przyrostem całkowitej objętości światła tętniaka. Siła korelacji jest umiarkowana.

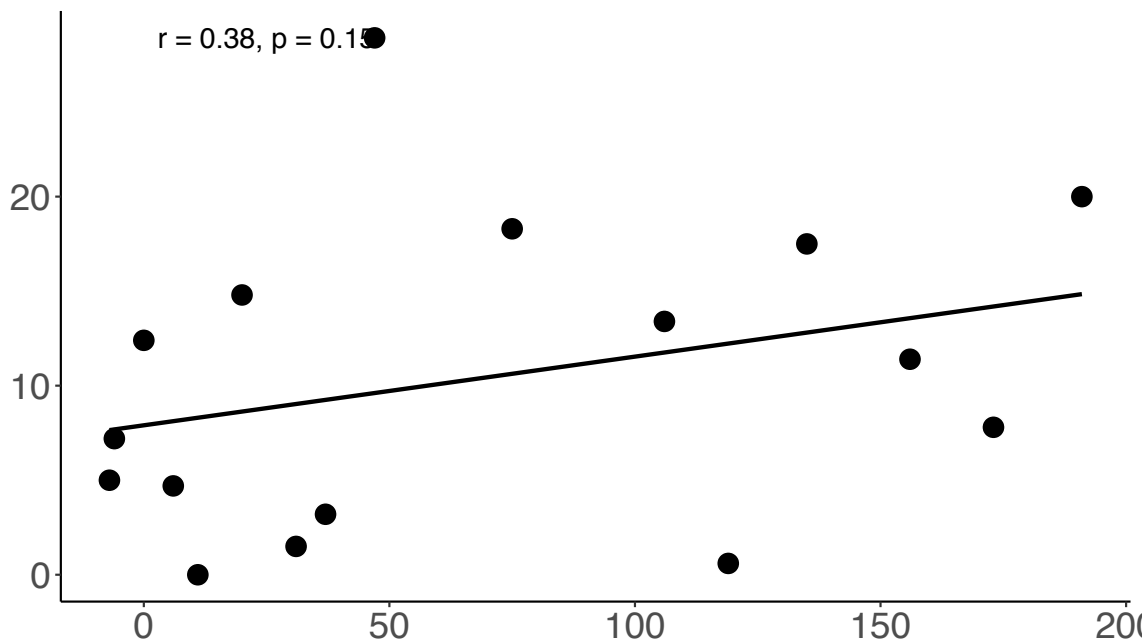
5.11.6 Całkowita objętość skrzepliny w tętniaku



Wykres 5.11.6.1 Przyrost całkowitej objętości skrzepliny w TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że współczynnik r wyniósł 0,56, co oznacza, że istnieje korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy oznaczeniami a przyrostem całkowitej objętości skrzepliny wewnątrz tętniaka. Korelacja jest umiarkowana (Wykres 5.11.6.1).

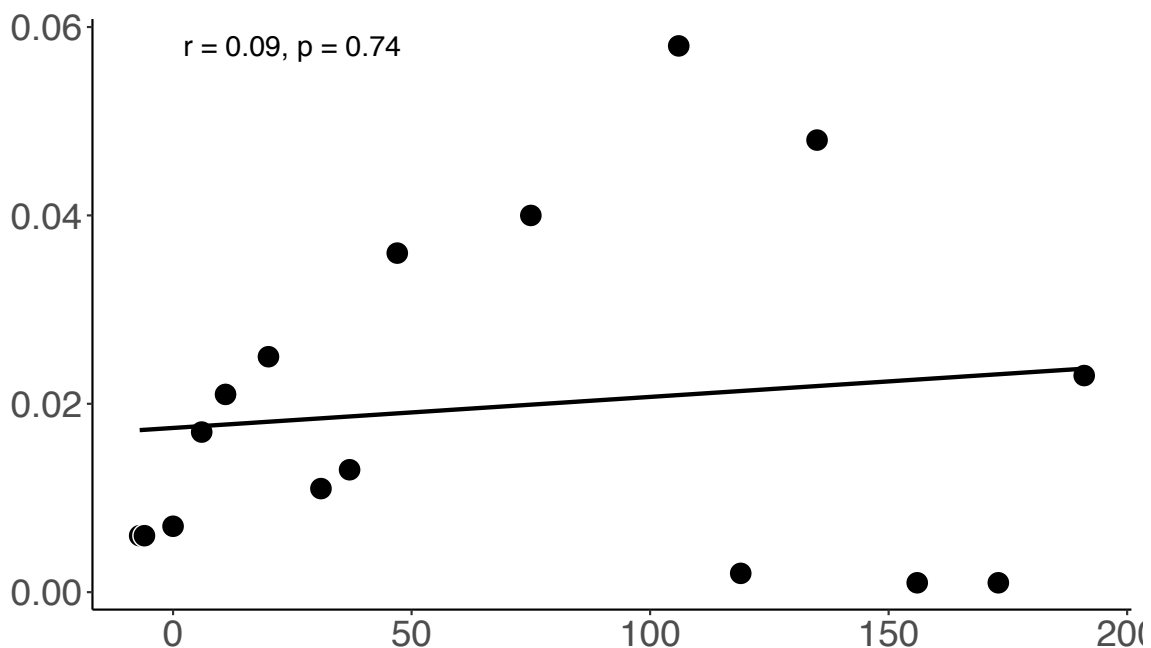
5.11.7 Maksymalne naprężenie ściany (PWS)



Wykres. 5.11.7.1 Przyrost PWS [kPa] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu (dni), jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że współczynnik r wyniósł 0,38, co oznacza, że istnieje słaba korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy oznaczeniami a PWS [kPa]. Korelacja jest umiarkowana (Wykres 5.11.7.1).

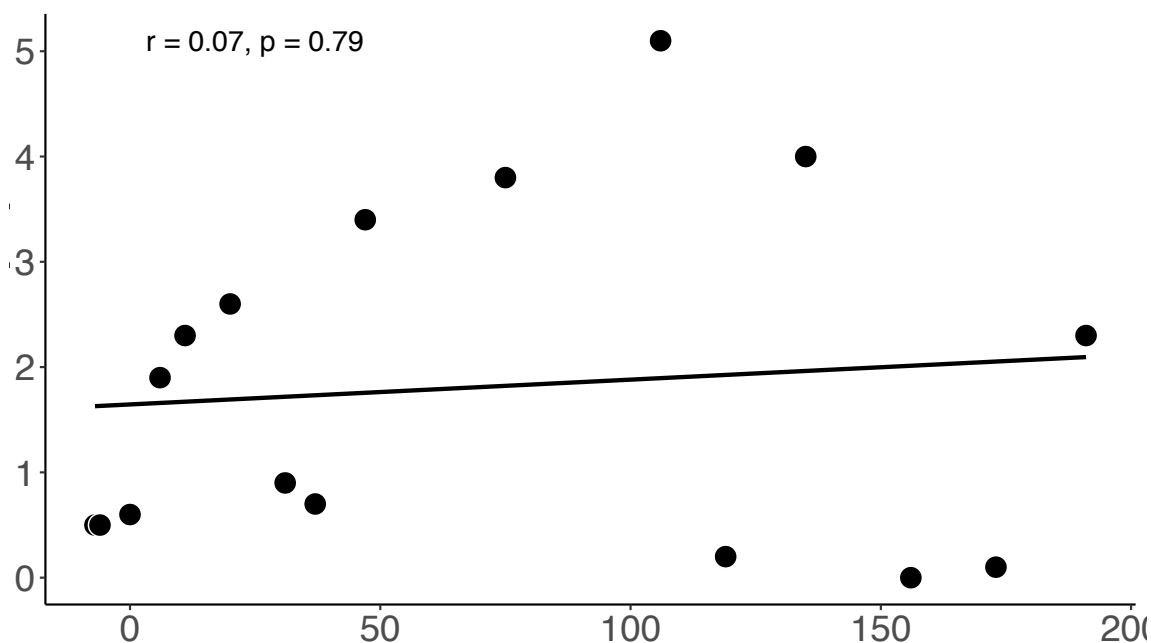
5.11.8 Indeks ryzyka pęknięcia (PWRI)



Wykres 5.11.8.1 Przyrost PWRI w TAB w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że nie występuje korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy badaniami a PWRI (Wykres 5.11.8.1).

5.11.9 Ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED)



Wykres 5.11.9.1 Przyrost RRED w TAB w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Na podstawie analizowanych wyników stwierdzono, że nie występuje korelacja pomiędzy czasem, jaki minął pomiędzy badaniami a RRED (Wykres 5.11.9.1).

Ze względu na obecność korelacji w następujących oznaczeniach:

- całkowita objętość skrzepliny w tętniaku
- całkowita objętość światła tętniaka
- całkowita objętość tętniaka
- maksymalna średnica zewnętrzna

dokonano dodatkowej analizy pacjentów (n=9), u których czas pomiędzy badaniami angio KT oraz angio MR był krótszy niż 60 dni. Wyniki analiz przedstawiają Tabela 5.11.9.1 i Tabela 5.11.9.2

MR vs KT	Średnie odchylenie wyrażone w wartościach bezwzględnych	Maksymalne wartości dla zgodności pomiarów	Minimalne wartości dla zgodności pomiarów	Średnia różnica wyrażona w wartościach bezwzględnych
Maksymalna średnica zewnętrzna [mm]	2,24	6,24	-1,75	2,4
Maksymalna średnica światła [mm]	1,74	10,57	-7,08	2,88
Maksymalna średnica skrzepliny [mm]	-0,16	3,05	-3,36	1,27
Całkowita objętość naczynia [cm ³]	11,61	33,3	-0,07	13,7
Całkowita objętość światła naczynia [cm ³]	2,89	17,27	-11,49	5,78
Całkowita objętość skrzepliny [cm ³]	8,66	19,7	-2,38	9,61
Peak Wall Stress [kPa]	3,51	27,31	-20,29	8,58
Peak Wall Rupture Index, PWRI [wskaźnik]	0	0,04	-0,03	0,02
Rupture Risk Equivalent Diameter [mm]	0,42	4,07	-3,23	1,49

Tabela 5.11.9.1 Zbiorcze wyniki dla pomiarów wyrażonych w wartościach bezwzględnych dla pacjentów, u których badania angio KT oraz angio MT wykonano w przerwie <60 dni.

Zbiornicze wyniki dla zgodności pomiarów oznaczonych w wartościach procentowych.

MR vs KT	Średnie odchylenie wartości procentowe	Maksymalne wartości dla zgodności pomiarów (%)	Minimalne wartości dla zgodności pomiarów (%)	Średnia różnica dla pomiarów (%)
Maksymalna średnica zewnętrzna [mm]	3,93	11,03	-3,17	3,93
Maksymalna średnica światła [mm]	2,95	21,82	-15,91	2,95
Maksymalna średnica skrzepliny [mm]	12,53	84,69	-59,62	12,53
Całkowita objętość naczynia [cm³]	8,3	26,21	-9,61	8,3
Całkowita objętość światła naczynia [cm³]	3,32	24,41	-17,76	3,32
Całkowita objętość skrzepliny [cm³]	42,86	163,98	-78,27	42,86
Peak Wall Stress [kPa]	1,9	13,3	-9,5	1,9
Peak Wall Rupture Index, PWRI [wskaźnik]	1,98	12,95	-8,98	1,98
Rupture Risk Equivalent Diameter [mm]	1,58	10,39	-7,22	1,58

Tabela 5.11.9.2 Zbiornicze wyniki dla pomiarów wyrażonych w procentach dla pacjentów, u których badania angio KT oraz angio MT wykonano w przerwie <60 dni.

W przebadanych grupach, na podstawie wyników uzyskanych z analizy badań angio KT i angio MR zauważono wysoką zgodność oznaczeń PWS, PWRI, RRED:

- 1) różnica pomiędzy PWRI wynosiła 0,02 (tj. 1,98 %);
- 2) różnicapomiędzy RRED wynosiła 1,49 mm (tj. 1,58 %);
- 3) różnica pomiędzy PWS wynosiła 8,58 kPa (tj. 1,9 %).

6. Omówienie

6.1 Badania obrazowe

Obecnie najszerzej stosowaną metodą obrazowania pacjentów z tętniakami aorty brzusznej służącą do oceny przedoperacyjnej tętniaków aorty brzusznej, zarówno przed leczeniem wewnątrznacyniowym, jak w leczeniu operacyjnym metodą otwartą jest angio KT. (1) Dużą zaletę metody stanowi dostępność aparatury oraz szybkość wykonania badania. Co ważne, w ostatnich latach dokonał się znaczny postęp w technologii wykorzystywanej do tego badania, zwiększając m. in. rozdzielczość przestrzenną metody. Dzięki temu, tworzenie obrazów z rozdzielczością <1 mm umożliwia dokładną analizę anatomii tętniaków i otaczających tkanek.

Ważna jest także możliwość przygotowania trójwymiarowej rekonstrukcji obrazu oraz dokładne wymiarowanie TAB przed leczeniem wewnątrznacyniowym. Niestety nadal dużym ograniczeniem tej metody pozostaje promieniowanie rentgenowskie oraz potencjalnie związane z tym ryzyko indukcji nowotworzenia w przyszłości. (65) Dlatego też warto uwzględnić angio MR jako dobrą metodę oceny morfologii TAB. Ogromną zaletą tej metody diagnostycznej jest jej bezpieczeństwo wynikające z zastosowania gadolinu jako środka kontrastowego. Z tego powodu występuje niskie ryzyko reakcji alergicznej oraz niewielka nefrotoksyczność. Ponadto bardzo istotny jest brak kancerogennego promieniowania, jak również wysoka jakość badania i możliwość uzyskania obrazów trójwymiarowych. (66) Jednak stosowane pole magnetyczne wyklucza możliwość wykorzystania metody u pacjentów z implantami ortopedycznymi, stymulatorami serca oraz niektórymi stentami i stentgraftami. Ponadto, ze względu na długość badania, jego ograniczeniem jest klaustrofobia pacjentów. Jednak przede wszystkim utrudnieniem nadal pozostaje niska dostępność związana z niewystarczającą liczbą pracowni wyposażonych w odpowiednie urządzenia. Z tego też powodu badania odnoszące się do oceny biomechanicznej ryzyka pęknięcia TAB opierają się na analizie obrazów badań angio KT a brak jest w dostępnej literaturze wyników badań porównujących ocenę TAB na podstawie angio KT i angio MR.

Pomimo, że obecnie najważniejszym kryterium kwalifikacji do operacji TAB pozostaje średnica jego ściany, postępowanie takie ma wiele ograniczeń. Należy mieć świadomość, iż u części pacjentów dochodzi do pęknięcia tętniaka pomimo średnicy mniejszej od aktualnych wskazań do leczenia operacyjnego a ponadto, u wielu pacjentów

nie dochodzi do pęknięcia pomimo średnicy znacząco przekraczającej granicę kwalifikacji do operacji tętniaka.(67)

Z tego powodu biomechaniczne metody oceny ryzyka pęknięcia TAB zostały stworzone, aby umożliwić ocenę zindywidualizowanego ryzyka pęknięcia tętniaka. Celem takiej oceny jest ochrona przed pęknięciem u pacjentów z tętniakami o średnicy <55 mm oraz nienarażanie pacjentów z większym tętniakiem na ryzyko powikłań związanych z operacją.

W wielu publikacjach podkreśla się, że właściwości biomechaniczne aorty opisywane parametrami takimi jak: PWS oraz PWRI okazują się mieć przewagę nad wykorzystaniem wartości średnicy tętniaka, jako kryterium kwalifikacji do operacji. Koncepcja biomechanicznego ekwiwalentu średnicy tętniaka pozwala na stworzenie prostego parametru, który z łatwością może być stosowany w praktyce klinicznej. Znaczny postęp związany z samą metodą wiąże się z wieloma badaniami, w których oceniono znaczenie takich zjawisk, jak ocena homogeniczności naprężeń (68) znaczenie zwapnień w ścianie TAB (69) (70), anizotropia ściany (wykazuje odmienne właściwości w zależności od kierunku) (71), ocena oddziaływań struktur płynnych na stałe (krew/ściana tętniaka), jak również użycie oprogramowania do automatycznej analizy danych (51). Ponadto wyniki uzyskane w ocenie biomechanicznej zostały ocenione pod względem zgodności z wynikami uzyskanymi na modelach tętniaków (72) zgodności pomiarów uzyskanych przez różnych badaczy (73) korelacji zmian z wynikami histologicznymi (74) oraz korelacji ze zmianami w wychwycie znacznika w obrazie pozytronowej tomografii emisyjnej (PET). (75) (76)

6.2 Ograniczenia metody biomechanicznej

Pomimo, że ocena ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej na podstawie analizy parametrów biomechanicznych wykazuje liczne zalety, cechuje się ona także pewnymi ograniczeniami. Przede wszystkim należy zaznaczyć, że modele tętniaków tworzone na podstawie badań obrazowych są wykonywane z pewnymi uproszczeniami, co wynika z metody elementów skończonych. Z tego powodu naprężenie i siły działające na ścianę tętniaka są także oceniane z uproszczeniami wynikającymi z metodologii tworzenia modeli. Takimi uproszczeniami są np. założenie izotropowego charakteru ściany naczynia, linearnych właściwości badanych składowych tętniaka (ściana, skrzeplina wewnątrz tętniaka), dokładność modelu trójwymiarowego, ilość elementów skończonych, itd.

Każda analiza powinna zawierać dokładny opis metodologii badań biomechanicznych i listę wszystkich założeń przyjętych do oceny parametrów biomechanicznych. (77) Kolejnym ograniczeniem metody jest konieczność korzystania ze specjalnego oprogramowania służącego do przeprowadzenia analizy. Wiąże się to również z potrzebą przeszkolenia personelu w jego obsłudze. (78) Należy jednak podkreślić, że wiele wcześniejszych ograniczeń metody biomechanicznej straciło na znaczeniu wraz z postępowaniem badań nad samą metodą i rozwojem oprogramowania.

6.3 Postęp badań nad biomechaniką aorty

Wyniki pierwszych badań dotyczących biomechanicznych właściwości aorty zostały opublikowane pod koniec lat osiemdziesiątych. Dotyczyły one zależności średnicy aorty, właściwości ściany oraz działających naprężeń (79). Późniejsze badania pokazały, że obecność skrzepliny wewnątrz TAB może obniżać naprężenie ściany tętniaka. (80) Pierwsze publikacje opierały się jedynie na modelach matematycznych bez weryfikacji faktycznego zachowania symulowanych modeli, co nastąpiło dopiero w kolejnych badaniach. (81) Następnie wykazano także, że przepływ krwi może zostać pominięty w ocenie ryzyka pęknięcia TAB. (82)

Przełomowe były wyniki badań, które wykazały, że modele, które zakładają izotropowe i hiperelastyczne właściwości tętniaków bez uwzględnienia specyficznych właściwości mechanicznych poszczególnych pacjentów nie wpływają w sposób znaczący na wyniki badań. (83)

W kolejnych publikacjach podkreślano, że znacznym postępowaniem było skrócenie czasu koniecznego do wykonania pełnej analizy obrazów jednego badania tomograficznego - początkowo trwało to 2 do 4 godzin, podczas gdy w najnowszych publikacjach jest to mniej niż 20 minut. Ta istotna zmiana wysoce ułatwiła korzystanie z metody wpływając na jej upowszechnienie. (78) (59) Równie istotny jest fakt, iż wyniki analizy biomechanicznej przeprowadzane przez badaczy są powtarzalne oraz wykazują dużą zgodność z pomiarami uzyskiwanymi w innych ośrodkach. (84)(73)

W opublikowanej metaanalizie porównującej 204 pacjentów z bezobjawowym TAB i 144 z objawowym lub pękniętym TAB, wykazano wyższe wartości PWS w drugiej grupie. (60) W oparciu o wiedzę z poprzednich badań stworzono indeks zawierający dodatkowo takie czynniki, jak płeć, wywiad rodzinny, grubość skrzepliny. Stworzony parametr opisuje ekwiwalent średnicy będącej odpowiednikiem ryzyka pęknięcia dla

specyficznego pacjenta - PWRI. (85) Wyniki te zostały poparte badaniami z użyciem dwóch niezależnych programów A4clinics (Vascops GmbH) oraz BioPARR (The University of Western Australia). W wielośrodkowym badaniu, które ukazało się w 2019 roku porównano wyniki analizy obrazów angio KT u pacjentów z bezobjawowym tętniakiem, u których doszło do pęknięcia w późniejszym okresie. Wyniki porównano z grupą kontrolną. W badaniu wykazano, że współczynnik PWRI był wyjściowo wyższy u pacjentów, u których doszło do pęknięcia tętniaka. (53) Obecnie brak jest badań, w których dokonano analizy PWRI na podstawie angio MR u pacjentów w TAB i z tego powodu powyższa praca ma charakter unikalny.

Warto podkreślić, że w otrzymanych wynikach analizy statystycznej zwraca uwagę duża zgodność pomiarów PWS, PWRI oraz RRED pomiędzy metodami obrazowania. Średnie różnice pomiędzy oznaczeniami wynosiły <3 %. W grupie pacjentów, u których badania angio KT oraz angio MR zostały wykonane w odstępie mniejszym niż 60 dni różnice te były mniejsze niż 2 %. Przeprowadzone badania świadczą o wysokiej korelacji pomiędzy wynikami analizy biomechanicznej oceny ryzyka pęknięcia TAB w badaniach angio KT oraz angio MR.

Ograniczeniem badania jest fakt, że obejmowało ono stosunkowo małą grupę, co jest jednak bardzo częste w publikacjach dotyczących analizy parametrów biomechanicznych. Ponadto badania obrazowe u pacjentów wykonano w różnym odstępie czasowym, co stanowi główne ograniczenie metodologiczne. Dokonano jednak dodatkowej analizy podgrupy pacjentów, u których czas, jaki minął pomiędzy badaniami był krótszy niż 60 dni. Ze względu na wspomniane ograniczenia, aby zwiększyć wiarygodność otrzymanych wyników, powinny one zostać zweryfikowane w dużych wielośrodkowych badaniach.

7. Wnioski

Przeprowadzone badania i analiza otrzymanych wyników pozwalają na następujące wnioski

1) Wynik badań angio-MR pozwala oceniać biomechaniczne ryzyko pęknięcia tętniaka aorty brzusznej, w tym takich parametrów jak maksymalne naprężenie ściany tętniaka (PWS), indeks ryzyka pęknięcia (PWRI), ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED).

2) Przeprowadzone badania wykazały porównywalność angio KT oraz angio MR w analizie biomechanicznej oceny ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej w badaniach.

3) Indeks ryzyka pęknięcia (PWRI), ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (RRED) w ocenie ryzyka pęknięcia TAB w angio-KT oraz angio-MR są parametrami, które można uznać za niezależne od metody obrazowania .

8. Streszczenie

Tytuł:

Ocena ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej w badaniach obrazowych.

Streszczenie

Wstęp: Mimo znacznych postępów w rozwoju wewnątrznaczyniowych metod leczenia i opieki okołoperacyjnej pacjentów z tętniakiem aorty brzusznej (TAB) kwalifikacja do leczenia operacyjnego pozostaje niezmienna od wielu lat. Dotychczasowe metody oceny ryzyka pęknięcia TAB opierające się wyłącznie na jego maksymalnej średnicy i wiążą się z wieloma ograniczeniami. W ostatnich latach pojawiło się coraz więcej doniesień na temat wykorzystania metod biomechanicznych do oceny ryzyka pęknięcia TAB. Metody te opierają się na przetwarzaniu badań obrazowych i tworzeniu modeli z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Większość badań dotyczy modeli tworzonych na podstawie angiografii tomografii komputerowej (angio KT), natomiast doświadczenia z wykorzystaniem angiografii rezonansu magnetycznego (angio MR) są znacznie uboższe.

Cel : Ocena ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej na podstawie wykorzystania metod biomechanicznych i badań obrazowych (angio KT oraz angio MR).

Materiał i metody: Docelową grupę badaną stanowiło 16 pacjentów z bezobjawowym TAB, u których wykonano badania przy użyciu dwóch metod obrazowych, tj. angio KT oraz angio MR. Do analizy badań obrazowych użyto wersji naukowej oprogramowania VASCOPS GmbH, Graz, Austria. Do oprogramowania importowano obrazy wykonanych badań w postaci plików DICOM. Następnie oceniono: maksymalną średnicę tętniaka, maksymalną grubość skrzepliny, średnicę drożnego światła tętniaka, całkowitą objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka, grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka, indeks ryzyka pęknięcia (*Peak Wall Rupture Index*, PWRI), maksymalne naprężenie ściany tętniaka (*Peak Wall Stress*, PWS), ekwiwalent ryzyka pęknięcia dla średnicy (*Rupture Risk Equivalent Diameter*, RRED), średnicę skrzepliny wewnątrz tętniaka (*Intraluminal Thrombus*, ILT), całkowitą objętość drożnej części tętniaka oraz całkowitą objętość tętniaka. Ocenę zgodności pomiędzy wynikami pomiarów wykonano z użyciem metody Blanda-Altmana. Korelacje różnicy wyników wykonanych w różnych odstępach czasu zbadano z użyciem współczynnika korelacji rang Spearmana.

Wyniki: Analizując biomechaniczne ryzyko pęknięcia TAB na podstawie wykonanych badań angio KT i angio MR stwierdzono wysoką zgodność oznaczeń PWRI (różnica między angio KT i angio MR wynosiła 0,02; 1,98 %), PWS (różnica między angio KT i angio MR wynosiła 8,58 kPa; 1,9 %) oraz RRED (różnica między angio KT i angio MR wynosiła 1,49 mm; 1,58 %).

Wnioski: Wykazano, iż na podstawie badań angio MR można oceniać biomechaniczne ryzyko pęknięcia tętniaka aorty brzusznej, w tym takich parametrów, jak PWS, PWRI, RRED. Co więcej, przeprowadzone badania świadczą o wysokiej korelacji pomiędzy wynikami analizy biomechanicznej oceny ryzyka pęknięcia TAB w badaniach angio KT oraz angio MR. Na podstawie analizy wyników najbardziej zbliżonymi parametrami w ocenie ryzyka pęknięcia TAB w angio KT oraz angio MR są PWRI oraz RRED, ponieważ wykazują one jedynie odpowiednio 1,98 % i 1,58 % różnicy pomiędzy poszczególnymi oznaczeniami.

9. Streszczenie w języku angielskim

Title:

Estimation of An Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk with Biomechanical Imaging

Introduction

Despite the improvement in endovascular and surgical treatment of an abdominal aortic aneurysm (AAA) the indication for the operation remains the same – it is the diameter of an AAA. Unfortunately this method has got limitations and therefore it lead lead to development of biomechanical methods of assessment of risk of an AAA rupture. These methods are based of finite elements model assessment with the usage of different methods of imaging.

Although most of the studies are based on angio CT, only few of them are based on angio MR.

Aim:

The aim of the study is to assess the biomechanical risk of ruptures based on the angio CT and angio MR studies.

Materials and methods:

16 patients with an AAA were included into analysis. The radiological images of an AAA were segmented into a digital three-dimensional (3D) model by usage of A4clinics – Research Edition (VASCOPS GmbH, Graz, Austria). The list of parameters which were checked includes: maximal external diameter, maximal luminal diameter, maximal intraluminal thrombus thickness, total vessel volume, total lumen volume, total intraluminal thrombus volume, Peak Wall Stress (PWS), Peak Wall Rupture Index (PWRI), Rupture Risk Equivalent Diameter (RRED). Agreement between angio CT and angio MR based assessments presented according to Bland-Altman. Correlation between continuous variables was determined by Spearman's rank correlation coefficient.

Results:

There was a high correlation between results of angio CT and angio MR in terms of PWRI (difference was 0,02; 1,98 %), PWS (difference was 8,58 kPa; 1,9 %) and RRED (difference was 1,49 mm; 1,58 %).

Conclusions:

Angio MR may be used for biomechanical AAA rupture risk assessment. High correlation between biomechanical properties of AAA based on angio CT and angio MR analysis were found.

10. Spis rycin, tabel i wykresów:

Ryc.2.1. Węzły tworzące obrys obrazu tętniaka aorty brzusznej w badaniu angio KT.

Ryc.2.2 Trójwymiarowy obraz tętniaka aorty brzusznej.

Ryc. 2.3. Rozkład naprężeń w modelu ściany tętniaka aorty brzusznej.

Tabela 2.2.1. Definicje podstawowych pojęć z biomechaniki aorty.

Rycina 2.2.1. Ekwiwalent ryzyka pęknięcia tętniaka aorty brzusznej RRED.

Tabela 2.2.2. Czynniki ryzyka wpływające na PWS oraz PWRI.

Rycina 4.4.1 Obraz angio KT tętniaka aorty brzusznej w miejscu o największej średnicy.

Rycina.4.4.2 Rozkład naprężeń na przebiegu ściany tętniaka.

Rycina 4.4.3 Rozkład naprężeń z uwzględnieniem stosunków anatomicznych.

Rycina 4.4.4 Ekwiwalent średnicy pęknięcia tętniaka.

Wykres 5.1.1 Maksymalna średnica tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres.5.1.2 Maksymalna średnica tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.2.1 Średnica drożnego światła tętniaka(różnice pomiarów wyrażone w [mm]).

Wykres 5.2.2 Średnica drożnego światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.3.1 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.3.2 Grubość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach)..

Wykres. 5.4.1 Całkowita objętość tętniaka(różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.4.2 Całkowita objętość tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.5.1 Całkowita objętość światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.5.2 Całkowita objętość światła tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.6.1 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.6.2 Całkowita objętość skrzepliny wewnątrz tętniaka (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.7.1 Maksymalne naprężenie ściany (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.7.2 Maksymalne naprężenie ściany (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.8.1 Indeks ryzyka pęknięcia (Peak Wall Rupture Index [PWRI]) (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.8.2 Indeks ryzyka pęknięcia (Peak Wall Rupture Index [PWRI]) (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Wykres 5.9.1 Różnice w pomiarach RRED (różnice pomiarów wyrażone w wartościach bezwzględnych).

Wykres 5.9.2 Różnice w pomiarach RRED (różnice pomiarów wyrażone w procentach).

Tabela 5.10.1 Zbiorcze wyniki dla pomiarów wyrażonych w wartościach bezwzględnych.

Tabela 5.10.2 Zbiorcze wyniki dla zgodności pomiarów wyrażonych w wartościach procentowych.

Tabela 5.11.1. Interpretacja współczynnika korelacji rang Spearmana (r).

Wykres 5.11.1.1 Przyrost średnicy tętniaka [mm] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.2.1 Średnica drożnego światła tętniaka. Przyrost średnicy [mm] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.3.1 Przyrost średniej grubości skrzepliny [mm^2] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.4.1 Przyrost całkowitej objętości TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.5.1 Przyrost całkowitej objętości światła TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.6.1 Przyrost całkowitej objętości skrzepliny w TAB [cm³] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres. 5.11.7.1 Przyrost PWS [kPa] w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu (dni), jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.8.1 Przyrost PWRI w TAB w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Wykres 5.11.9.1 Przyrost RRED w TAB w oznaczeniu angio KT i angio MR w zależności od czasu [dni], jaki minął pomiędzy badaniami.

Tabela 5.11.9.1 Zbiorcze wyniki dla pomiarów wyrażonych w wartościach bezwzględnych dla pacjentów, u których badania angio KT oraz angio MT wykonano w przerwie <60 dni.

Tabela 5.11.9.2 Zbiorcze wyniki dla pomiarów wyrażonych w procentach dla pacjentów, u których badania angio KT oraz angio MT wykonano w przerwie <60 dni.

11. Piśmiennictwo:

1. Wanhainen A, Verzini F, Van Herzelee I, Allaire E, Bown M, Cohnert T, et al. Editor's Choice - European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2019 Clinical Practice Guidelines on the Management of Abdominal Aorto-iliac Artery Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg*. 2019 Jan;57(1):8-93.
2. Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD, Shah DM, Hollier L, Stanley JC. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *J Vasc Surg*. 1991 Mar;13(3):452-8.
3. Humphrey JD, Holzapfel GA. Mechanics, mechanobiology, and modeling of human abdominal aorta and aneurysms. *J Biomech*. 2012 Mar 15;45(5):805-14.
4. Moore JE, Maier SE, Ku DN, Boesiger P. Hemodynamics in the abdominal aorta: a comparison of in vitro and in vivo measurements. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. 1994 Apr;76(4):1520-7.
5. Ashton HA, Buxton MJ, Day NE, Kim LG, Marteau TM, Scott R a. P, et al. The Multicentre Aneurysm Screening Study (MASS) into the effect of abdominal aortic aneurysm screening on mortality in men: a randomised controlled trial. *Lancet Lond Engl*. 2002 Nov 16;360(9345):1531-9.
6. Kuivaniemi H, Ryer EJ, Elmore JR, Tromp G. Understanding the pathogenesis of abdominal aortic aneurysms. *Expert Rev Cardiovasc Ther*. 2015;13(9):975-87.
7. Norman PE, Jamrozik K, Lawrence-Brown MM, Le MTQ, Spencer CA, Tuohy RJ, et al. Population based randomised controlled trial on impact of screening on mortality from abdominal aortic aneurysm. *BMJ*. 2004 Nov 27;329(7477):1259.
8. Lindholt JS, Juul S, Fasting H, Henneberg EW. Screening for abdominal aortic aneurysms: single centre randomised controlled trial. *BMJ*. 2005 Apr 2;330(7494):750.
9. Forsdahl SH, Singh K, Solberg S, Jacobsen BK. Risk factors for abdominal aortic aneurysms: a 7-year prospective study: the Tromsø Study, 1994-2001. *Circulation*. 2009 Apr 28;119(16):2202-8.
10. Wanhainen A, Björck M. The Swedish experience of screening for abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*. 2011 Apr;53(4):1164-5.
11. Ashton HA, Gao L, Kim LG, Druce PS, Thompson SG, Scott R a. P. Fifteen-year follow-up of a randomized clinical trial of ultrasonographic screening for abdominal aortic aneurysms. *Br J Surg*. 2007 Jun;94(6):696-701.
12. Nicholls SC, Gardner JB, Meissner MH, Johansen HK. Rupture in small abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg*. 1998 Nov;28(5):884-8.

13. Lilja F, Wanhainen A, Mani K. Changes in abdominal aortic aneurysm epidemiology. *J Cardiovasc Surg (Torino)*. 2017 Dec;58(6):848–53.
14. Wierzba W, Pinkas J, Karnafel W, Dziemidok P, Jawień A, Śliwczynski A. Evaluation of the incidence of aortic aneurysms in patients with and without diabetes in Poland in 2012 based on the database of the National Health Fund. *Arch Med Sci AMS*. 2019 May;15(3):607–12.
15. Gabriel M, Pawlaczyk K, Oszkiniś G, Krasiński Z, Figiel J, Korcz A. Screening for abdominal aortic aneurysm in male population. *Acta Angiol*. 2012 18(4):157–68.
16. Dereziński TL, Fórmankiewicz B, Migdalski A, Brazis P, Jakubowski G, Woda Ł, et al. The prevalence of abdominal aortic aneurysms in the rural/urban population in central Poland - Gniewkowo Aortic Study. *Kardiol Pol*. 2017;75(7):705–10.
17. Jawien A, Formankiewicz B, Dereziński T, Migdalski A, Brazis P, Woda L. Abdominal aortic aneurysm screening program in Poland. *Gefasschirurgie Z Vaskulare Endovaskulare Chir Organ Dtsch Osterreichischen Ges Gefasschirurgie Unter Mitarbeit Schweiz Ges Gefasschirurgie*. 2014;19(6):545–8.
18. Lederle FA, Simel DL. The rational clinical examination. Does this patient have abdominal aortic aneurysm? *JAMA*. 1999 Jan 6;281(1):77–82.
19. Karkos CD, Mukhopadhyay U, Papakostas I, Ghosh J, Thomson GJ, Hughes R. Abdominal aortic aneurysm: the role of clinical examination and opportunistic detection. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg*. 2000 Mar;19(3):299–303.
20. Beede SD, Ballard DJ, James EM, Ilstrup DM, Hallet JW. Positive predictive value of clinical suspicion of abdominal aortic aneurysm. Implications for efficient use of abdominal ultrasonography. *Arch Intern Med*. 1990 Mar;150(3):549–51.
21. Selective screening for abdominal aortic aneurysms with physical examination and ultrasound. - PubMed - NCBI. [cited 2019 Jun 16]; Available from: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Lederle+FA%2C+Walker+JM%2C+Reinke+DB.+Selective+screening+for+abdominal+aortic+aneurysms+with+physical+examination+and+ultrasound.+Archives+of+internal+medicine.+1988%3B148\(8\)%3A1753-6](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Lederle+FA%2C+Walker+JM%2C+Reinke+DB.+Selective+screening+for+abdominal+aortic+aneurysms+with+physical+examination+and+ultrasound.+Archives+of+internal+medicine.+1988%3B148(8)%3A1753-6).
22. Amparo EG, Hoddick WK, Hricak H, Sollitto R, Justich E, Filly RA, et al. Comparison of magnetic resonance imaging and ultrasonography in the evaluation of abdominal aortic aneurysms. *Radiology*. 1985 Feb;154(2):451–6.
23. Nordon IM, Hinchliffe RJ, Loftus IM, Thompson MM. Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms. *Nat Rev Cardiol*. 2011 Feb;8(2):92–102.
24. Dzieciuchowicz L, Majewski W, Słowiński M, Krasiński Z, Jawien AA, Bieda K, et al. Improved outcome after rupture of abdominal aortic aneurysm over an 18-year period. *Ann Vasc Surg*. 2008 Jan;22(1):25–9.

25. Park BD, Azefor N, Huang C-C, Ricotta JJ. Trends in treatment of ruptured abdominal aortic aneurysm: impact of endovascular repair and implications for future care. *J Am Coll Surg.* 2013 Apr;216(4):745–54; discussion 754-755.
26. Powell JT, Greenhalgh RM, Ruckley CV, Fowkes FG. The UK Small Aneurysm Trial. *Ann N Y Acad Sci.* 1996 Nov 18;800:249–51.
27. Lederle FA, Johnson GR, Wilson SE, Chute EP, Hye RJ, Makaroun MS, et al. The aneurysm detection and management study screening program: validation cohort and final results. Aneurysm Detection and Management Veterans Affairs Cooperative Study Investigators. *Arch Intern Med.* 2000 May 22;160(10):1425–30.
28. Cao P, De Rango P, Verzini F, Parlani G, Romano L, Cieri E, et al. Comparison of surveillance versus aortic endografting for small aneurysm repair (CAESAR): results from a randomised trial. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg.* 2011 Jan;41(1):13–25.
29. Ouriel K, Clair DG, Kent KC, Zarins CK, Positive Impact of Endovascular Options for treating Aneurysms Early (PIVOTAL) Investigators. Endovascular repair compared with surveillance for patients with small abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 2010 May;51(5):1081–7.
30. Williamson F. Richard courant and the finite element method: A further look. *Hist Math.* 1980 Nov 1;7(4):369–78.
31. Brown LC, Powell JT. Risk Factors for Aneurysm Rupture in Patients Kept Under Ultrasound Surveillance. *Ann Surg.* 1999 Sep;230(3):289.
32. Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottinger LW. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection. *Circulation.* 1977 Sep;56(3 Suppl):II161-164.
33. Beck AW, Sedrakyan A, Mao J, Venermo M, Faizer R, Debus S, et al. Variations in Abdominal Aortic Aneurysm Care: A Report From the International Consortium of Vascular Registries. *Circulation.* 2016 Dec 13;134(24):1948–58.
34. Twine CP, Lane IF, Williams IM. The retroperitoneal approach to the abdominal aorta in the endovascular era. *J Vasc Surg.* 2012 Sep;56(3):834–8.
35. Wahlgren C-M, Piano G, Desai T, Shaalan W, Bassiouny H. Transperitoneal versus retroperitoneal suprarenal cross-clamping for repair of abdominal aortic aneurysm with a hostile infrarenal aortic neck. *Ann Vasc Surg.* 2007 Nov;21(6):687–94.
36. Volodos NL, Karpovich IP, Troyan VI, Kalashnikova YuV null, Shekhanin VE, Ternyuk NE, et al. Clinical experience of the use of self-fixing synthetic prostheses for remote endoprosthetics of the thoracic and the abdominal aorta and iliac arteries through the femoral artery and as intraoperative endoprosthesis for aorta reconstruction. *Vasa Suppl.* 1991;33:93–5.

37. Krasiński Z, Staniszewski R, Juszkat R, Woo EY, Majewski W. [Endovascular management of abdominal aortic aneurysm]. *Pol Merkur Lek Organ Pol Tow Lek.* 2006 Jan;20(115):88–92.
38. Andersen RM, Henriksen DP, Mafi HM, Langfeldt S, Budtz-Lilly J, Graumann O. A Long-Time Follow-Up Study of a Single-Center Endovascular Aneurysm Repair (Evar) Endoleak Outcomes. *Vasc Endovascular Surg.* 2018 Oct;52(7):505–11.
39. Dingemans SA, Jonker FHW, Moll FL, van Herwaarden JA. Aneurysm Sac Enlargement after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair. *Ann Vasc Surg.* 2016 Feb;31:229–38.
40. Brown LC, Powell JT, Thompson SG, Epstein DM, Sculpher MJ, Greenhalgh RM. The UK EndoVascular Aneurysm Repair (EVAR) trials: randomised trials of EVAR versus standard therapy. *Health Technol Assess Winch Engl.* 2012;16(9):1–218.
41. Prinssen M, Verhoeven ELG, Buth J, Cuypers PWM, van Sambeek MRHM, Balm R, et al. A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med.* 2004 Oct 14;351(16):1607–18.
42. Lederle FA, Freischlag JA, Kyriakides TC, Padberg FT, Matsumura JS, Kohler TR, et al. Outcomes following endovascular vs open repair of abdominal aortic aneurysm: a randomized trial. *JAMA.* 2009 Oct 14;302(14):1535–42.
43. van Schaik TG, Yeung KK, Verhagen HJ, de Bruin JL, van Sambeek MRHM, Balm R, et al. Long-term survival and secondary procedures after open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 2017;66(5):1379–89.
44. De Bruin JL, Baas AF, Buth J, Prinssen M, Verhoeven ELG, Cuypers PWM, et al. Long-Term Outcome of Open or Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *N Engl J Med.* 2010 May 20;362(20):1881–9.
45. Zeinali-Davarani S, Sheidaei A, Baek S. A finite element model of stress-mediated vascular adaptation: application to abdominal aortic aneurysms. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011 Sep;14(9):803–17.
46. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2010 Sep;21(3):425–32.
47. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019 May;11(Suppl 2):S85–91.
48. Herrera A, Ibarz E, Cegoñino J, Lobo-Escolar A, Puértolas S, López E, et al. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World J Orthop.* 2012 Apr 18;3(4):25–41.
49. Gajewski T, Szajek K, Stępak H, Łodygowski T, Oszkinis G. The influence of the nylon balloon stiffness on the efficiency of the intra-aortic balloon occlusion. *Int J Numer Methods Biomed Eng.* 2019;35(4):e3173.

50. Domagała Z, Stępak H, Drapikowski P, Kociemba A, Pyda M, Karmelita-Katulska K, et al. Geometric verification of the validity of Finite Element Method analysis of Abdominal Aortic Aneurysms based on Magnetic Resonance Imaging. *Biocybern Biomed Eng.* 2018 Jan 1;38(3):544–55.
51. Auer M, Gasser TC. Reconstruction and finite element mesh generation of abdominal aortic aneurysms from computerized tomography angiography data with minimal user interactions. *IEEE Trans Med Imaging.* 2010 Apr;29(4):1022–8.
52. de Bruijne M, van Ginneken B, Viergever MA, Niessen WJ. Interactive segmentation of abdominal aortic aneurysms in CTA images. *Med Image Anal.* 2004 Jun;8(2):127–38.
53. Polzer S, Gasser TC, Vlachovský R, Kubíček L, Lambert L, Man V, et al. Biomechanical indices are more sensitive than diameter in predicting rupture of asymptomatic abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 2019 Jun 5;
54. Kontopodis N, Metaxa E, Papaharilaou Y, Tavlas E, Tsetis D, Ioannou C. Advancements in identifying biomechanical determinants for abdominal aortic aneurysm rupture. *Vascular.* 2015 Feb;23(1):65–77.
55. Auer M, Stollberger R, Regitnig P, Ebner F, Holzapfel GA. 3-D reconstruction of tissue components for atherosclerotic human arteries using ex vivo high-resolution MRI. *IEEE Trans Med Imaging.* 2006 Mar;25(3):345–57.
56. Bäck M, Gasser TC, Michel J-B, Caligiuri G. Biomechanical factors in the biology of aortic wall and aortic valve diseases. *Cardiovasc Res.* 2013 Jul 15;99(2):232–41.
57. Fillinger MF, Raghavan ML, Marra SP, Cronenwett JL, Kennedy FE. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *J Vasc Surg.* 2002 Sep;36(3):589–97.
58. Liu M, Liang L, Sun W. Estimation of in vivo mechanical properties of the aortic wall: A multi-resolution direct search approach. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;77:649–59.
59. Gasser TC. Biomechanical Rupture Risk Assessment: A Consistent and Objective Decision-Making Tool for Abdominal Aortic Aneurysm Patients. *Aorta Stamford Conn.* 2016 Apr;4(2):42–60.
60. Vande Geest JP, Wang DHJ, Wisniewski SR, Makaroun MS, Vorp DA. Towards a noninvasive method for determination of patient-specific wall strength distribution in abdominal aortic aneurysms. *Ann Biomed Eng.* 2006 Jul;34(7):1098–106.
61. Gasser TC, Görgülü G, Folkesson M, Swedenborg J. Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulsating mechanical loads. *J Vasc Surg.* 2008 Jul;48(1):179–88.

62. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet Lond Engl.* 1986 Feb 8;1(8476):307–10.
63. Moczko JA. [Methods for assessing reliability and agreement of measurement]. *Przegl Lek.* 2013;70(10):875–9.
64. Riambau V, Guerrero F, Montaña X, Gilabert R. [Abdominal aortic aneurysm and renovascular disease]. *Rev Esp Cardiol.* 2007 Jun;60(6):639–54.
65. Smith-Bindman R. Is computed tomography safe? *N Engl J Med.* 2010 Jul 1;363(1):1–4.
66. Kiruluta AJM, González RG. Magnetic resonance angiography: physical principles and applications. *Handb Clin Neurol.* 2016;135:137–49.
67. Thompson SG, Brown LC, Sweeting MJ, Bown MJ, Kim LG, Glover MJ, et al. Systematic review and meta-analysis of the growth and rupture rates of small abdominal aortic aneurysms: implications for surveillance intervals and their cost-effectiveness. *Health Technol Assess Winch Engl.* 2013 Sep;17(41):1–118.
68. Polzer S, Bursa J, Gasser TC, Staffa R, Vlachovsky R. A numerical implementation to predict residual strains from the homogeneous stress hypothesis with application to abdominal aortic aneurysms. *Ann Biomed Eng.* 2013 Jul;41(7):1516–27.
69. O’Leary SA, Mulvihill JJ, Barrett HE, Kavanagh EG, Walsh MT, McGloughlin TM, et al. Determining the influence of calcification on the failure properties of abdominal aortic aneurysm (AAA) tissue. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Feb;42:154–67.
70. Speelman L, Bohra A, Bosboom EMH, Schurink GWH, van de Vosse FN, Makaorun MS, et al. Effects of wall calcifications in patient-specific wall stress analyses of abdominal aortic aneurysms. *J Biomech Eng.* 2007 Feb;129(1):105–9.
71. Riveros F, Chandra S, Finol EA, Gasser TC, Rodriguez JF. A pull-back algorithm to determine the unloaded vascular geometry in anisotropic hyperelastic AAA passive mechanics. *Ann Biomed Eng.* 2013 Apr;41(4):694–708.
72. Doyle BJ, Killion J, Callanan A. Use of the photoelastic method and finite element analysis in the assessment of wall strain in abdominal aortic aneurysm models. *J Biomech.* 2012 Jun 26;45(10):1759–68.
73. Hyhlik-Dürr A, Krieger T, Geisbüsch P, Kotelis D, Able T, Böckler D. Reproducibility of deriving parameters of AAA rupture risk from patient-specific 3D finite element models. *J Endovasc Ther Off J Int Soc Endovasc Spec.* 2011 Jun;18(3):289–98.
74. Erhart P, Grond-Ginsbach C, Hakimi M, Lasitschka F, Dihlmann S, Böckler D, et al. Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms: predicted rupture risk

- correlates with aortic wall histology in individual patients. *J Endovasc Ther Off J Int Soc Endovasc Spec.* 2014 Aug;21(4):556–64.
75. Nchimi A, Cheramy-Bien J-P, Gasser TC, Namur G, Gomez P, Seidel L, et al. Multifactorial relationship between 18F-fluoro-deoxy-glucose positron emission tomography signaling and biomechanical properties in unruptured aortic aneurysms. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2014 Jan;7(1):82–91.
 76. Maier A, Essler M, Gee MW, Eckstein H-H, Wall WA, Reeps C. Correlation of biomechanics to tissue reaction in aortic aneurysms assessed by finite elements and [18F]-fluorodeoxyglucose-PET/CT. *Int J Numer Methods Biomed Eng.* 2012 Apr;28(4):456–71.
 77. Reeps C, Gee M, Maier A, Gurdan M, Eckstein H-H, Wall WA. The impact of model assumptions on results of computational mechanics in abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg.* 2010 Mar;51(3):679–88.
 78. Joldes GR, Miller K, Wittek A, Forsythe RO, Newby DE, Doyle BJ. BioPARR: A software system for estimating the rupture potential index for abdominal aortic aneurysms. *Sci Rep.* 2017 05;7(1):4641.
 79. Stringfellow MM, Lawrence PF, Stringfellow RG. The influence of aorta-aneurysm geometry upon stress in the aneurysm wall. *J Surg Res.* 1987 Apr;42(4):425–33.
 80. Mower WR, Quiñones WJ, Gambhir SS. Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. *J Vasc Surg.* 1997 Oct;26(4):602–8.
 81. Raghavan ML, Webster MW, Vorp DA. Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: assessment using a new mathematical model. *Ann Biomed Eng.* 1996 Oct;24(5):573–82.
 82. Leung JH, Wright AR, Cheshire N, Crane J, Thom SA, Hughes AD, et al. Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysms: a comparison with solid stress models. *Biomed Eng Online.* 2006 May 19;5:33.
 83. Man V, Polzer S, Gasser TC, Novotny T, Bursa J. Impact of isotropic constitutive descriptions on the predicted peak wall stress in abdominal aortic aneurysms. *Med Eng Phys.* 2018;53:49–57.
 84. Teutelink A, Cancrinus E, van de Heuvel D, Moll F, de Vries J-P. Preliminary intraobserver and interobserver variability in wall stress and rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms using a semiautomatic finite element model. *J Vasc Surg.* 2012 Feb;55(2):326–30.
 85. Gasser TC, Nchimi A, Swedenborg J, Roy J, Sakalihasan N, Böckler D, et al. A novel strategy to translate the biomechanical rupture risk of abdominal aortic aneurysms to their equivalent diameter risk: method and retrospective validation. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg.* 2014 Mar;47(3):288–95.