

VILNIAUS UNIVERSITETAS

Darius
PALIONIS

Magnetinio rezonanso tomografijos
bekontrastinių sekų reikšmė ir klinikinio
taikymo galimybės aortos ligų diagnostikai

DAKTARO DISERTACIJA

Biomedicinos mokslai
Medicina 06B

VILNIUS 2018

Disertacija rengta 2013 – 2017 metais Vilniaus universitete.

Mokslinė vadovė: prof. dr. Nomedą Rima Valevičienė (Vilniaus universitetas, biomedicinos mokslai, medicina – 06 B).

Mokslinis konsultantas: Prof. dr. Algirdas Edvardas Tamošiūnas (Vilniaus universitetas, biomedicinos mokslai, medicina – 06 B).

Gynimo taryba:

Pirmininkas – **prof. dr. Dalius Jatužis** (Vilniaus universitetas, biomedicinos mokslai, medicina – 06B).

Nariai:

Prof. dr. Audrius Aidietis (Vilniaus universitetas, biomedicinos mokslai, medicina – 06B),

Prof. dr. Algirdas Basevičius (Lietuvos sveikatos mokslų universitetas, biomedicinos mokslai, medicina – 06B),

Prof. dr. Janina Didžiapetrienė (Nacionalinis vėžio institutas, biomedicinos mokslai, medicina – 06B),

Dr. Tomas Zaremba (Aalborg universitetas, Aalborg, Danija, biomedicinos mokslai, medicina – 06B).

Disertacija ginama viešame Gynimo tarybos posėdyje 2018 m. lapkričio mėn. 8 d. 12 val. Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų 5-oje auditorijoje. Adresas: Santariškių str. 2, LT-08661, Vilnius.

Disertaciją galima peržiūrėti Vilniaus universiteto bibliotekoje (Universiteto g. 3, LT-01122, Vilnius) ir VU interneto svetainėje adresu: <https://www.vu.lt/naujienos/ivykiu-kalendorius>.

VILNIUS UNIVERSITY

Darius
PALIONIS

The Importance and Clinical Application of Magnetic Resonance Tomography Contrast Unenhanced Sequences in Diagnostics of Aorta Pathology

DOCTORAL DISSERTATION
Biomedical Sciences
Medicine 06B

VILNIUS 2018

This dissertation was written between 2013 and 2017 in Vilnius University.

Academic supervisor: Prof. Nomeda Rima Valevičienė (Vilnius University, biomedical sciences, medicine 06 B)

Academic consultant: Prof. Algirdas Edvardas Tamošiūnas (Vilnius University, biomedical sciences, medicine 06 B)

The Doctoral Dissertation will be defended in a public meeting of the Dissertation Defence Panel:

Chairman: Ph. D., Professor Dalius Jatužis (Vilnius University, biomedical sciences, medicine – 06B).

Members:

Ph. D., Professor Audrius Aidietis (Vilnius University, biomedical sciences, medicine – 06B).

Ph. D., Professor Algidas Basevičius (Lithuanian University of Health Sciences, biomedical sciences, medicine – 06 B).

Ph. D., Professor Janina Didžiapetrienė (National Cancer Institute, biomedical sciences, medicine – 06 B).

Ph. D. Tomas Zaremba (Aalborg University, Aalborg, Denmark, biomedical sciences, medicine – 06 B).

The dissertation shall be defended at the public meeting of the Dissertation Defence Panel at 12:00 pm on 8th of November, 2018 in the 5th auditorium of Vilnius University Hospital Santaros Klinikos.

Address: Santariškių str. 2, LT-08661, Vilnius, Lithuania.

The text of this dissertation can be accessed at the Library of Vilnius University (address: Universiteto str. 3, LT-01122, Vilnius, Lithuania), as well as on the website of Vilnius University: www.vu.lt/lt/naujienos/ivykiu-kalendorius.

TURINYS

1. ĮVADAS.....	8
1.1 Problemos aktualumas.....	8
1.2 Tyrimo tikslas.....	9
1.3 Tyrimo uždaviniai.....	9
1.4 Darbo naujumas ir praktinė reikšmė.....	10
1.5 Ginamieji teiginiai.....	11
2. LITERATŪROS APŽVALGA.....	12
2.1 Aktualumas.....	12
2.2 Krūtininė aortos dalis.....	13
2.3 Normalus aortos diametras.....	14
2.4 Rekomendacijos, paremtos vaizdinimo metodais.....	18
2.5 Krūtininės aortos diametro vertinimo svarba ir aneurizmos.....	18
2.6 MRT aortos tyrimo metodas ir skenavimo sekos.....	19
2.7 Magnetinio rezonanso angiografija su kontrastine medžiaga.....	20
2.8 Gadolinio turinčios kontrastinės medžiagos ir nefrogeninė sisteminė fibrozė.....	22
2.9 Nekontrastiniai MRT tyrimai.....	23
2.10 „Šviesaus kraujo“ MRT angiografija, vertinant krūtininę aortą.....	23
2.11 „Tamsaus kraujo“ MRT angiografija, vertinant krūtininę aortą.....	26
2.12 Pulsinės bangos greitis.....	29
3. TYRIMO MEDŽIAGA IR METODIKA.....	30
3.1 Mokslinės literatūros paieška.....	30
3.2 Tyrimo metodika.....	30
3.3 Tyrimo eiga.....	32
3.3.1 Širdies ir aortos magnetinio rezonanso tomografijos protokolas.....	32
3.3.2 Širdies magnetinio rezonanso vaizdų analizė.....	34
3.3.3 Arterijų standumo tyrimai aplanacinės tonometrijos metodu.....	40
3.3.4 Širdies ultragarsinio tyrimo metodika.....	42
3.4 Statistinė analizė.....	43
4. REZULTATAI.....	44
4.1 Pirmojo uždavinio rezultatai.....	47
4.2 Antrojo uždavinio rezultatai.....	64
4.3 Trečiojo uždavinio rezultatai.....	75
4.4 Ketvirtojo uždavinio rezultatai.....	79
5. REZULTATŲ APTARIMAS IR DISKUSIJA.....	84
5.1 Tyrimo trūkumai.....	88
6. IŠVADOS.....	89
7. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS.....	90
8. LITERATŪRA.....	91
9. AUTORIAUS PUBLIKACIJŲ, SANTRAUKŲ IR PRANEŠIMŲ SĄRAŠAS.....	101
9.1 Publikacijos.....	101
9.2 Santraukos.....	102
9.3 Žodiniai pranešimai.....	102

SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

<i>Santrumpa</i>	<i>Santrumpos paaiškinimas lietuvių kalba</i>	<i>Santrumpos paaiškinimas anglų kalba</i>
3D-MRA	trijų dimensijų magnetinio rezonanso tomografijos angiografija	three dimensional magnetic resonance angiography
AA	kylančioji aorta	ascending aorta
AK	aortos koarktacija	aortic coarctation
AKS	arterinis kraujo spaudimas	arterial blood pressure
AO	aorta	aorta
AS	aortos sinusai	sinuses of aorta (Vansalva)
AT	aplanacinė tonometrija	applanation tonometry
ATV	apatinė tuščioji vena	lower vena cava
AVS	aortos vožtuvo stenozė	aortic valve stenosis
b-SSFP	subbalansuoto pastovaus laisvo sukinių seka	balanced steady state free precession sequence
DA	nusileidžiančioji aorta	descending aorta
DAOV	dviburis aortos vožtuvas	bicuspid aortic valve
DP	dešinysis prieširdis	right atrium
DPA	dešinioji plaučių arterija	right lung artery
DS	dešinysis skilvelis	right ventricle
EKG	elektrokardiografija	echocardiography
EKS	elektrokardiostimulatorius	pacemaker
IF	ištūmimo frakcija	ejection fraction
K/M	kontrastinė medžiaga	contrast material
KMI	kūno masės indeksas	body mass index
KP	kairysis prieširdis	left atrium
KPA	kairioji plaučių arterija	left lung artery
KPP	kūno paviršiaus plotas	body surface area
KS	kairysis skilvelis	left ventricle
KSH	kairiojo skilvelio hipertrofija	left ventricular hypertrophy
KSIT	kairiojo skilvelio išstūmimo (išvaymo) traktas (kanalas)	left ventricular outflow tract (LVOT)
KT	kompiuterinė tomografija	computed tomography
KTS	kontrasto ir triukšmo santykis	contrast to noise ratio

MPR	multiplanarinė (daugiaplokštuminė) rekonstrukcija	multiplanar reconstruction
MRA	magnetinio rezonanso tomografijos angiografija	magnetic resonance angiography
MV	mitralinis vožtuvas	mitral valve
PA	plaučių arterija	pulmonary artery
PBG	pulsinės bangos greitis	pulse wave velocity
PH	plautinė hipertenzija	pulmonary hypertension
PPD	prieširdžių pertvaros defektas	atrial fissure defect
SN	standartinis nuokrypis	standard deviation
SPD	skilvelių pertvaros defektas	ventricular septal defect
SSFP	pastovaus laisvo sukinių seka	steady state free precession sequence
STJ	sinotubulinė jungtis	sine tuberculosis
STS	signalų ir triukšmo santykis	signal to noise ratio
ŠKS	„šviesaus kraujo“ seka	white-blood sequence
ŠMRT	širdies magnetinio rezonanso tomografija	cardiac magnetic resonance imaging
ŠN	širdies nepakankamumas	heart failure
ŠSD	širdies susitraukimų dažnis	heart rate
ŠUG	širdies ultragarsinis ištyrimas (echokardiografija)	cardiac ultrasound examination (echocardiography)
TAOV	triburis aortos vožtuvas	tricuspid aortic valve
TEE	transezofaginė echokardiografija	transoesophageal echocardiography
TKS	„tamsaus kraujo“ seka	black-blood sequence
TTE	transtorakalinė echokardiografija	transthoracic echocardiography
VGK	vėlyvasis gadolinio kaupimasis	late gadolinium enhancement
VTV	viršutinė tuščioji vena	upper vena cava
VUL SK	Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikos	Vilnius University Hospital Santaros Klinikos

1. ĮVADAS

1.1 Problemos aktualumas

Pastarąjį dešimtmetį klinikinėje praktikoje vis plačiau naudojamas širdies ir stambiųjų kraujagyslių magnetinio rezonanso tomografijos tyrimo metodas. Dėl daugelio privalumų magnetinio rezonanso tomografija plačiai taikoma ir kitų sričių diagnostikai. Viena iš jų – aortos vertinimas.

Magnetinio rezonanso tomografija labai svarbi nustatant stambiųjų kraujagyslių ligas, patvirtinant klinikinę diagnozę. Šis tyrimo metodas reikšmingas ir stebint tolesnį gydymą bei vertinant jo efektyvumą [1, 2]. Magnetinio rezonanso angiografija (MRT) su kontrastine medžiaga – tyrimas, atliekamas taikant trijų dimensijų (3D) greitas gradientų aido sekas, suleidus kontrastinės medžiagos, turinčios gadolinio [3, 4]. Šis metodas leidžia gauti ypač aukštos kokybės kraujagyslių vaizdus ir laikomas „aukso standartu“ [4, 5].

Pastaraisiais metais magnetinio rezonanso angiografija su intraveniniu kontrastavimu tapo vienas iš standartinių tyrimo metodų vertinant krūtininės aortos ligas ir jų dinamiką daugelyje gydymo ir diagnostikos centrų. Dėl didelio diagnostinio tikslumo nustatant kraujagyslinę patologiją, greitai gaunamo vaizdo ir galimybės gautus vaizdus rekonstruoti trimatėje erdvėje, magnetinio rezonanso angiografija tapo neatsiejama tyrimo metodika ne tik diagnozuojant, bet ir planuojant tolesnį chirurginį ar intervencinį gydymą [6]. Vis dėlto intraveninės kontrastinės medžiagos sušvirkštimas ir dėl to galimos nepageidaujamos pasekmės verčia iš naujo apsvaistyti nekontrastinius magnetinio rezonanso tyrimo metodus ir jų teikiamą naudą vertinant širdies kraujagyslių ligas [2].

2017 m. Europos Sąjungoje apribojus vartoti linijines kontrastines medžiagas, turinčias gadolinio, [7] kilo dar didesnis poreikis ieškoti alternatyvų MRT angiografijai su kontrastine medžiaga. Disertacijoje apžvelgiamos natyviųjų magnetinio rezonanso tomografijos aortos tyrimo vaizdų ir magnetinio rezonanso angiografijos su kontrastine medžiaga galimybės vertinant krūtininę aortą ir jos segmentinius matmenis, šių tyrimo metodų galimybės, privalumai ir trūkumai, praktinio pritaikymo galimybės.

Naujausioje mokslinėje ir taikomojo pobūdžio literatūroje skatinama naudoti bekontrastinę aortos segmentinių matmenų analizę [5, 8], tačiau duomenys iš dalies yra kontraversiški. Be to, Lietuvoje nėra bendro bekontrastinio aortos magnetinio rezonanso tyrimo protokolo. Intraveninės kontrastinės medžiagos su gadoliniu intraveninis sušvirkštimas ir dėl to galimos nepageidaujamos pasekmės motyvuoja tirti nekontrastinius magnetinio rezonanso tyrimo metodus ir jų teikiamą naudą vertinant aortos ligas, diagnostiką ir gydymą [2, 9]. Svarbus ir ekonominis veiksnys, nes kontrastiniai tyrimai yra brangesni dėl kontrastinės medžiagos ir pagalbinių priemonių kainos.

Aortos matmenų nustatymas be kontrastinės medžiagos dėl geros audinių kontrastinės skiriamosios gebos – vienas iš MRT tyrimo pranašumų prieš kitus tyrimus [4]. MRT kartu yra ir funkcinis vaizdinimo metodas, kuris, kaip Doppler'io efektas ŠUG atveju, gali vertinti kraujo tėkmės per stambiąsias kraujagysles, taip pat ir aortą, parametrus [10]. Aortos elastingumas – sveiko senėjimo ir patologinių pokyčių rodiklis, nuo kurio priklauso pokrūvis (centrinė hemodinamika). Naujausi moksliniai tyrimai atskleidė, kad MRT metodas, tikėtina, taip pat sėkmingai, kaip ir ultragarsinis metodas (aplanacinė tonometrija), gali būti taikomas pulsinei bangai aortoje nustatyti [11, 12].

Atlikti tyrimai atskleidžia, kad, vertinant aortos sienelės pakitimus, net ir nenaudojant intraveninio kontrastavimo, MR tyrimų kokybiniai ir kiekybiniai krūtininės aortos parametrų vertinimai nenusileidžia kontrastiniams MR ir kitiems tyrimo metodams ar net juos lenkia [4, 13]. Ir nors kontrastinės MRA vaizdus galima gauti daug greičiau negu natyvinių tyrimų metu, mažesnė rizika pacientui ir sumažėjusi tyrimo kaina yra neabejotini bekontrastinio MR tyrimo pranašumai.

Iki šiol daugiausia lyginamųjų studijų, vertinant krūtininės aortos segmentinius matmenis, atlikta remiantis pastovaus laisvo sukinio seka (SSFP) ir magnetinio rezonanso tomografijos angiografija (MRA) su k/m. Tai neturėtų stebinti, nes SSFP – pažangus, daug galimybių suteikiantis tyrimo metodas, diagnostine verte mažai kuo nusileidžiantis MRA su k/m [14].

1.2 Tyrimo tikslas

Nustatyti MRT tyrimo bekontrastinių sekų praktinio pritaikymo galimybes aortos ligų diagnostikai ir sudaryti šio tyrimo protokolą.

1.3 Tyrimo uždaviniai

1. Palyginti aortos bekontrastines MRT sekas su aortos kontrastine MRT angiografija, diagnozuojant aortos dilataciją, tiriant dviburio aortos vožtuvo (DAOV) ir pirminės arterinės hipertenzijos (PAH) su triburiu aortos vožtuvu grupes.
2. Palyginti aortos bekontrastinių MRT sekas su aortos ultragarsiniu (UG) tyrimu, diagnozuojant aortos dilataciją, esant DAOV ir PAH.
3. Įvertinti aortos standumo MRT diagnostikos koreliaciją su aplanacinės tonometrijos („aukso standarto“) duomenimis.
4. Įvertinti aortos standumo diagnostikos galimybes MRT metodu pacientams, turintiems aortos patologiją (DAOV ir PAH), ir kontrolinės grupės pacientams.

1.4 Darbo naujumas ir praktinė reikšmė

Kardiologiniams pacientams taikant echokardiografinį (ŠUG) metodą, dėl pacientų echonegatyvumo ar kitų priežasčių nepavyksta patikimai įvertinti širdies ir stambiųjų kraujagyslių anatomijos, todėl aortos dilatacijai vaizdiniais tyrimais sekti lieka dvi pagrindinės alternatyvos: kompiuterinė tomografija (KT) ir ŠMRT [15]. KT metodo pagrindiniai trūkumai: jonizuojančioji spinduliuotė ir jodo turinčios nefrotoksiškos kontrastinės medžiagos [16]. Vertinant aortos matmenų diametrą, KT tyrimo trūkumai tampa didesni negu galima alternatyvių metodikų nauda.

MRT tyrimas aortos matmenims vertinti rutiniškai taip pat atliekamas taikant intraveninį kontrastavimą su gadolinio turinčiais kontrastiniais preparatais. 2017 m., uždraudus linijinius kontrastinius preparatus [7], aortos MRT tyrimas be kontrastinės medžiagos įgavo dar didesnę klinikinę prasmę.

Disertacijos tikslas ir gauti rezultatai atskleidžia realią praktinę naudą, todėl siūlytina, rutininiais atvejais vertinant aortos maksimalius matavimus, Lietuvoje taikyti bekontrastį MRT tyrimo metodą pagal šiame darbe aprašytą metodiką. Kardiovaskulinių susirgimų Lietuvoje ir pasaulyje nemažėja, todėl būtina ieškoti būdų, kaip paprasčiau ir ekonomiškiau, bet patikimai, ištirti aortos patologinius pokyčius. MRT metodas ypač aktualus, nes tai neinvazinė ir jonizuojančiosios spinduliuotės neturinti metodika.

Užsienyje atlikta tik pavienių aortos elastingumo ir PBG, taikant ŠMRT ir AT metodikas, lyginamųjų studijų. Lietuvoje tyrimų minėtais klausimais dar nėra. Iki šiol nėra ir lyginamųjų studijų, kuriose būtų analizuojama MRT aortos angiografija naudojant kontrastinę medžiagą ir jos nenaudojant.

Disertacijoje pristatomi vieni pirmųjų atlikti lyginamieji matavimai, vertinant aortos PBG ne tik aortos lanke, bet ir visoje aortoje. Manytina, kad dėl amžiaus ar pataloginių pokyčių kintantis aortos diametras ir elastingumas (kurio mažėjimas lemia didėjančią pokrūvį ir skatina kitus patofiziologinius pokyčius) galėtų būti vertinamas ir MRT metodu be kontrastinės medžiagos, kaip alternatyva kitoms metodikoms, ypač kai jos negali būti taikomos arba rezultatai yra neinformatyvūs.

1.5 Ginamieji teiginiai

1. MRT aortos matavimai bekontrastinėmis „šviesaus kraujo“ sekomis ašinėje plokštumoje leidžia statistiškai patikimai ir, palyginti su „tamsaus kraujo“ metodika, tiksliau įvertinti kylančiosios aortos ir kitų segmentų dilatacijos laipsnį TAOV atveju.

2. Aortos sinusų ir kylančiosios dalies ŠMRT visų metodų matavimų rezultatai stipriau koreliuoja tarpusavyje negu su ŠUG matavimais tiek TAOV, tiek ir DAOV atveju.

3. PBG matavimai ŠMRT metodu yra tiksliausi aortos lanke ir statistiškai patikimai koreliuoja su AT metodu („aukso standartu“).

4. ŠMRT metodika PBG nustatyti lanko srityje atspindi amžiaus, lyties ir patologinius standumo pokyčius aortoje bei statistiškai patikimą PBG skirtumą tarp lyčių, todėl gali būti AT metodo alternatyva.

2. LITERATŪROS APŽVALGA

2.1 Aktualumas

Magnetinio rezonanso tomografija (MRT) yra neinvazinis radiologinis tyrimas, leidžiantis išgauti anatominius vaizdus bet kurioje plokštumoje ir teikiantis unikalią informaciją apie minkštųjų audinių savybes [17]. Pastarojo dešimtmečio mokslo ir technologijų pažanga leido neinvaziniams tyrimo metodams – kompiuterinei tomografijai (KT) ir MRT – pasiekti diagnostinius rezultatus, prilygstančius invazinėms angiografinėms procedūroms, ir sumažinti su pastarosiomis procedūromis susijusį šalutinį poveikį ir ekonomines sąnaudas [18, 19]. Dėl plataus pritaikymo širdies ir stambiųjų kraujagyslių ligų diagnostikai, MRT tapo plačiai pripažintas, sparčiai tobulėjantis ir populiarėjantis tyrimo metodas [20].

Dėl daugelio privalumų MRT yra plačiai taikoma įvairių kardiovaskulinių sričių diagnostikai. Viena iš šių sričių – aortos vertinimas.

Technologiniai pasiekimai suteikia galimybę ŠMRT tyrimą sinchronizuoti su elektrokardiografijos (EKG) metodu (R-R dantelių intervalais), atsiranda įvairių vaizdų išgavimo metodikų ir nuolat tobulinamos jau sukurtos sekos, gaminama naujų radiodažnuminių ričių – visa tai leidžia tiksliai ir išsamiai įvertinti bei diagnozuoti aortos ir stambiųjų kraujagyslių patologiją, nenaudojant jonizuojančiosios spinduliuotės ar jodo turinčių kontrastinių medžiagų [8, 21, 22]. Būtent dėl pastarųjų priežasčių ŠMRT tyrimas yra laikomas ypač saugus, todėl gali būti atliekamas ne tik aortos patologijai nustatyti, bet ir tolesniam gydymo efektyvumui vertinti bei paciento būklei stebėti [15]. Magnetinio rezonanso angiografija (MRA) su kontrastine medžiaga (k/m) – stambiųjų kraujagyslių tyrimas, atliekamas taikant 3D (trijų dimensijų) greitas gradientų aidų sekas (angl. *gradient echo*), suleidus gadolinio turinčios kontrastinės medžiagos.

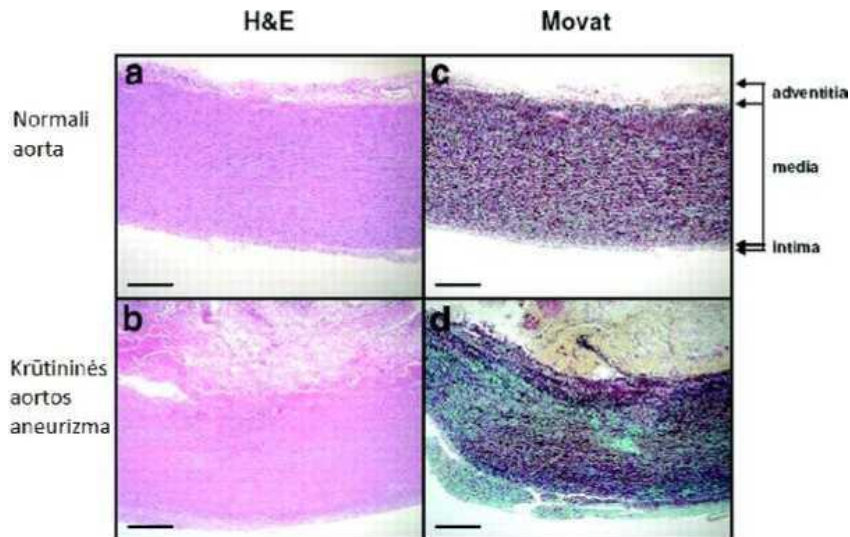
Natyviniai (be kontrastinės medžiagos) aortos tyrimai, palyginti su MRA su k/m, pradžioje neprilygo vaizdų gavimo sparta ir turėjo trūkumų dėl artefaktų [23]. Dėl tobulėjančios techninės ir programinės įrangos, aukštos gaunamų vaizdų kokybės ir galimybės atlikti įvairias naujas sekas, pasižyminčias tik joms būdingomis savybėmis, pastaraisiais metais natyvinė MRT aortos tyrimo metodika, kaip jau buvo minėta, ne tik nenusileidžia, tačiau, esant tam tikroms aplinkybėms, ir lenkia MRA su intraveniniu kontrastavimu [24, 25].

Nuolat didėjantis pacientų, sergančių širdies ir stambiųjų kraujagyslių ligomis, skaičius verčia ieškoti jautrių ir prieinamų tyrimo metodų, kurie ne tik padėtų laiku nustatyti tikslią diagnozę, tačiau ir užtikrintų tinkamą ir reguliarią ligonių stebėseną ateityje [26, 27].

2.2 Krūtininė aortos dalis

Krūtininė aorta dalijama į keturias dalis: aortos šaknį, kurią sudaro aortos vožtuvo žiedas, aortos vožtuvo burės ir aortos sinusai (*sinuses of Valsalva* [28]), kylančiąją aortos dalį, kuri prasideda ties sinotubuline dalimi ir tęsiasi iki *truncus brachiocephalicus* pradžios, aortos lanką, prasidedantį nuo minėtos arterijos (įprastai pirmosios aortos lanko šakos, jeigu nėra kitų anatominių šakojimosi variantų), apimantį likusias krūtininės aortos dalies (lanko) šakas, einantį ventraliau trachėjos ir palei kairįjį stemplės kraštą, kur ties sąsmaukos (*isthmus*) sritimi tarp *a. subclavia sinistra* ir *ligamentum arteriosum* pereina į nusileidžiančiąją aortą, besidriekiančią ventraliau krūtininių stuburo slankstelių link diafragmos ir pereinančią į pilvinę aortos dalį (*aorta abdominalis*).

Suaugusiojo žmogaus aortos sienelė sudaryta iš trijų sluoksnių: vidinio endoteliumo iškloto sluoksnio – intimos, lygiųjų raumenų ir elastinių skaidulų sudaryto vidurinio sluoksnio – medijos, išorinio jungiamojo audinio sluoksnio – adventicijos (1 pav.).

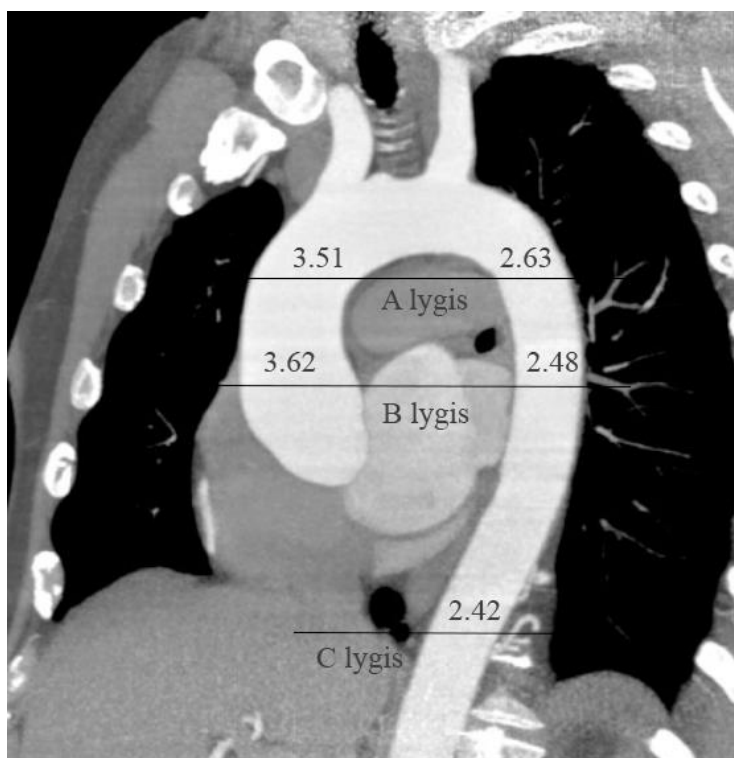


1 pav. Normalios kylančiosios aortos (a) ir aortos aneurizmos sienelės (b) struktūra histologiniuose vaizduose (visi vaizdai orientuoti vienodai: adventicija – viršuje, intima – apačioje). Panaudojus hematoksilinu ir eozinu dažytą preparatą, pažeistos aortos sienelės (b) vaizdas rodo vidurinio sluoksnio degeneraciją: elastinių skaidulų fragmentaciją, proteoglikanų sankaupas ir lygiųjų raumenų ląstelių sumažėjimą. Naudojant Movat (Alciano mėliu) dažytą preparatą, pažeistos aortos dalyje (d) matyti elastinių skaidulų fragmentacija (nudažyta juodai), lygiųjų raumenų ląstelių sumažėjimas (ląstelės nudažytos rausvai, o branduolys – violetine spalva), proteoglikanų sankaupos (mėlyna spalva viduriniame sluoksnyje). Vaizdas padidintas 40 kartų, mastelio juostos apačioje atitinka 500 gm. Adaptuota pagal D. M. Milewicz et al. [29].

2.3 Normalus aortos diametras

Iš kairiojo skilvelio (KS) prasidėjusios krūtininės aortos spindis palaipsniui siaurėja, o jos diametras skirtinguose lygiuose varijuoja. Ties kylančia aortos dalimi ir ties lanku krūtininė aorta yra apie 1 cm platesnė negu nusileidžiančioje lanko dalyje [30].

Ištyrus 102 respondentus, 21–61 m. amžiaus asmenis, neturinčius kardiovaskulinės patologijos [31], nustatyta, kad vidutinis proksimalinis kylančiosios aortos skersmuo yra 3,6 cm (2,4–4,7 cm), kylančiosios aortos dalies prieš pat lanką – 3,51 cm (2,2–4,6 cm), proksimalinis nusileidžiančiosios aortos dalies – 2,63 cm (1,6–3,7 cm), vidurinės nusileidžiančios aortos dalies – 2,48 cm (1,6–3,7 cm), distalinės nusileidžiančiosios aortos dalies – 2,42 cm (1,4–3,3 cm) (žr. 2 pav.).



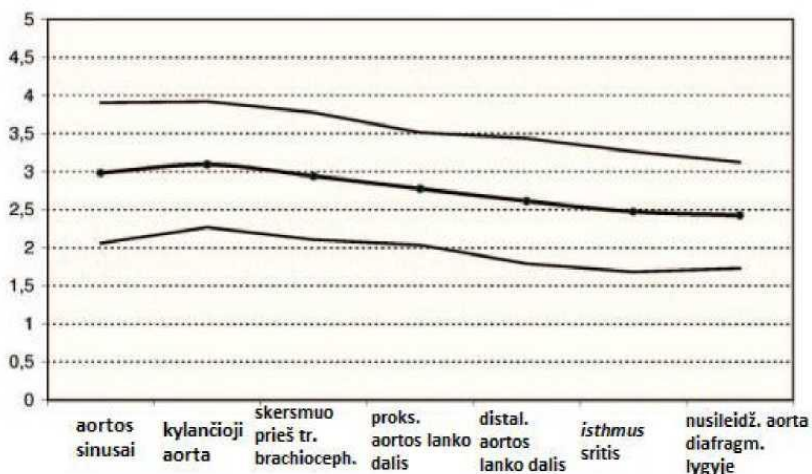
2 pav. Aortos segmentų diametrų vidutinės reikšmės, gautos atlikus kompiuterinę tomografiją (KT) 102 sveikiems įvairaus amžiaus suaugusiems asmenims (pagal D. J. Aronberg et al. [31])

Aortos skersmuo pamažu didėja su amžiumi ir tiesiogiai koreliuoja su slankstelių dydžiu bei tiesiogiai priklauso nuo lyties, kūno dydžio, matuojamo aortos segmento ir matavimo būdo (1 lentelė).

Segmentas	Vyrai (amžius, m.)			Moterys (amžius, m.)		
	21–40	41–60	>60	21–40	41–60	>60
Proksimalinė kylančioji aorta (A lygis) (cm)	3,47	3,63	3,91	3,36	3,72	3,50
Distalinė kylančioji aorta (B lygis) (cm)	3,28	3,64	3,80	2,80	3,47	3,68
Proksimalinė nusileidžiančioji aorta (A lygis) (cm)	2,21	2,64	3,14	2,06	2,63	2,88
Vidurinė nusileidžiančioji aorta (B lygis) (cm)	2,25	2,39	2,98	1,91	2,45	2,64
Distalinė nusileidžiančioji aorta (C lygis) (cm)	2,12	2,43	2,98	1,89	2,43	2,40

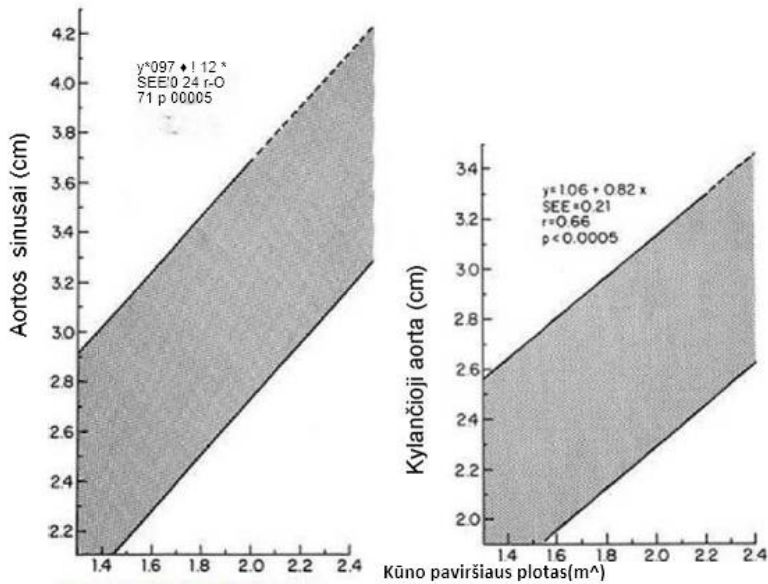
1 lentelė Vidutinis aortos diametras skirtinguose segmentuose, priklausomai nuo amžiaus ir lyties (adaptuota pagal C. M. Goss'ą [32]).

A. Hager'is et al. [33], spiraline KT ištyrę 46 vyrus ir 24 moteris, neturinčius širdies ir kraujagyslių patologijos (amžius nuo 1 m. iki 89 m., amžiaus vidurkis – 50,2 m.), nenustatė, kad tiriamųjų asmenų aortos skersmuo tiesiogiai koreliuotų su jų svoriu, ūgiu ar kūno paviršiaus plotu (3 pav.). Tačiau nustatyta koreliacija su amžiumi: vyrų rodikliai buvo didesni negu moterų.

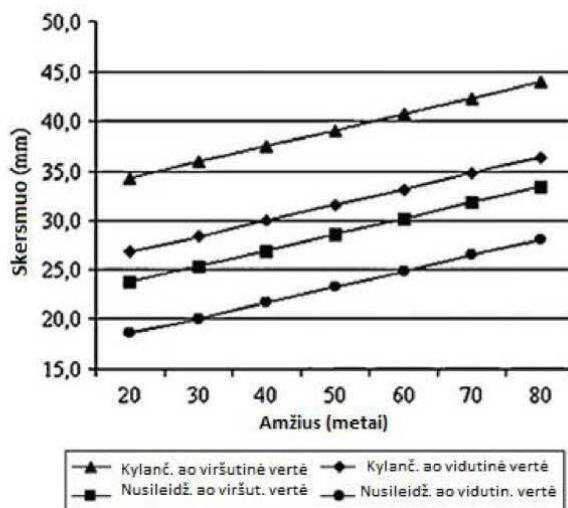


3 pav. Vidutinis aortos diametras (cm) įvairiuose segmentuose, išmatuotas spiraline KT 70 suaugusių asmenų. Plonos linijos atspindi ± 2 SD (95 % pasikliautinis intervalas) (A. Hager'is et al. [33]).

Dvimate echokardiografija buvo siekiama nustatyti normines skersmens ribas aortos sinusų srityse, priklausomai nuo amžiaus, ir atitinkamai jas suskirstyti pagal kūno paviršiaus plotą (4 pav.) [34]. Vėl buvo nustatyta, kad aortos skersmuo tiesiogiai priklauso nuo amžiaus ir lyties, tačiau tiesioginė priklausomybė nuo lyties išnyko, kai skersmuo buvo palygintas su kūno paviršiaus plotu.

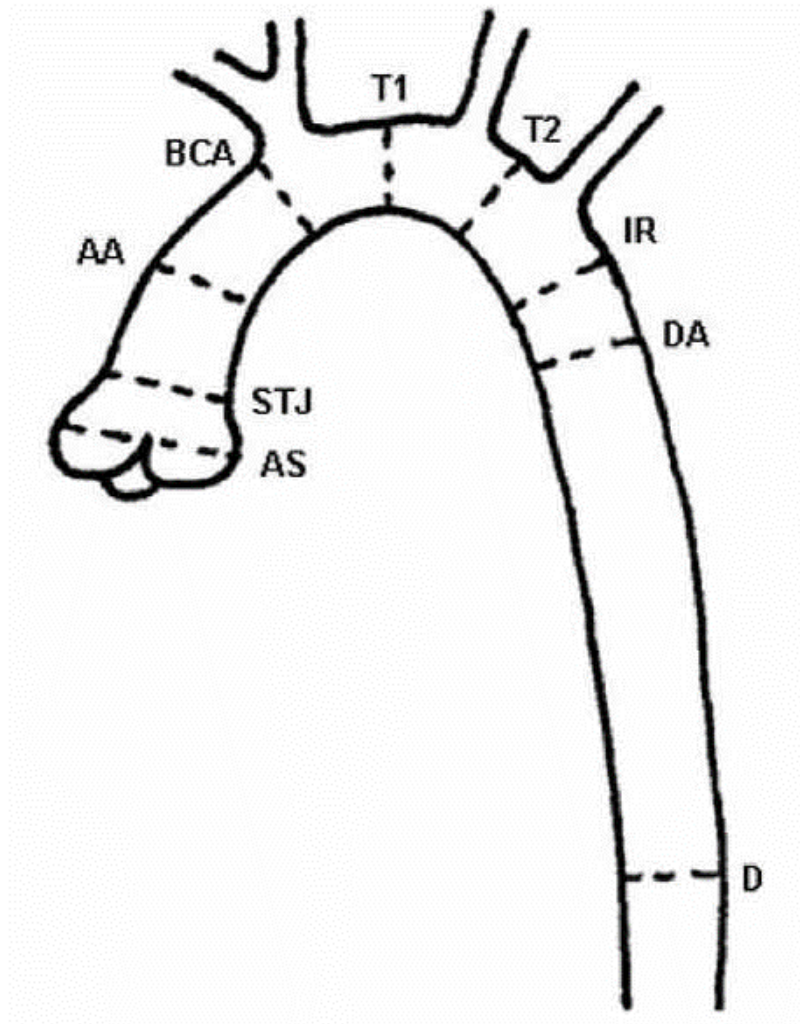


(4 pav. Aortos skersmens priklausymas nuo kūno paviršiaus ploto (aortos sinusų ir proksimalinės kylančiosios dalies aukštyje); 95 proc. pasikliautinis intervalas <40 m. amžiaus suaugusių asmenų (M. J. Roman et. al [34])).



5 pav. Kylančiosios ir nusileidžiančiosios aortos skersmens vidutinės ir viršutinės vidutinės reikšmės (M. Hannuksela et al. [35]).

M. Hannuksela et al. [35] nustatė, kad aortos skersmuo per metus padidėja nuo 0,12 mm iki 0,29 mm kiekviename segmente (aortos skersmuo matuotas KT metodu, tirta 41 vyras ir 36 moterys, kurių amžius nuo 18 m. iki 82 m.) (5 pav.). Kūno masės indeksas tiesiogiai koreliavo su aortos skersmeniu – po 0,27 mm (0,14–0,44 mm) kiekvienam kūno masės indekso vienetui.



6 pav. Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Radiologijos ir branduolinės medicinos centre MRA tyrimo metu vertinami krūtininės aortos segmentai (adaptuota pagal T. Kaiser'į et al. [36]). AS – aortos sinusai, STJ – sinotubulinė jungtis, AA – kylančioji aorta dešinėsios plaučių arterijos lygyje, BCA – skersmuo prieš aortos žastinį galvos kamieną (*tr. brachiocephalicus*), T1 – aortos lanko 1 segmentas, T2 – aortos lanko 2 segmentas, IR – sąsmaukos (*isthmus*) sritis, DA – nusileidžiančioji aorta kairiosios plaučių arterijos lygyje, D – nusileidžiančioji aorta diafragmos lygyje.

2.4 Rekomendacijos, paremtos vaizdinimo metodais

(pagal 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the Diagnosis and Management of Patients with thoracic aortic disease [37])

I klasės rekomendacijos:

1. Aortos diametro matavimai turėtų būti atliekami tiksliai nustatytoje anatomicinėse padėtyse statmenai kraujo tėkmės ašiai ir aprašyta nuosekliai ir aiškiai. (Įrodymų lygis – C.)
2. Atliekant matavimus KT ar MRT, išorinis matmuo turėtų būti matuojamas statmenai kraujo tėkmės ašiai. Aortos šaknies matavimams taikomas plačiausias matmuo, paprastai aortos sinusų aukštyje. (Įrodymų lygis – C)
3. Atliekant matavimus echokardiografiškai, matuojamas vidinis diametras, statmenas kraujo tėkmės ašiai. Aortos šaknies matavimams taikomas plačiausias matmuo, paprastai aortos sinusų aukštyje. (Įrodymų lygis – C)
4. Morfologiniai aortos pokyčiai turi būti aprašyti atskirai, net jei aortos matmenys atitinka normos ribas. (Įrodymų lygis – C)
5. Apie nustatytą aortos disekciją, aneurizmą ar trauminį aortos sužeidimą ir / ar plyšimą turi būti nedelsiant pranešta gydančiajam gydytojui. (Įrodymų lygis – C)

IIa klasės rekomendacija:

Turima klinikinė informacija apie pacientą gali būti panaudojama siejant aortos dydį su paciento amžiumi ir kūno dydžiu. (Įrodymų lygis – C)

2.5 Krūtininės aortos diametro vertinimo svarba ir aneurizmos

Norminiai aortos matmenys yra nustatyti atlikus didelių žmonių grupių normatyvinius matavimus. Sutarta, kad kylančiosios aortos diametras, lygus arba didesnis negu 4 cm (asmenų, jaunesnių negu 60 metų), arba nusileidžiančiosios aortos diametras, didesnis negu 3 cm, įprastai yra laikomas padidėjusiu, o diametras, lygus arba viršijantis 150 proc. normalaus dydžio, yra apibrėžiamas kaip aortos aneurizma [38].

Svarbu tiksliai įvertinti ne tik šiuo metu esamą krūtininės aortos aneurizmos išsiplėtimo dydį, tačiau jį sekti ir toliau, nes nuo to priklauso tolesnė gydymo taktika [39]. Tad pasirinkta tyrimo metodika turi būti tiksli ir leidžianti atkurti konkrečioje vietoje buvusius matavimus. Priimta E. S. Crawford'o aneurizmų sisteminė klasifikacija [38, 40] remiasi pažeistos kraujagyslės ilgiu, lokalizacija ir paraplegijos rizika.

Vertinant aortos aneurizmas, labai svarbu tiksliai nustatyti aortos maksimalų diametrą, išsiplėtimo ilgį ir laipsnį, kiek pakenktos stambiuųjų kraujagyslių šakos [41].

Dažniausios aneurizmų komplikacijos – masės efektas, disekacija ir plyšimas – tiesiogiai susijusios su aneurizmų dydžiu. Vidutiniškai krūtininės aortos aneurizma per metus išsiplečia 0,12 cm [42]. Didėjant aortos skersmeniui, tiesiogiai didėja ir aneurizmos plyšimo ir komplikacijų rizika. Nustatyta, kad aneurizmos plyšimo rizika yra didelė, kai kylančiosios aortos skersmuo yra 6 cm ir daugiau arba 7 cm ir daugiau nusileidžiančiosios aortos dalies [43].

MRA su k/m yra tinkamas tyrimo metodas aortos aneurizmos išsiplėtimui ir jos ryšiui su aortos šakomis vertinti bei tiksliems pakartotiniams rezultatams gauti ateityje [44–46]. Vis dėlto MRA su k/m, sulaukius kvėpavimą ir be EKG sinchronizacijos, gauti vaizdai turi daugiau judesio artefaktų ir dažniau būna neryškūs ties aortos šaknimi, todėl gali apsunkinti tolesnę gydymo taktiką [47, 48]. Bekontrastė MRT 3D-SSFP su EKG sinchronizacija parodė gerus rezultatus, vertinant krūtininės aortos aneurizmų diametrą, spindžio kontūrus, topografiją, įskaitant ir aortos šaknį [24, 47]. Be to, bekontrastinė MRT gali būti panaudota judesio vaizdų sekai (angl. *cine imaging*) gauti, vertinant aortos vožtuvą pacientams su kylančiosios aortos aneurizma, ir suteikti esminės informacijos dėl tolesnės gydymo taktikos [49].

Atliekant matavimus strėlinėje arba įstrižinėje strėlinėje plokštumoje, galima geriausiai įvertinti aneurizmos vietą ir išsiplėtimą bei išvengti dalinio tūrinio efekto. Atliekant MRA su k/m, aneurizmos matavimai vertinami tose vietose, kur kraujagyslės sienelė yra aiškiai matoma, nes gauti MIP (angl. *maximum intensity projection*) vaizdai atitinka tik kontrastuotą spindį ir todėl gali suklaidinti vertinant aneurizmos matmenis [49]. Standartiniai sukinių aido (angl. *spin-echo*) vaizdai ir prieš suleidžiant kontrastą gauti 3D-GRE (angl. *gradient echo*, liet. *gradientų aido*) vaizdai taip pat gali būti naudingi, vertinant aortos sienelės pokyčius ir gretimas struktūras. Sukinių aido vaizdų vietose, kur matomas aukštas signalo intensyvumas, pavyzdžiui, trombe arba aortos sienelėje, galima įtarti aneurizmos nestabilumą [49, 50].

2.6 MRT aortos tyrimo metodas ir skenavimo sekos

MRT aortografija pasižymi puikia vaizdų kokybe ir vis plačiau taikoma klinikistų ir radiologų kaip alternatyva KTA (nes MRT tyrime nenaudojama jonizuojanti spinduliuotė) bei naudojama įvairių aortos ligų diagnostikai: pacientams, kuriems įtariama aortos disekacija, aneurizma, koarktacija, tolesniam stebėjimui po kraujagyslės protezavimo ir kt. [17, 18, 38]. Vis dėlto MRA reikalingas ligonio glaudus bendradarbiavimas, sulaukiant kvėpavimą tyrimo metu, o skiriamos gadolinio turinčios kontrastinės medžiagos gali būti kontraindikuotinos nėščioms pacientėms ar asmenims, turintiems išreikštą inkstų funkcijos nepakankamumą. Be to, MRA sunkiau atlikti pacientams, kurių intraveninė prieiga sudėtinga [51]. Esama duomenų ir apie sunkią, nors labai retą, gadolinio turinčių kontrastinių medžiagų sukeltą komplikaciją – nefrogeninę sisteminę fibrozę (angl. *nephrogenic systemic fibrosis, NSF*) – pacientams, kurių inkstų funkcija yra smarkiai sutrikusi [51].

Skenavimo sekos, atliekamos MRT tiriant aortą, ir kontrastinės medžiagos, naudojamos vertinant aortą, pasižymi savais privalumais ir trūkumais. Neretai tiksliai diagnostikai ir tolesniam gydymui prireikia kelių skirtingų sekų pritaikymo, atsižvelgiant į ligonio būklę ir klinikinę situaciją.

Aortos ir plaučių arterijų magnetinio rezonanso tyrimas iš esmės priklauso nuo morfologinio struktūrų vertinimo, kuris gali būti atliekamas atskirai ar kartu su funkciniais tyrimo metodais [52]. Pagrindiniai morfologinio tyrimo tikslai yra nustatyti kraujagyslės anatomicinę vietą, jos diametrą, sienelės savybes, skerspjūvį ir jos ryšį su gretimomis anatomicinėmis struktūromis.

Savybė	„Tamsaus kraujo“ T2 seka	Pastovaus laisvo sukinio seka	MRA su k/m
DIAGNOSTINĖS SAVYBĖS			
Aortos diametro matavimas	++	+++	+++
Spindžio vertinimas	++	+++	+++
Sienelės vertinimas	+++	+++	+
Kraujotakos vertinimas	–	+++*	++
TECHNINĖS SAVYBĖS			
Greitis	+	++	+++
Minimalus judesio artefaktų kiekis	++	+++	++
3D projektavimo galimybė	Ne	Taip	Taip
Reikalinga EKG sinchronizacija	Taip	Taip / Ne	Ne
Reikalinga kontrastinė medžiaga	Ne	Ne	Taip

2 lentelė. Krūtininės aortos MRT tyrimo sekos ir jų palyginimas.

*cine-SSFP funkcija

2.7 Magnetinio rezonanso angiografija su kontrastine medžiaga

Gadolinio (reto žemės metalo) turinčių kontrastinių medžiagų naudojimas magnetinio rezonanso tyrime ryškiai praplėtė šio tyrimo pritaikymo sritis [53–59]. Daug svarbių ir pažangių širdies ir kraujagyslių MRT tyrimo metodų atsirado būtent kartu su MRA su k/m metodo, leidusio gauti ypač aukštos kokybės kraujagyslių vaizdus, plačiu pritaikymu [60, 61]. Dažniausiai MRA su k/m naudojama seka yra 3D-GRE, kuri yra greito vaizdų gavimo gradientų aidų metodika, reliatyviai mažai jautri judesio artefaktams, todėl puikiai tinka judesio vaizdams gauti vieno įkvėpimo sulaikymo metu. MRA su k/m, taikant stipriai T1 subalansuotą (angl. *heavily T1-*

weighted) 3D-GRE seką, tapo pagrindiniu krūtininės aortos kraujagyslių anomalijų tyrimo metodu [44, 45, 49].

Sušvirkštus k/m, T1 relaksacijos trukmė sutrumpėja, todėl kraujas išlieka baltas, nepriklausomai nuo jo krypties ir greičio (46,62). Paprastai naudojamas reliatyviai nedidelis kiekis (0,2–0,6 ml/kg, 0,15–0,2 mmol Gd/kg) paramagnetinės, Gd turinčios kontrastinės medžiagos, kuri suleidžiama intraveniškai 2–5 ml/s greičiu. Signalų sustiprinimas ir bendra vaizdo kokybė labai priklauso nuo k/m koncentracijos tiriamosiose kraujagyslėse, todėl vaizdų fiksacija tinkamu tiriamų struktūrų kontrastavimosi laiku yra esminė MRA sąlyga [49]. Egzistuoja kelios skirtingos metodikos laikui tarp kontrastinės medžiagos sušvirkštimo ir vaizdų gavimo parinkti. Neseniai į praktiką įdiegta „realaus laiko“ boliusinė sistema (angl. *real-time bolus monitoring*) su automatiniu švirkštu leidžia, operatoriui suleidus kontrastinę medžiagą, pradėti skenuoti vaizdus vos tik sistema automatiškai aptinka signalo sustiprėjimą pasirinktoje arterijoje arba venoje [63, 64]. Dažniausiai MRA taikomas mažų dozių k/m metodas (angl. *test-bolus*), kai, suleidus mažos dozės k/m, vertinamas fiziologinis tranzito laikas nuo injekcijos vietos iki tiriamos srities (atspindi individualią paciento hemodinamiką ir leidžia tiksliau parinkti tinkamą skenavimo laiką po k/m suleidimo) [64].

Naudojama kontrastinės medžiagos dozė priklauso nuo aparato tipo, pačios kontrastinės medžiagos ir nuo tyrimą atliekančio personalo patirties. Krūtininės aortos MRA su k/m gali būti visiškai informatyvi su 20 ml ar net mažiau gadolinio turinčia kontrastine medžiaga [65].

MRA su k/m tapo plačiai naudojamas ir priimtinas tyrimo metodas, vertinant krūtininės aortos patologijos dinamiką, nes suteikia daug naudingos informacijos, analizuojant trimačius pažeistos aortos rekonstrukcinius vaizdus (angl. *multiplanar reconstruction, MPR*) [66]. Numatant atlikti pacientui MRA su k/m, būtina ne tik išsiaiškinti, ar pacientui MRT tyrimas nėra kontraindikuotinas apskritai (pvz., implantuotas elektrokardiostimulatorius ar feromagnetiniai metaliniai implantai organizme ir kt.), bet ir nustatyti galimą pavojų dėl kontrastinės medžiagos (pvz.: nėštumas, pacientas labai jaunas ir jam nustatyta įgimta širdies yda ar stambiųjų kraujagyslių anomalija, situacijos, kai reikia nuolat sekti paciento būklę) [67]. Nors intraveninės kontrastinės medžiagos sušvirkščiami kiekiai, atliekant MRA tyrimą, yra nedideli, jau dabar plačiai sutariama, kad nefrogeninė sisteminė fibrozė (NSF) yra nors ir labai reta, tačiau dažniau pasitaikanti pacientams, kuriems diagnozuotas lėtinis inkstų funkcijos pažeidimas ar MRA komplikacija [51]. Vis dėlto nederėtų pamiršti, kad pacientai, sergantys aortos ligomis, dažniausiai būna vyresnio amžiaus ir dažnai turintys gretutinę inkstų patologiją. Tam tikromis aplinkybėmis (nutukęs pacientas, sudėtinga periferinė intraveninė prieiga, sisteminė hipovolemija dėl ūmios hemoragijos, nėštumas) intraveninis kontrastavimas gali būti kontraindikuotinas ar techniškai nepriimtinas dėl laiko stokos. Esamos plaučių ligos ir galimybė sulaukyti kvėpavimą taip pat turi būti įvertinta prieš MRT tyrimą. Be to, kontrastinės medžiagos naudojimas pabrangina patį tyrimą, o tai tampa svarbiu kriterijumi, renkantis iš

panašaus diagnostinio tikslumo tyrimo metodų. Visos šios priežastys verčia permąstyti ir atsargiai skirti kontrastinį MR tyrimą tam tikroms pacientų grupėms. Dėl minėtų priežasčių pageidaujami alternatyvūs neinvaziniai krūtininės aortos tyrimo metodai.

MRA su k/m tyrimo metu dažniausiai nenaudojama EKG sinchronizacija, todėl gaunami vaizdai dažnai yra neryškūs ar turintys judesio artefaktų, o tai, kaip jau buvo minėta, labiausiai galima pastebėti ties dinamiška aortos šaknimi ir proksimaline kylančiąja aorta [68]. Tai ypač apsunkina šių gautų vaizdų analizę ir tolesnę diagnostiką. Net jei ir pavyktų panaudoti EKG sinchronizaciją kontrastinio MR tyrimo metu (kas jau savaime yra techninis iššūkis ir daugumoje komercinių MR aparatų šiuo metu ši galimybė neprieinama), tam tikras vaizdo išsiliejimas vis vien išlieka pastebimas, palyginti su EKG sinchronizuotu *3D-balanced* SSFP tyrimu [69]. Be to, tokių būklių metu, kai reikalinga tiksli aortos sienelės morfologinės struktūros vizualizacija (vaskulitas, tarpšieninė hematoma), MRA su k/m teikiama vaizdų kokybė netenkina (47,70). Dėl to 2-D „tamsaus kraujo“ MR tyrimas dažnai naudojamas kaip papildomas tyrimas širdies ir didžiųjų širdies kraujagyslių sienelės morfologijai įvertinti [71].

2.8 Gadolinio turinčios kontrastinės medžiagos ir nefrogeninė sisteminė fibrozė

Gadolinio turinčių kontrastinių medžiagų naudojimas tapo plačiai priimtinas dėl, tiriant kraujagysles, gaunamų aukštos kokybės vaizdų, tačiau nefrogeninės sisteminės fibrozės (NSF) rizika ir kiti saugumo reikalavimai, susiję su kontrastinės medžiagos vartojimu, verčia atidžiau vertinti ligo būklę prieš šį tyrimą [51]. Nustatyta, kad ne visi gadolinio turintys preparatai pasižymi vienoda NSF rizika. Stabilių, makrociklinių ar jonizuotų ir iš dalies kepenyse metabolizuojamų Gd turinčių preparatų naudojimas rekomenduojamas pacientams, kuriems yra didesnė rizika susirgti NSF [72–74]. Be to, nustatyta, kad, sumažinus kontrastinės medžiagos dozę dvigubai (0,05 mmol/kg), tiriant pilvo aortą, skenavimo laikas, gaunamų vaizdų kokybė ir diagnostiniai rezultatai nėra kiek nesumažėjo [73]. Galima daryti prielaidą, kad panašūs rezultatai tikėtini ir tiriant stambiąsias krūtinės kraujagysles.

R. Agarwal'io atlikta metaanalizė [75] atskleidė, kad lėtinėmis inkstų ligomis sergantiems pacientams, kuriems buvo atlikta MR angiografija su Gd, tikimybė kilti NSF buvo 27 kartus didesnė ($N=79/1393$, 5,7%) negu kontrolinės grupės sirgusiųjų lėtinėmis inkstų ligomis ir neturėjusių ekspozicijos su Gd ($N = 3/2953$, 0,1 %). Didėjanti rizika verčia ieškoti alternatyvų angiografiniams tyrimo metodams, nes metabolinio sindromo, cukrinio diabeto ir inkstų ligų kasmet vis daugėja. 2017 m., Europos Sąjungoje uždraudus naudoti linijinius Gd preparatus [7], kontrastinių tyrimų indikacijos dar griežčiau peržiūrimos. Siekiama optimizuoti esamus MRT protokolus ar ieškoma saugių alternatyvų, tokių kaip nekontrastiniai MRT tyrimai.

2.9 Nekontrastiniai MRT tyrimai

Per paskutinį dešimtmetį dėl rizikos, susijusios su NSF ir kitais k/m sukeltais šalutiniais reiškiniais, bei MRA tyrimo sąnaudų nekontrastinė aortos MRT tampa vis labiau pritaikomu alternatyviu tyrimo metodu [69]. MRT pranašumai: neinvazinis, jonizuojančios spinduliuotės neturintis ir geros kontrastinės skiriamosios gebos tyrimas. Viena dažniausiai taikomų skenavimo sekų širdžiai ir stambiosioms kraujagyslėms vertinti yra „gradient-echo“ rūšis, vadinama „balanced steady-state free precession“ (b-SSFP) [24].

Krūtininės aortos vaizdams gauti gali būti panaudotos šios sekos: SSFP, sukinių aido, gradientų aido, TOF ir fazinis kontrastavimas (angl. *phase-contrast imaging, PC*). Sukinių aido, TOF ir fazinio kontrastavimo sekų trūkumai: ilgesnis vaizdų gavimo laikas ir prastesnė vaizdų kokybė [76]. Sukinių aido ir TOF sekos paprastai yra jautresnės lėtų turbulentinių srovių srityse, pavyzdžiui, aneurizmose [77], todėl gaunama prastesnė vaizdų kokybė.

2.10 „Šviesaus kraujo“ MRT angiografija, vertinant krūtininę aortą

SSFP seka yra „šviesaus kraujo“ (pagal matomą signalą vaizduose) seka su TE ir TR reikšmėmis. Su SSFP seka širdies ertmių ir kraujagyslių spindžio (t. y. kraujo) signalas yra labai aukštas ir homogeniškas net ir ten, kur susidaro sūkurinės (turbulentinės) srovės, nes ši seka labai priklauso nuo T2 ir T1 santykio [78]. SSFP seka galima gauti vaizdus sulaikius kvėpavimą arba kvėpuojant laisvai, esant EKG sinchronizacijai ar jos nesant [79, 80].

Taigi SSFP seka galima gauti „šviesaus kraujo“ vaizdus, pasižyminčius aukšta kontrastine skiriamąja geba, nepriklausomus nuo kvėpavimo, be EKG sinchronizacijos, o tai gali būti naudinga sunkiai sergantiems pacientams [78, 81]. Šiuo metodu per trumpą laiką gauti vaizdai suteikia galimybę tiksliai įvertinti aortos morfologiją hemodinamiškai nestabiliems pacientams dėl aortos patologijos, pavyzdžiui, su disekuojančia aorta [78, 81].

SSFP seka taip pat gali būti naudojama ir judesio vaizdų sekai gauti (angl. *cine mode*). Ši metodika, pasižyminti aukštu signalo ir triukšmo santykiu (STS) (angl. *Signal to Noise Ratio, SNR*), greitai gaunamais vaizdais, gera kontrastine kraujo ir miokardo skiriamąja geba bei mažu jautrumu judesio artefaktams, suteikia galimybę tiksliai įvertinti aortos sienelę ir aortos vožtuvo anatomiją. Naujausiuose literatūros šaltiniuose teigiama, kad tai viena perspektyviausių „šviesaus kraujo“ nekontrastinių MRT sekų [24, 81–85].

SSFP seka gana dažnai pritaikoma MRA be k/m, nes, vaizdų kontrastui priklausant nuo T2/T1 santykio, „šviesaus kraujo“ vaizdai yra mažai jautrūs kraujo pritekėjimui. Ir arterijos, ir venos SSFP MRA metu yra šviesaus signalo, todėl ši seka dažnai taikoma tiriant krūtinę, kur kraujagyslės didesnės ir yra svarbios tiek arterinės,

ties veninės struktūros (pvz., įgimtos širdies ydos). Struktūrose, kur veninis signalas gali apsunkinti vaizdų interpretaciją, gali būti pritaikyta veninės kraujotakos supresija, kuri leis išgauti tik arterinį vaizdą.

M. S. Krishnam'as et al. [24] tyrė 50 pacientų, kuriems buvo įtarta ar patvirtinta krūtininės aortos patologija. Atlikus tyrimą, nustatyta, kad laisvo kvėpavimo (angl. *free-breathing*) 3D SSFP MRA su EKG sinchronizacija buvo tokio pat diagnostinio jautrumo ir specifiškumo kaip ir MRA su k/m, tiriant krūtinės aortą devyniuose segmentuose [24]. Nepriklausoma kiekybinė ir kokybinė gautų vaizdų analizė atskleidė, kad abiejų tyrimų metu gautų vaizdų kokybė iš esmės beveik nesiskyrė ir buvo įvertinta aukštais kokybės balais visuose tirtuose segmentuose. Tiek normalios, tiek patologinės krūtininės aortos gauti vaizdai 3D SSFP sekoje buvo patikimai įvertinti ir puikiai koreliavo su MRA tyrimo su k/m gautais vaizdais. Tačiau aortos šaknyje 3D SSFP MRA išsiskyrė vaizdavimo kokybe ir visuose tirtuose segmentuose gavo aukštesnes signalo ir triukšmo santykio (STS) bei kontrasto ir triukšmo santykio (KTS) (angl. *Contrast to Noise Ratio, CNR*) reikšmes. Taigi MRA su k/m gautų vaizdų, nors įprastai suteikiančių daugiau informacijos apie aortos spindį ir jo patologiją negu tyrimo metodai be k/m, informacija apie aortos sienelę gali būti nepakankama, o SSFP seka, skirtingai negu MRA su k/m, gauti vaizdai vienodai gerai vizualizuoja tiek spindį, tiek kraujagyslės sienelę.

Retrospektyvinėje studijoje C. J. François ir bendra autoriai [69] pristatė panašų tyrimą, vertinantį krūtininės aortos vaizdų, gautų 3-D SSFP MRA ir MRA su k/m tyrimų metu, kokybę. Ištyrus 23 pacientus, kuriems buvo atlikti krūtininės aortos segmentiniai matavimai tiek MRA su k/m, tiek 3D SSFP tyrimo metodais, nustatyta, kad šiais dviem tyrimo metodais atlikti kokybiniai ir kiekybiniai matavimai iš esmės nesiskyrė ir beveik idealiai koreliavo tarpusavyje, išskyrus aortos šaknį, kur buvo stebimas ryškus SSFP sekos kokybinis vaizdinis pranašumas (4,65 balų iš 5 galimų 3-D SSFP tyrimo metu, palyginti su 3,78 balų iš 5 MRA su k/m tyrimo metu). Autoriai teigia, kad ligoniams, kuriems kontraindikuotinas kontrastinis MR tyrimas, nekontrastinė MRT su 3-D SSFP seka yra puiki alternatyva. Vis dėlto dėl mažo tiriamųjų skaičiaus tyrėjai negalėjo tiksliai įvertinti SSFP MRA reikšmingumo diagnozuojant aortos ligas.

R. Gebker'is su bendra autoriais [78], ištyrė 100 pacientų, du nekontrastinius 2D tyrimo metodus (b-SSFP ir TSE, angl. *Turbo spin-echo*) lygino su standartinė MRA su k/m tyrimo metodika, rutiniškai vertindami krūtininės aortos patologiją. Tyrimas atskleidė, kad b-SSFP ir TSE leido nustatyti patikimai didesnę skaičių krūtininės aortos pokyčių (aortos sienelės sustorėjimą ir kitus pavojaus ženklus) per trumpesnę laiką negu MRA su k/m. Nustatant aneurizmas, sienelės disekacijas ar trombus, patikimas skirtumas tarp sekų nenustatytas. Nors TSE tyrimo metu, palyginti su b-SSFP, buvo geriau įvertinta vaizdų kokybė, tačiau šis pranašumas nepadėjo reikšmingai padidinti diagnostinio tikslumo. Daugiau aortos patologinių radinių, palyginti su MRA su k/m, buvo nustatyta TSE ir b-SSFP tyrimo metu. Tačiau nė vienas iš tyrimo metodų negalėjo iš esmės visiškai patenkinti visų jam keliamų

reikalavimų ir patikimai įvertinti visų kliniškai pasitaikiusių patologijų. Pagrindinis TSE trūkumas yra santykinai ilgas skenavimo laikas, o SSFP susijęs su didesniu gaunamų artefaktų kiekiu.

I. Kocktzoglou su bendraautoriais [70] atliko analogišką studiją, jie tyrė 21 pacientą. Lygintas SSFP sekos ir MRA su k/m tyrimo metodų efektyvumas, nustatant krūtininės aortos patologiją. Tarp abiejų tyrimo metodų nustatyta stipri tiesioginė linijinė koreliacija, matuojant krūtininės aortos segmentų diametrus ($r = 0,971$, $p < 0,0001$). Kontrastinė angiografija geriau vizualizavo aortos šaknį (vaizdų kokybė $3,6 \pm 0,9$ MRA su k/m palyginti su SSFP MRT $3,0 \pm 0,8$ iš 5; $p < 0,05$), tačiau aortos sienelė geriau buvo matoma SSFP sekoje ($4,4 \pm 0,6$ SSFP MRT palyginti su MRA su k/m $1,9 \pm 0,3$ iš 5; $p < 0,0001$). Autoriai sutarė, kad SSFP MRT tyrimo pranašumas pastebimas vertinant aortos sienelę, o tai svarbu vertinant ir diagnozuojant vaskulitus, tarpšienines hematomas ar aterosklerozinius stambiujų kraujagyslių pažeidimus. Be to, šio tyrimo metu nebuvo naudotas kvėpavimo sulaikymas ar kompensavimas, tad SSFP vaizdų kokybė, pasitelkus minėtą metodiką, būtų geresnė. Prieita išvados, kad SSFP gaunamų vaizdų kokybė, vertinant krūtininės aortos sienelę, yra aukštesnė negu kontrastinio MR tyrimo metu, tad SSFP tyrimas būtų naudingas prieš skiriant kontrastinę medžiagą.

E. M. Groves'o su bendraautoriais atliktoje retrospektyvinėje studijoje [86] 50 pacientų buvo siekiama nustatyti EKG sinchronizacijos įtaką gaunamų vaizdų kokybei, naudojant kontrastą ir atliekant skenavimą be jo. Kaip žinoma, atliekant MRT tyrimą, dėl širdies mechaninio darbo ir kvėpavimo metu atsirandantys artefaktai gali apsunkinti diagnostiką ar netgi lemti blogos gydymo taktikos pasirinkimą. EKG sinchronizacijos galimybės leidžia sumažinti šių artefaktų atsiradimą skenuojant. Kiekybinė vaizdų ryškumo analizė atskleidė, kad kylančiosios aortos dalies ryškumas, pritaikius EKG sinchronizaciją, reikšmingai padidėjo. Vaizdų ryškumas didėjo daugiau negu du kartus, o tai lemia daug geresnę diagnostinį tikslumą. Be to, pagerėjo ir aortos lanko bei nusileidžiančiosios aortos dalies vaizdų kokybė.

T. Kaiser'is et al. atliko tyrimą (36), kurio metu MR angiografijos metodu vertino 53 sveikų vaikų krūtininės aortos skersmenų vertes. Tyrimas svarbus pediatrijai, nes gautos vidutinės reikšmės leidžia geriau diagnozuoti, vertinti ir planuoti tolesnę gydymo taktiką. Minėti adaptuoti duomenys jau naudojami Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikose, vertinant vaikų krūtininių aortų segmentinius matmenis.

M. B. Srichai et al. studijoje [87] nekontrastinė angiografija (b-SSFP seka) lyginta su kontrastine, vertinant krūtininės aortos ligas. Retrospektyviniame tyrime dalyvavo 21 pacientas, kuriam nustatyta aortos patologija. Krūtininė aorta buvo vertinama penkiais segmentais, o gautų vaizdų kokybė dviejų tyrėjų vertinta penkiabale skale. Gauti rezultatai atskleidė, kad MRT be k/m nustatė visus patologinius darinius 100 proc. tikslumu (kaip ir MRA su k/m). Nors bendra abiejų tyrimų metu gautų vaizdų kokybė reikšmingai nesiskyrė, b-SSFP sekos vaizdas buvo reikšmingai kokybiškesnis ties aortos šaknimis ($4,4 \pm 0,8$ vs. $3,2 \pm 0,9$, $P < 0,0005$) ir

kylančiaja aorta ($4,1 \pm 1,0$ vs. $3,7 \pm 0,9$, $P = 0,05$). Autoriai sutarė, kad bekontrastė MR angiografija yra puiki alternatyva, vertinant krūtininės aortos patologiją, kai tyrimas su k/m yra negalimas arba kontraindikuotinas.

H. von Tengg-Kobligk et al., atlikę analogišką tyrimą [88], taip pat priėjo išvadą, kad gera diagnostinė krūtininės aortos vaizdų kokybė gali būti pasiekta nenaudojant intraveninių kontrastinių medžiagų. Ištyrus 50 sveikų tiriamųjų, nustatyta, kad aortos šaknies vaizdai, atliekant nekontrastinį MR tyrimą su EKG sinchronizacija, buvo geresnės kokybės negu vaizdai, gauti atlikus standartinę MRA su k/m.

A. D. Pasqua su bendraautoriais atliktoje studijoje [89] lyginti 51 vaiko, kuriems nustatyta įgimta širdies yda, krūtinės arterijų diametrai, gauti atlikus MRT su kontrastine medžiaga ir be jos. Abu tyrimo metodai labai stipriai koreliavo tarpusavyje ($r = 0,91-0,98$). Autorių teigimu, minėti tyrimai galėtų adekvačiai vienas kitą pakeisti, todėl, vertinant dinامينius krūtininės aortos pokyčius, kai kurios pacientų grupės, išvengdamos kontrastinio MR tyrimo, gali tikėtis tokių pačių rezultatų.

Y. Amano'as et al. [80], nekontrastiniu metodu (3D-SSFP) ištyrę 22 pacientus, kuriems nustatyta įvairių krūtininės aortos patologijų, padarė išvadą, kad šis metodas yra pakankamai tikslus ir naudingas diagnozuojant krūtinės aortos patologiją. Kitos sekos, pavyzdžiui, *time-of-flight* (TOF) arba *phase-contrast* (PC) yra kiek rečiau naudojamos nekontrastiniuose krūtinės kraujagyslių tyrimuose dėl didesnio jautrumo kvėpavimo ir miokardo judesio artefaktams, ilgo skenavimo laiko ir nepakankamo audinių kontrasto [44, 80].

Fazinio kontrastavimo MRA (angl. *PC-MRA*), skirtingai nuo TOF ar MRA su k/m, yra kiekybinis tyrimo metodas, leidžiantis nustatyti kraujo srovės greitį. Signalo intensyvumas yra proporcingas srovės greičiui ir kryptčiai, todėl PC-MRA tyrimas leidžia gauti informaciją ne tik apie kraujagyslių anatomiją, bet ir apie jų hemodinamiką [90, 91]. Kraujo tėkmės analizė gali būti taikoma tiek vožtuvų funkcijai įvertinti [92], tiek ir pulsinės bangos greičiui aortoje nustatyti [93]. Bekontrastinės MR angiografijos 2-D ir 3-D sekos (angl. *time-of-flight*, *TOF*) yra jautrios kraujo tėkmei ir užima santykinai daug laiko skenuojant krūtininę aortą, todėl pritaikomos rečiau [77].

2.11 „Tamsaus kraujo“ MRT angiografija, vertinant krūtininę aortą

Sukinio aido (angl. *Spin-echo*, *SE*) sekose greitai tekantis kraujas vaizduose atrodo tamsus, todėl SE sekos vadinamos „tamsaus kraujo“ sekomis. SE seka gauti vaizdai puikiai tinka tiek aortos anatomijai ir morfologijai (pvz., aortos dydžiui ir formai), tiek aortos sienelei (hematomai, sienelės sustorėjimui, vaskulitui) vertinti. Kai kurių autorių duomenimis [49, 50, 94], būtent šia seka pakartotinai atlikti aortos diametro matavimai yra patys tiksliausi dėl puikaus kontrasto tarp aortos sienelės ir

plaučių. Vietoj „tamsaus kraujo“ sekų gali būti panaudotos T1 *gradient-echo* sekos, jos gali būti naudojamos prieš suleidžiant ar suleidus kontrastinę medžiagą. SE sekomis galima gauti tik statinius 2-D vaizdus, kurie dėl geros audinių kontrastinės gebos ir STS (signalo ir triukšmo santykio) įprastai naudojami širdies ir stambųjų kraujagyslių anatomijos vizualizacijai. Pagreitinotas sukiniio aido (angl. *turbo spin-echo TSE*) sekos – naujesnė modifikacija, leidžianti gauti vaizdus per trumpesnę laiką negu įprastomis SA sekomis [95]. „Tamsaus kraujo“ seka taip pat naudinga nustatant kraujagyslės spindžio patologiją: intimos atplaišą, trombą ar navikinį procesą. Tais atvejais, kai siekiama įvertinti ir kraujagyslės sienelę, „tamsaus kraujo“ seka gauti rezultatai yra geresni negu gautieji MRA su k/m [38, 47]. Įprastai „tamsaus kraujo“ sekos naudojamos drauge su kitomis sekomis, dažniausiai kartu su MRA+k/m ir / arba nekontrastinėmis „šviesaus kraujo“ sekomis. „Tamsaus kraujo“ seka leidžia gerai vizualizuoti aortos sienelę, todėl galimas tikslesnis diametro matavimas. Tai svarbu nustatant kraujagyslių aneurizmas. MRA su k/m tyrimo metu parasagitalinėje plokštumoje gautuose vaizduose patikimai įvertinti kraujagyslės išsiplėtimą yra sudėtinga dėl sumažėjusio signalo intensyvumo nejudančiuose audiniuose. Tik vėliau, atlikus trimatę tūrinę vaizdų rekonstrukciją, tiksli diagnozė įprastai nebekelia abejonių. S. Potthast et al. studijoje [47] 25 asmenų, kuriems nustatyta įvairi aortos patologija, trys kylančiosios aortos segmentiniai matmenys vertinti keturiais tyrimo metodais: „šviesaus kraujo“ vaizdo SSFP, „tamsaus kraujo“ T2 seka su EKG sinchronizacija (T2 BB), ašine 3D-SSFP (angl. *axial 3D-nav SSFP*) ir MRA su k/m. Didžiausi matavimai buvo 3D-SSFP ir MRA su k/m, o mažiausi – „tamsaus kraujo“ T2 tyrimo metu (3 lentelė). Tarp gautų 3D-SSFP ir MRA su k/m matavimų reikšmingas skirtumas nebuvo nustatytas ($P = 0,43-0,86$), tačiau, lyginant su „tamsaus kraujo“ T2, gautas minėtų rodiklių skirtumas reikšmingas visuose tirtuose aortos segmentuose. Bendras tyrėjų sutarimas (angl. *interobserver agreement*), kokybiškai vertinant aortos segmentus, visose tirtose srityse buvo puikus ($>0,9$). Iš jų aukščiausia vaizdinė kokybė buvo „tamsaus kraujo“ T2, nedaug nuo jo atsiliko 3D-SSFP ir „šviesaus kraujo“ vaizdas SSFP, o MRA su k/m atrodė prasčiausiai. Aortos sienelės ryškumas reikšmingai blogiausiai įvertintas kontrastinio tyrimo metu. Autoriai sutarė, kad tam tikromis aplinkybėmis, kai kraujo tėkmės dinamika nėra esminis tyrimo aspektas, kai siekiama pakartotinai sekti aortos spindžio dinamiką, 3D-SSFP seka yra geras tyrimo metodas, nes nenaudojama kontrastinė medžiaga.

Matmuo	3D-nav SSFP	3D-MRA	2D cine SSFP	T2 „tamsaus kraujo“
1 matmuo	37,0±1,01	36,5±1,79	35,7±1,09	35,2±0,65
2 matmuo	33,8±1,11	33,3±1,45	33,1±0,97	32,4±0,98
3 matmuo	34,4±0,99	33,7±1,03	33,4±1,08	32,6±0,89

3 lentelė. Kylančiosios aortos trys segmentiniai matmenys, išmatuoti skirtingais tyrimo metodais (adaptuota pagal S. Potthast et al. [47]).

Imtis	Vertinta sritis	MRT sekos	Išvados	Šaltinis
23 pacientai (retrospektyvinė studija)	7 aortos segmentai	SSFP vs. MRA su k/m	Tarp skirtingais metodais atliktų matavimų reikšmingas skirtumas negautas. Nustatyta stipri linijinė koreliacija tarp MRA su k/m ir 3D SSFP tyrimo metodų. Aortos šaknis geriau buvo vizualizuota su 3D SSFP.	[69]
50 tiriamųjų, kuriems nustatyta arba įtariama krūtinės aortos patologija	Kylančioji ir nusileidžiančioji aorta, aortos lankas ir iš jo išeinančios kraujagyslės (9 segmentai)	SSFP vs. MRA su k/m	Abiejų tyrimo metodų jautrumas ir specifiškumas, nustatant aortos patologiją, buvo 100 proc. SSFP vaizdų kokybė ties aortos šaknimi buvo patikimai geresnė, o segmentuose nesiskyrė.	[24]
30 tiriamųjų, kuriems nustatyta įvairi krūtinės aortos patologija	Iš viso 14 segmentų, įskaitant aortą, aortos lanko, plaučių ir koronarines arterijas bei širdies ertmes	3D-nav-SSFP vs. MRA su k/m	3D-nav-SSFP tyrimo metu gautų vaizdų kokybė buvo aukštesnė tiriant širdies ertmes, koronarines arterijas, plautinį kamieną ir aortos šaknį, o SNR ir CNR reikšmės pakankamai aukštos, kad būtų patikimai nustatyta širdies ir krūtinės kraujagyslių patologija, įskaitant įgimtas širdies ligas	[96]
50 sveikų savanorių	Kylančioji ir nusileidžiančioji aorta, aortos lankas ir jo kraujagyslės	3D-SFP vs. MRA su k/m	Puiki diagnostinė vaizdų kokybė gali būti pasiekta nenaudojant intraveninio kontrastavimo.	[88]
21 pacientas (retrospektyvinė analizė)	5 segmentai	3D-b-SSFP vs. MRA su k/m	Abiejų tyrimo metodų jautrumas ir specifiškumas nustatant aortos patologiją buvo 100 proc. Vaizdų kokybė iš esmės segmentuose nesiskyrė, išskyrus aortos šaknį, kur buvo stebimas SSFP pranašumas.	[87]
53 sveiki vaikai	9 segmentai	MRA su k/m	Nustatytos normatyvinės sveikų vaikų krūtinės aortos skersmenų vertės, kurios gali būti panaudotos gydymui planuoti ir toliau jį sekti.	[36]
51 tiriamasis	8 segmentai	3D-nav-SSFP vs. MRA su k/m	Nustatyta stipri linijinė koreliacija tarp abiejų tyrimo metodų.	[89]

4 lentelė. Krūtinės aortos segmentiniai vertinimai skirtingais MR tyrimo metodais: b-SSFP – *balanced steady state free precession*, MRA su k/m – magnetinio rezonanso angiografija su kontrastine medžiaga, 3D-nav SSFP – *3D-navigated cardiac-gated steady-state free-precession bright blood*, TSE – *turbo spin echo*.

Pastaraisiais metais akcentuojama arterijų standumo svarba širdies ir kraujagyslių ligoms [97]. Taikoma daugybė metodų, tačiau lieka svarbių klausimų, susijusių su metodo pasirinkimu, įvairių arterinių indeksų naudingumu ir jų klinikinė reikšmė [97, 98]. Tiksliausia priemone įvertinti neinvazinį žmonių arterinį standumą laikomas pulsinės bangos greitis (PBG). Daugybė tyrimų parodė, kad didelės PBG vertės yra susijusios su padidėjusiu arterijų standumu ir padidėjusia širdies ir kraujagyslių ligų rizika [99–101].

Pulsinės bangos analizė (PBA) aplanacinės tonometrijos (AT) metodu, atliekama greičiau ir techniškai lengviau negu PBG, yra dar vienas būdas įvertinti arterinę funkciją [100]. Centriniai aortos hemodinamikos parametrai, gauti PBA, apima pulsinį slėgį (PS), augimo slėgį (AS) ir augmentacijos indeksą (AI75), kurie, kaip žinoma, yra patikimi žymenys arteriniam standumui įvertinti [102]. Be to, AI75 ir AS buvo pasiūlyti kaip nepriklausomi aterosklerozės rizikos faktoriai pacientams, sergantiems antrojo tipo cukriniu diabetu [103–105].

Nepaisant PBG ir PBA patikimumo įrodymų, nėra pakankamai duomenų apie jų galimą koreliaciją tarpusavyje ir su kitais nustatytais širdies ir kraujagyslių ligų rizikos veiksniais. Vienas iš disertacijoje keliamų uždavinių – atlikti PBG tarp AT ir ŠMRT lyginamąją analizę, taikant greičio žymėjimo bekontrastinę seką (angl. *phase velocity mapping*), nes PBA neužtenka MRT metodo skiriamosios gebos [100, 106].

3. TYRIMO MEDŽIAGA IR METODIKA

3.1 Mokslinės literatūros paieška

Rengiant disertaciją, analizuotos Lietuvos ir užsienio mokslinės publikacijos disertacijos tema. Analizuojant disertacijos temą, ieškota publikacijų Lietuvoje leidžiamuose moksliniuose recenzuojamuose biomedicinos mokslų srities žurnaluose, įtrauktuose į mokslo leidinių, kuriuose publikuojami mokslo straipsniai, pripažįstami suteikiant mokslo laipsnį, sąrašą (indeksuoti ir įtraukti į „ISI Web of science“ ir (ar) „Index Copernicus“ duomenų bazes): „Acta medica Lituanica“, „Medicina“, „Medicinos teorija ir praktika“, „Sveikatos mokslai“.

Užsienio autorių mokslinių publikacijų paieška buvo atliekama Vilniaus universiteto prenumeruojamose duomenų bazėse, atvirosios prieigos duomenų bazėse, archyvuose ir talpyklose, randamuose per *EBSCO* ir *Primo Central* katalogus, taip pat *Medline (Pubmed)* ir *Google Scholar*. Paieškai buvo naudojami šių raktinių žodžių deriniai: „širdies magnetinis rezonansas“, „magnetinio rezonanso angiografija“, „dviburis aortos vožtuvas“, „pulsinės bangos greitis“, „aortos magnetinis rezonansas be kontrastinės medžiagos“, „aortos standumas“, „aplanacinė tonometrija“, „tamsaus kraujo sekos“, „šviesaus kraujo sekos“, „kraujo tėkmė aortoje“, „arterinė hipertenzija“, „kūno paviršiaus plotas“, „magnetinio rezonanso angiografija“, „magnetinio rezonanso kontrastinės medžiagos“, „cardiac“, „MRI“, „MR angiography“, „aorta“, „bicuspidal aortic valve“, „blood flow dynamics“, „aortic stiffness“, „aortic elasticity“, „MRI without contrast“, „pulse wave velocity“, „cardiovascular“, „applanation tonometry“, „dark-blood“, „white-blood“, „hypertension“, „body surface area“, „contrast enhanced“, „contrast unenhanced“.

Disertacijoje panaudota 117 mokslinių publikacijų. Literatūros sąrašas sudarytas remiantis Vankuverio sistema.

3.2 Tyrimo metodika

Tyrimas atliktas vadovaujantis Vilniaus regioninio biomedicininį tyrimų etikos komiteto 2013 m. vasario 12 d. išduotu ir 2014 m. balandžio 8 d. papildytu (1 ir 2 priedai) leidimu Nr. 158200-13-576-178 (papildymo Nr. 158200-576-PP1-14).

Tyrimo pobūdis: klinikinis perspektyvusis tyrimas.

Į tyrimą buvo įtraukti sąmoningi ir tyrime sutikę dalyvauti pilnamečiai (18–75 metų amžiaus) širdies ir kraujagyslių ligomis galimai sergantys pacientai, kuriems nuo 2014 m. balandžio mėn. iki 2017 m. balandžio mėn. Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Radiologijos ir branduolinės medicinos centre buvo paskirtas ir atliktas širdies ir kraujagyslių magnetinio rezonanso tomografijos tyrimas.

Tiriamieji:

1. Pacientai, sergantys pirmine ir / ar antrine arterine hipertenzija (taip pat ir gydymui rezistentiška) su triburiu AOV.
2. Pacientai su dviburiu AOV.
3. Be struktūrinės širdies ligos ir su triburiu AOV (kontrolinė grupė).

Įtraukimo kriterijai:

1. Diagnozuota aukščiau įvardyta patologija.
2. Pacientas pilnametis (18–75 m.).

Neįtraukimo kriterijai:

1. Ligonis atsisakė atlikti tyrimą.
2. Pacientas nepilnametis arba negalintis išreikšti savo valios.
3. Pažeidžiami asmenys.
4. Kontraindikacijos MRT tyrimui.

Kontrolinė grupė:

1. Struktūrinė širdies liga nenustatyta.
2. Širdis ir aorta kituose vaizdiniuose tyrimuose – be pakitimų.

Tyrimo metu atlikti ŠMRT tyrimai 136 tiriamiesiems asmenims. Tiriamieji pagal atrankinius kriterijus buvo suskirstyti į tris pagrindines grupes:

1. Tiriamieji, sergantys gydymui rezistentiška pirmine arterine hipertenzija (PAH); ŠMRT tyrimai jiems buvo atliekami prieš inkstų arterijų denervacijos (IAD) procedūrą ir praėjus 6 mėn. po IAD. PAH grupėje: 52 pacientai, amžiaus vidurkis $53,3 \pm 8,1$ m., 28 vyrai ir 24 moterys.

2. Tiriamieji su dviburiu aortos vožtuvu (DAOV); jiems buvo atliekami tyrimai dėl DAOV būklės ir kylančiosios aortos prasiplėtimo įvertinimo. DAOV grupėje: 42 pacientai, amžiaus vidurkis $30,8 \pm 9,8$ m., 31 vyras ir 11 moterų.

3. Kontrolinę grupę sudarė tiriamieji su triburiu aortos vožtuvu (TAOV). TAOV grupėje: 42 pacientai, amžiaus vidurkis $36,6 \pm 15,8$ m., 26 vyrai ir 16 moterų.

2.1 Tyrimo eiga

3.3.1 Širdies ir aortos magnetinio rezonanso tomografijos protokolas

Perspektyvusis pacientų tyrimas buvo atliktas „1,5 T Siemens Avanto“ (Vokietija, Erlangenas) MRT aparatu, naudojant perspektyvią sinchronizaciją su EKG ir kvėpavimo sulaikymą (~15–20 s). Visi pacientai buvo tiriami gulimoje padėtyje ant nugaros. Segmentinei ir bendrajai KS kontrakcijai vertinti buvo naudojama speciali subalansuoto pastovaus laisvo sukinių (angl. *balanced steady state free precession sequence*, sutr. b-SSFP) judesio vaizdų seka, kuriai būdingas aukštas signalo ir triukšmo santykis (STS), labai gera kraujo ir miokardo kontrastinė geba bei mažas jautrumas judesio artefaktams [107]. Ligoniiui sulaikius kvėpavimą, ši seka leido gauti keturių, trijų, dviejų širdies kamerų judančius vaizdus ir trumpąsias širdies ašis 8 mm storio pjūviais be tarpų (nuo 7 iki 13 trumpųjų širdies ašių pjūvių). Tarpuplaučio struktūroms ir aortos segmentiniams matmenims įvertinti buvo atliktos „tamsaus kraujo“ (HASTE, angl. *half Fourier acquisition single shot turbo spin echo*) ir „šviesaus kraujo“ (TrueFISP, sin. TRUFI, angl. *true fast imaging with steady state precession*) sekos. HASTE „tamsaus kraujo“ sekos techninės charakteristikos: apžvalgos laukas (FOV) – 420 mm, FOV fazė – 75 proc., sluoksnio storis – 6 mm, atstumas tarp pjūvių – 0 mm, TR – 649 ms, TE – 42 ms, FA – 160°, tūrio elemento dydis – 2,2×1,3×6 mm. TrueFISP „šviesaus kraujo“ sekos techninės charakteristikos: apžvalgos laukas (FOV) – 340 mm, FOV fazė – 87,5 proc., sluoksnio storis – 6 mm, atstumas tarp pjūvių – 0 mm, TR – 270 ms, TE – 1,2 ms, FA – 60°, tūrio elemento dydis – 2,1×1,3×6 mm. Taikant fazinio greičio žymėjimo seką (angl. *phase velocity mapping*), per sistolę ištekancio kraujo tūris aortoje nuskenuotas dviem etapais. Pirmas pjūvis pasirinktas taip, kad plokštuma statmenai kirstų proksimalinę kylančiąją aortą (iškart virš sinotubulinės jungties) ir apimtų nusileidžiančią aortos dalį. Skenavimai šioje plokštumoje atlikti du kartus, gavus abiejų matavimų rezultatus, išvestas vidurkis. Antras pjūvis pozicionuotas infrarenalinės aortos distalinėje dalyje, statmenai spindžiui ir iškart virš aortos bifurkacijos. Skenuota taip pat du kartus, gavus abiejų matavimų rezultatus, išvestas vidurkis. Aortos tėkmės skenavimo plokštumos grafiškai nurodytos 7 paveiksle. Fazinio greičio žymėjimo sekos techninės charakteristikos: apžvalgos laukas (FOV) – 320 mm, FOV fazė – 69 proc., sluoksnio storis – 5,5 mm, TR – 47 ms, TE – 1 ms, FA – 30°, tūrio elemento dydis – 1,7×1,7×5,5 mm, per 1 s išgaunama 50 fazių (laiko skiriamoji geba – 20 ms/1 pjūviui). Pastaba – pagal tarptautines rekomendacijas [108] laiko skiriamoji geba tėkmės analizei turėtų būti <30 ms/1 pjūviui, todėl mūsų pasirinkta seka turėjo pakankamą laiko skiriamąją gebą tėkmės kreivei užfiksuoti ir kokybiškai analizei atlikti. Analogiška seka buvo pritaikyta ir antegradinei bei retrogradinei tėkmei nustatyti per aortos vožtuvą.



7 paveiksle. Aortos PBG įvertinti panaudoti srauto duomenys proksimalinėje kylančiojoje aortoje, nusileidžiančiojoje aortoje KPA lygyje ir aortos prebifurkacinėje srityje.

Aortos 3D angiografija atlikta taikant T1 izometrinę seką po 0,15 mmol/kg [109] gadolinio pagrindą turinčios k/m (gadopentetato dimeglumino ar gadodiamido) infuzijos per alkūninės venos kateterį specialiu didelio slėgio automatiniu švirkštu. Skenavimo laikas parinktas kiekvienam pacientui individualiai išmatavus hemodinamikos kreivę po 1 ml kontrastinės medžiagos injekavimo. 3D angiografinės sekos techninės charakteristikos: apžvalgos laukas (FOV) – 500 mm, FOV fazė – 66 proc., sluoksnio storis – 1,4 mm, TR – 3 ms, TE – 1 ms, FA – 25°, tūrio elemento dydis – 1,4×1,3×1,4 mm. Praėjus 10–15 minučių po 0,15 mmol/kg [109] gadolinio pagrindą turinčios k/m (gadopentetato dimeglumino ar gadodiamido) infuzijos per alkūninės venos kateterį specialiu didelio slėgio automatiniu švirkštu, buvo atliekamas vėlyvojo k/m kaupimo tyrimas, siekiant atmesti struktūrinę miokardo patologiją. Vėlyvajam k/m kaupimui naudota speciali gradientų aidų seka su priešlaikiniu inversiniu impulsu (angl. *inversion recovery gradient-echo sequence*). Techniniai taikytos sekos parametrai: TR – 700 ms, TE – 3,2 ms, FA – 25°; apžvalgos lauko dydis (FOV) – 400 mm, t. y. minimalus, kad būtų išvengta artefaktų širdies projekcijoje; tūrio elemento (vokslio) dydis – 2,1×1,6×8 mm, skenuota ligoniui įkvepiant. Norint slopinti miokardo signalą, buvo parenkamas tinkamiausias laikas tarp priešlaikinio inversinio 180° impulso ir 90° radijo dažnio impulso (įprastai nuo 240 ms iki 330 ms). Vaizdai buvo gaunami tose pačiose keturių, dviejų, trijų kamerų ir trumposios KS ašių plokštumose, kaip ir judesio vaizdai. Ilgųjų ir trumpųjų širdies ašių plokštumos tiek judesio vaizdų, tiek vėlyvojo kontrastinės medžiagos kaupimo vaizdų buvo identiškos. Bendra ŠMRT tyrimo trukmė pagal aprašytą protokolą – 45–60 min.

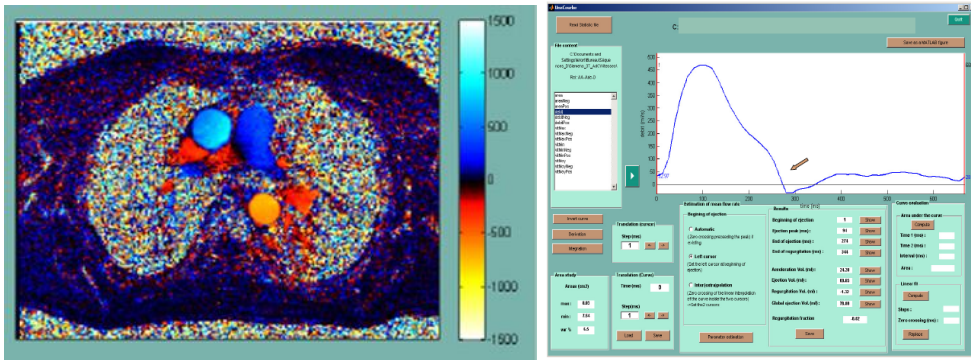
3.3.2 Širdies magnetinio rezonanso vaizdų analizė

ŠMRT vaizdų analizė buvo atlikta pagal ŠMRT visuomenės pertvarkymo darbo grupės rekomendacijas [109, 110]. Nepriklausoma ŠMRT analizė širdies morfologijai ir funkcijai įvertinti kiekvienu atveju buvo atlikta naudojant „Siemens Argus“ programinę įrangą (versija 4.01, Vokietija).

Disertacijos privalumas tai, kad ŠMRT vaizdus vertino du patyrę tyrėjai – disertantas ir darbo vadovė (>10 m. praktikos su ŠMRT tyrimais, nevertinant kitų turimų klinikinių duomenų). Abu tyrėjai yra akredituoti EuroCMR II lygiu Londono UCL ligoninėje (prof. James'as Moon'as). Tai, kad tyrimui atlikti ir rezultatams vertinti turi įtakos specialisto patirtis, įrodyta mokslinėje literatūroje [111, 112].

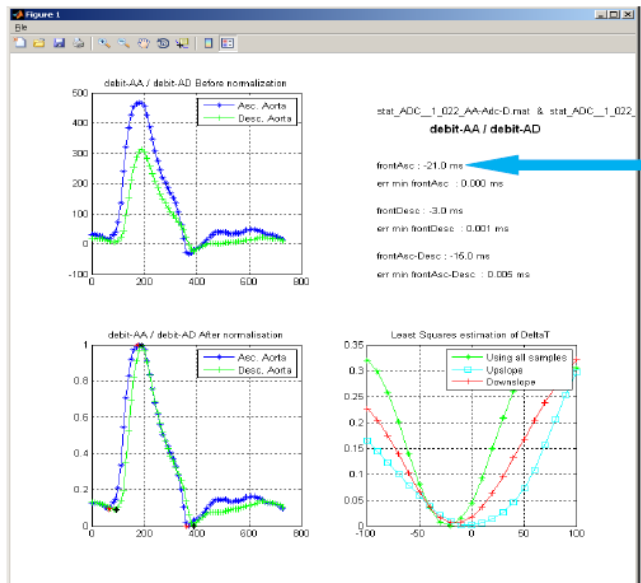
KS tūriai ir funkciniai rodikliai vertinti iš KS trumpųjų ašių (vaizdai nuo pagrindo iki viršūnės), naudojant *Argus* programą (*Siemens*). Endokardo ir epikardo ribos sistolės bei diastolės pabaigos vaizduose buvo apibrėžiamos rankiniu būdu įprastine metodika [109]. KS sienelių storis buvo matuojamas diastolės pabaigoje statmenai sienelei. Kiekvieno paciento lytis ir kūno paviršiaus plotas (KPP) buvo pritaikytas normatyvų normalizacijai, įvertinant kairiojo skilvelio galutinio sistolinio tūrio (KSGST), galutinio diastolinio tūrio (KSGDT) ir KS masės indeksą (KSMI). Kairiojo prieširdžio (KP) plotas buvo įvertintas keturių kamerų vaizde, naudojant tinkamiausią plokštumą su geriausiu KP aprėpimu (atrenkant vieną iš trijų pjūvių 4 kamerų vaizduose). KP vidinis kontūras buvo apibrėžiamas rankiniu būdu KS galutinės sistolinės fazės metu.

Kraujo tėkmės analizei aortoje buvo panaudota dedikuota programinė įranga „ART- FUN“ (versija 1.0, *Laboratoire d'Imagerie Fonctionnelle*, Prancūzija). Ši įranga naudota aortos srautui matuoti ir segmentiniam PBG nustatyti (8 pav.). Programinė įranga validuota kitomis klinikinėmis studijomis [113]. Aortos tėkmės zonos buvo apibrėžiamos pusiau automatiniu būdu.



A

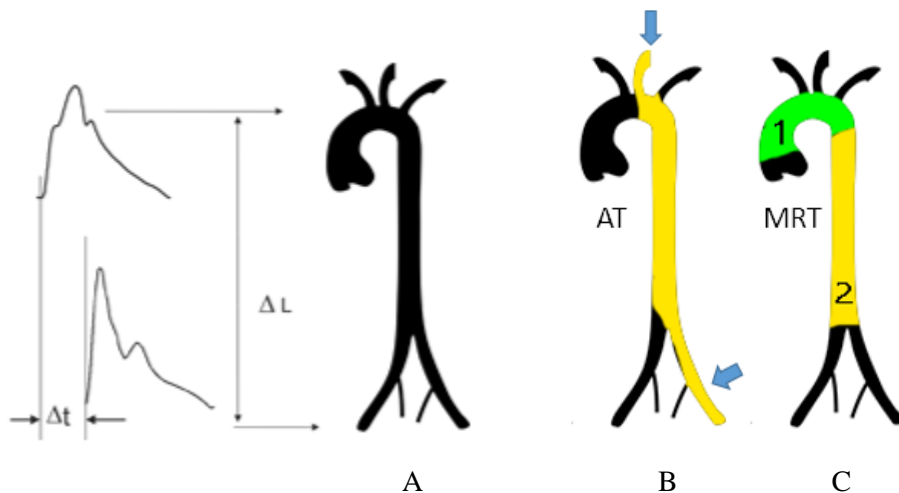
B



C

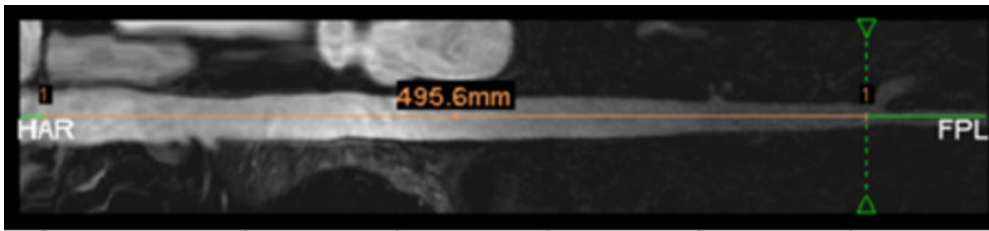
8 pav. Aortos tėkmės parametrų analizė su „Art-Fun“ programine įranga: aortos tėkmės analizė (pateikiami vaizdai iš autoriaus darbo su programine įranga). A – kylančiosios ir nusileidžiančiosios aortos fazinio kontrastavimo seka su spalviniu tėkmės krypties apdorojimu, B – kraujo tėkmės kreivė kylančiojoje aortoje, C – automatizuota laiko intervalo tarp dviejų aortos tėkmės vietų (kylančiosios ir nusileidžiančiosios aortos) analizė.

Aortos atstumą tarp tėkmės vietų padalinus iš laiko intervalo gaunamas pulsinės bangos greitis (PBG) (žr. 9 pav.).

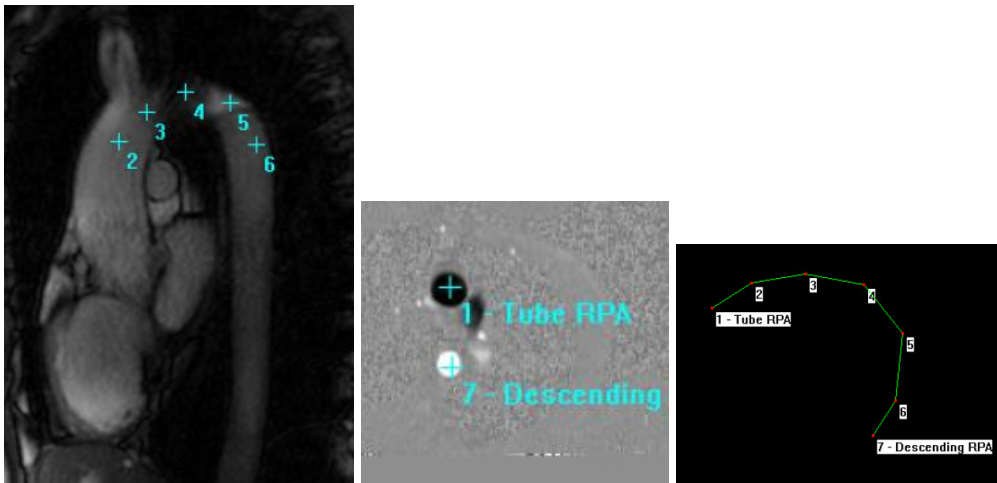


9 pav. (A) Pulsinės bangos greitis (PBG) nustatomas išmatuojant tranzito laiką (Δt) ir atstumą tarp matavimų lokacijos (ΔL), $PBG = \Delta L / \Delta t$. (B) PBG matavimai AT metodu atliekami miego ir šlaunies arterijų srityse. (C) PBG matavimai MRT atlikti trijose vietose (kylančiojoje, nusileidžiančiojoje ir distalinėje pilvo aortoje), naudojant *Siemens Avanto* 1,5 T MRT.

Aortos ilgis buvo įvertintas iš T1 izometrinių vaizdų po intraveninio kontrastavimo, naudojant „Lumen track“ programinę įrangą („Siemens“, „VesselView“) (10 pav.). Aortos lanko ilgiui įvertinti buvo naudojamas *AorteGeo* programinis paketas, pradiniu ir galutiniu matavimo taškais laikant kylančiosios ir nusileidžiančiosios aortos tėkmės pozicijas fazės kontrastavimo sekose, o likusius taškus lokalizuojant išilginiame aortos fazės kontrastavimo tėkmės vaizde (pastarasis išgaunamas naudojant pusiau automatinę trianguliaciją, kai ašiniuose vaizduose lokalizuojami trys pagrindiniai plokštumos taškai: kylančiojoje ir nusileidžiančiojoje aortoje, ir aortos lanke, maksimaliai pasirenkant poziciją, artimą spindžio centrui) (žr. 10 pav.).



A

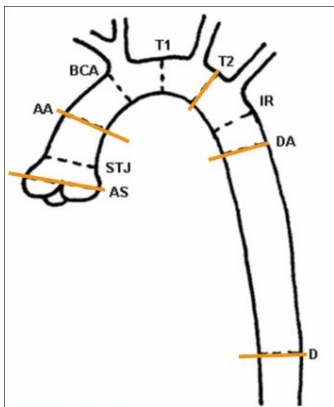


B

10 pav. (A) Aortos viso ilgio nustatymas iš 3D MRA su k/m linijinės rekonstrukcijos vaizdų, naudojant „Lumen track“ programinę įrangą („Siemens“, „VesselView“). (B) Aortos ilgis tarp kylančiosios ir nusileidžiančiosios aortos (nustatomas atstumas tarp aortos tėkmės matavimų), naudojant bekontrastinį metodą, *AorteGeo* programinę įrangą.

Aortos segmentiniai matmenys buvo įvertinti iš 3D T1 sekos su kontrastu rekonstruotose skersinėse plokštumose (daugiaplokštuminės rekonstrukcijos (MPR) metodu), du kartus nustatant didžiausią išmatuotą skersmenį ir pasirenkant didesnę išmatuotą rezultatą. Naudota T. Kaiser’io et al. [36] segmentinė sistema (11 pav.) – matuoti penki pagrindiniai aortos segmentai: 1) aortos sinusų lygyje, 2) kylančioji aorta DPA lygyje, 3) aortos lankas T2 segmente arba tarp dviejų pirmųjų šakų (jeigu aortos lanko šakos buvo tik dvi; *pastaba* – šis variantas populiacijoje antras pagal dažnumą [114]). Tie patys segmentai buvo išmatuoti (4) tamsaus kraujo sekose (TKS) ir (5) šviesaus kraujo sekose (ŠKS), matuojant didžiausią matmenį ašinėse kūno plokštumose (12 pav.).

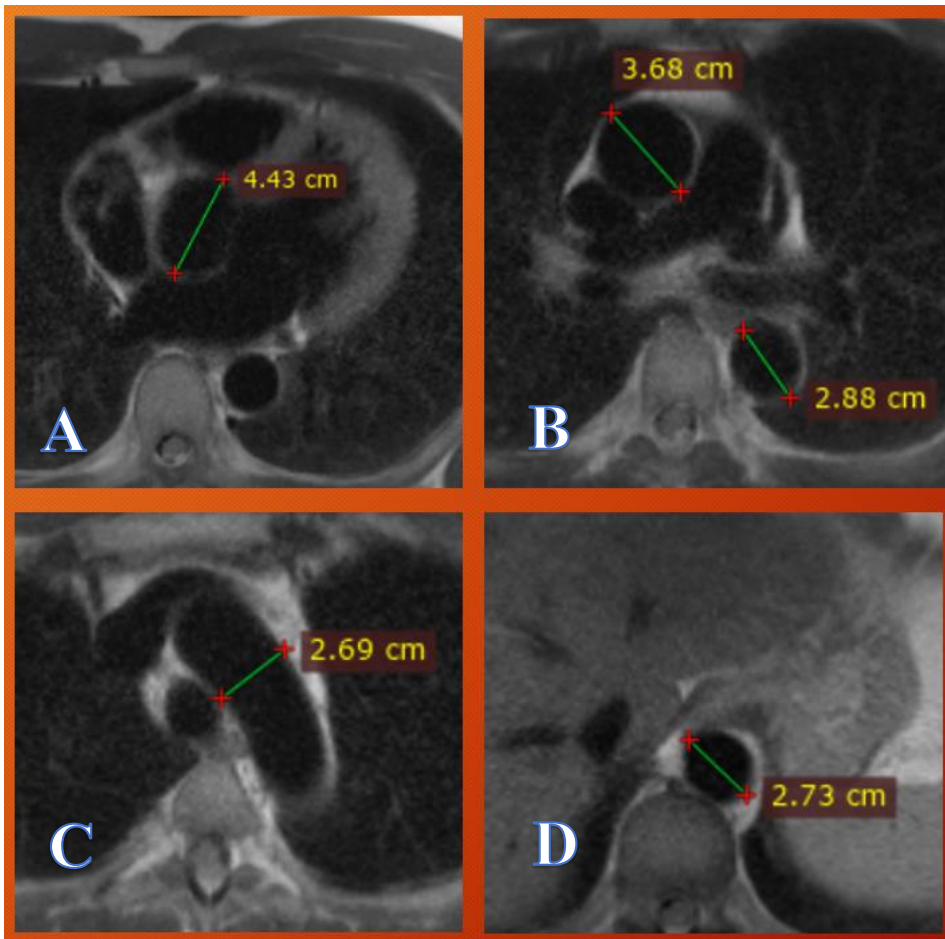
Aortos maksimalių segmentinių diametrų matavimai įprastinėse ašinėse kūno plokštumose yra paprastesni nepatyrusiam tyrėjui ir tinka plačiai rutiniškai taikyti, ypač tyrėjams, kurie neįgudę taikyti daugiaplokštuminės rekonstrukcijos (reikia papildomų laiko sąnaudų).



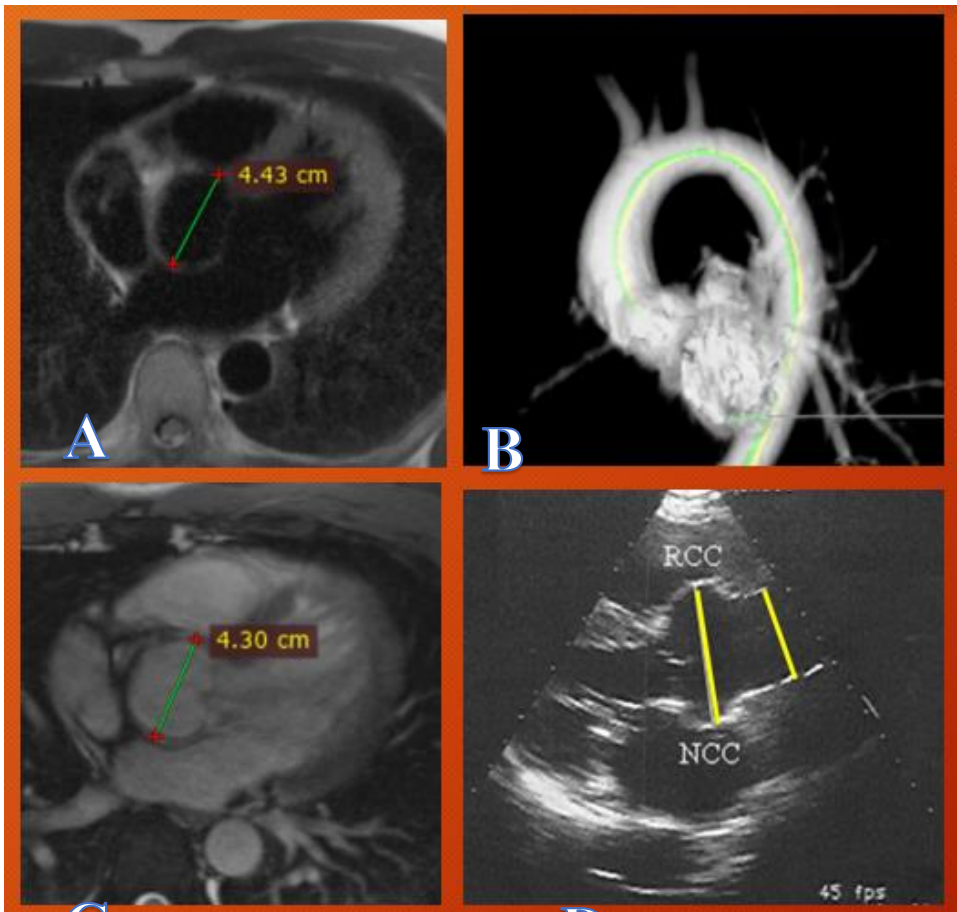
11 pav. Naudojant T. Kaiser'io et al. [36] aortos segmentavimo metodą, 3D-MRA vaizdai buvo rekonstruoti MPR metodu ir išmatuoti penki pagrindiniai aortos segmentai: 1) aortos sinusų lygyje, 2) kylančioji aorta DPA lygyje, 3) aortos lankas T2 segmente arba tarp dviejų pirmųjų šakų (jeigu aortos lanko šakos buvo tik dvi; *pastaba* – šis variantas populiacijoje antras pagal dažnumą [114]) ir kt.

Suleidus kontrastinės medžiagos, po 10–15 min. atliktos vėlyvojo gadolinio kaupimo sekos (VGK), taikant 0,15 mmol/kg gadolinio DTPA injekciją ir naudojant invertuotą gradientų aidą seką. VGK sekos atliktos ilgųjų ir trumpųjų širdies ašių plokštumose, kaip ir prieš tai taikytos judesio sekos, siekiant atmesti galimą iki tol nežinomą miokardo patologiją (miokardo infarktą, lėtinius pokyčius po persirgto miokardito ir t. t.). Išankstinio impulso uždelsimas (laikas iki inversijos – TI) individualiai įvertintas išankstinio impulso seka.

Kontrastinė medžiaga buvo kontraindikuojama, jei glomerulų filtracijos santykis (GFR) buvo <30 ml/min. Todėl du pacientai nebuvo įtraukti į imtį ir pulso bangos greitis (PBG) aortoje taip pat nebuvo vertintas. Visi ŠMRT tyrimai atlikti dviejų radiologijos technologų, kurie turi >10 m. ŠMRT atlikimo patirtį.



12 pav. Aortos maksimalaus diametro nustatymas skirtinguose segmentuose, naudojant „tamsaus kraujo“ seką. Matavimai atlikti: (A) aortos sinusų srityje (matuojant AP matmenį); (B) kylančiojoje aortoje DPA lygyje ir nusileidžiančiojoje aortoje KPA lygyje; (C) aortos lanke, matuojant T2 segmento lygyje; (D) diafragminėje aortos dalyje (pjūvis parinktas kaudaliau negu paskutinis pjūvis, kuriame matomos širdies ertmės). Analogiškai matavimai buvo atlikti ir „šviesaus kraujo“ sekose.



13 pav. Lyginami aortos maksimalūs segmentiniai matmenys, gauti keturiais metodais: (A) „tamsaus kraujo“ sekų, (B) „šviesaus kraujo“ sekų, (C) aortos 3D MR angiografijos su k/m, (D) širdies ultragarsinio tyrimo matavimų (pastaba – pastarieji matavimai atlikti tik aortos sinusų ir proksimalinės kylančiosios aortos srityse).

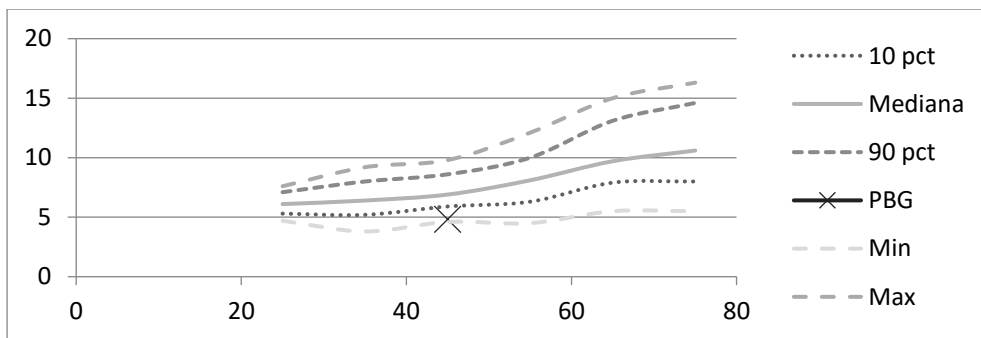
Praėjus šešioms mėnesiams, PAH grupės pacientams MRT buvo pakartota, naudojant tuos pačius MR principus ir techninius parametrus.

3.3.3 Arterijų standumo tyrimai aplanacinės tonometrijos metodu

Arterijų standumui ir centriniam kraujospūdžiui vertinti naudojama *Sphygmocor* (AtCor Medical, Australija) aplanacinės tonometrijos sistema su didelio tikslumo pjezoelektrinių kristalų mikromanometru (*Millar®*, *Millar Instruments*, JAV). Stipininės, miego ir šlaunies arterijų pulsas randamas ten, kur šios arterijos yra arčiausiai kūno paviršiaus ir remiasi į kietas anatomines struktūras, t. y. riešo, kaklo ir kirkšnies srityse. Šiose vietose tyrimo metu paeiliui uždedamas specialus aplanacinės tonometrijos pjezokristalų daviklis. Prieš pradėdant tyrimą, centimetrine juostele kūno paviršiuje išmatuojami šie atstumai: tarp daviklio uždėjimo vietos

bendrosios miego arterijos projekcijoje ir jungo duobės, tarp jungo duobės ir daviklio uždėjimo vietos stipininės arterijos projekcijoje, tarp jungo duobės ir daviklio uždėjimo vietos šlaunies arterijos projekcijoje. Specialioje programinėje įrangoje suvedami paciento duomenys: ūgis, svoris, amžius, periferinis arterinis spaudimas ir išmatuoti atstumai. Paeiliui registruojamos proksimalinės (t. y. bendrosios miego arterijos) ir distalinės paviršinės arterijos (t. y. stipininės ir šlaunies arterijų) pulsinės bangos kreivės. Spaudimo ir pulsinio tūrio kreivės kiekvienos matavimų serijos metu registruojamos 20 sekundžių (kiekviena kreivė sinchronizuojama su elektrokardiogramos R danteliu), iš kiekvieno matavimo rezultatų vedamas vidurkis. Siekiama, kad programinės įrangos apskaičiuotas tyrėjo indeksas būtų >85 proc.

Registruojant šias kreives, duomenys analizuojami, apskaičiuojami arterijų standumo rodikliai: pulsinės bangos greitis, augmentacijos indeksas ir centrinis arterinis kraujospūdis. Pulsinės bangos greitis tarp miego ir šlaunies arterijų, „auksinis standartas“, vertinant arterijų standumą, apskaičiuojamas automatiškai – distanciją (matuojamą naudojant lanksčią liniuotę) padalinus iš laiko (metrai per sekundę) ir padauginus iš 0,8, kaip rekomenduoja Europos ekspertų gairės [97]. Apskaičiuoti rodikliai įvertinami atsižvelgiant į literatūroje pateiktas (14 pav.) ir aparato programinėje įrangoje integruotas nuo amžiaus ir lyties priklausomas normines vertes [115].



Amžius	Min	10 procentilė	Mediana	90 procentilė	Max
<30	4.7	5.3	6.1	7.1	7.6
30–39	3.8	5.2	6.4	8	9.2
40–49	4.6	5.9	6.9	8.6	9.8
50–59	4.5	6.3	8.1	10	12.1
60–69	5.5	7.9	9.7	13.1	15
≥70	5.5	8	10.6	14.6	16.3

14 pav. Aplanacinės tonometrijos metodu gautas PBG palyginimas su literatūros šaltinių nurodoma referencine duomenų baze, vertinant paciento amžių [116]. Gauti duomenys leidžia įvertinti paciento aortos standumo būklę.

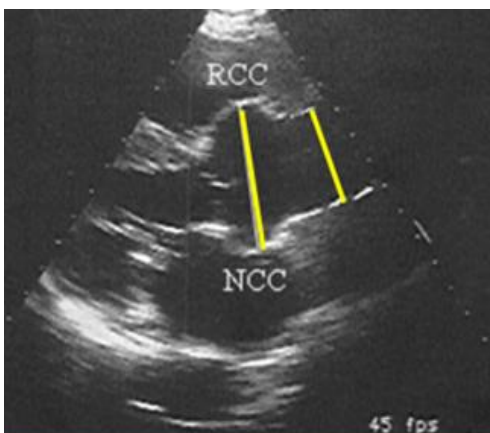
3.3.4 Širdies ultragarsinio tyrimo metodika

Dvimatis (2D) širdies ultragarsinis tyrimas (ŠUG) pacientams buvo atliktas naudojant spalvinio Doppler'io ultrasonic sistemą, taikant 1,0–5,0 MHz daviklį (GE Vivid 7, General Motors Corporation, Niujorkas, JAV). Vertinti šie morfologiniai parametrai: tarpšilvelinės pertvaros galutinis diastolinis storis (TSPd), kairiojo skilvelio (KS) užpakalinės sienelės diastolinis storis (KSUSd) ir KS kairiojo skilvelio galutinis diastolinis skersmuo (KSd). Skaičiavimams pritaikytos formulės: kūno paviršiaus plotas – (KPP) = $0,0061 \times \text{ūgis (cm)} + 0,128 \times \text{svoris (kg)} - 0,1529 \text{ (m}^2\text{)}$.

KS išstūmimo frakcija (KSIF) buvo apskaičiuota taikant *Simpson BP* metodą. KS diastolinės funkcijos įvertinimas apėmė pulsines bangos Doppler'io metodą, vertinant maksimalų ankstyvos diastolinės tėkmės greitį (E) ir maksimalų tėkmės greitį prieširdžių kontrakcijos metu (A), E/A santykį, mitralinio vožtuvo (MV) A bangos trukmę (Adur), E bangos deceleracijos laiką (DTE) ir taip pat audinių Doppler'io parametrus su ankstyvo (E') ir vėlyvo (A') mitralinio vožtuvo greičio (per MV žiedą) vertėmis. Buvo apskaičiuotas E/E' santykis, kaip LV prisipildymo slėgio indeksas. Izovoleminės relaksacijos laikas (IVRT) matuotas nuo tėkmės aortoje pabaigos iki tėkmės pradžios per mitralinį vožtuvą su paraleliniu AOV ir MV tėkmės vaizdinimu.

Aortos matavimai atlikti trijų kamerų vaizde. Išmatuoti maksimalūs matmenys aortos sinusų ir proksimalinės kylančiosios aortos dalyse (žr. 15 pav.).

Apikaliniai keturių ir dviejų kamerų vaizdai buvo išgauti vertinant prieširdžių ilgį ir plotą (nuo MV plokštumos vidurio iki užpakalinės sienelės). Kairiojo prieširdžio (KP) maksimalus plotas ir ilgis buvo vertinimi prieš mitralinio vožtuvo atsidarymą, neįskaičiuojant KP ausytės ir plaučių venų žiočių. KP plotas apskaičiuotas ir indeksuotas KPP. Pirminiai ŠUG vaizdai išsaugoti, vėliau atlikta akla duomenų analizė, naudojant *EchoPAC* programinę įrangą (*GE Medical Systems*).



15 pav. ŠUG aorta matuota aortos sinusų (AS) ir proksimalinėje kylančiojoje (AA) aortos dalyse.

2.2 Statistinė analizė

Statistiniai skaičiavimai šiame darbe atlikti naudojant *STATISTICA 64* statistinį paketą. Aptariant rezultatus, pateikiami visų rezultatų 95 proc. pasiklovimo intervalai.

Skirtingų pulsinės bangos greičio matavimo metodikų (AT ir ŠMRT) rezultatai lyginami taikant Blando ir Altmano metodą.

$$S(x, y) = \left(\frac{S_1 + S_2}{2}, S_1 - S_2 \right)$$

PBG matavimai AT (S_1) ir ŠMRT (S_2) atlikti nepriklausomai, gautas 2n duomenų taškų masyvas. Kiekvienas iš n mėginių yra pateiktas grafike, priskiria abiejų matavimų vidurkį kaip abscisės (x ašies) vertę ir skirtumą tarp dviejų verčių kaip ordinatės (y ašies) vertę.

Pirsono koreliacijos koeficientas (R) apskaičiuotas taip:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

kai n yra imties dydis, x_i ir y_i yra imčių individualūs imties dydžiai i pozicijoje. Imčių vidurkiai apskaičiuojami pagal tokią formulę:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

Jei koreliacija tarp atskirų testavimų buvo didelė ($R = 0,7$ arba didesnis), matavimai buvo laikomi turinčiais gerą bandymo ir pakartotinio patikimumo lygį.

Nepriklausomų ir netolygių grupių t -testo (Welch) metodika buvo pritaikyta PBG ir aortos matmenų statistiškai reikšmingam skirtumui tarp tiriamųjų grupių nustatyti. t -testas grupėms, kurių vidurkiai ir variacija skiriasi, buvo skaičiuojamas pagal formulę:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{s_{\bar{\Delta}}}, \text{ kai } s_{\bar{\Delta}} = \sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}$$

3. REZULTATAI

Prieš atliekant pagrindinį tyrimą, atlikta aortos tėkmės rodiklių (per AOV ir kylančiojoje aortoje) ir priklausomybės nuo tyrėjo analizė.

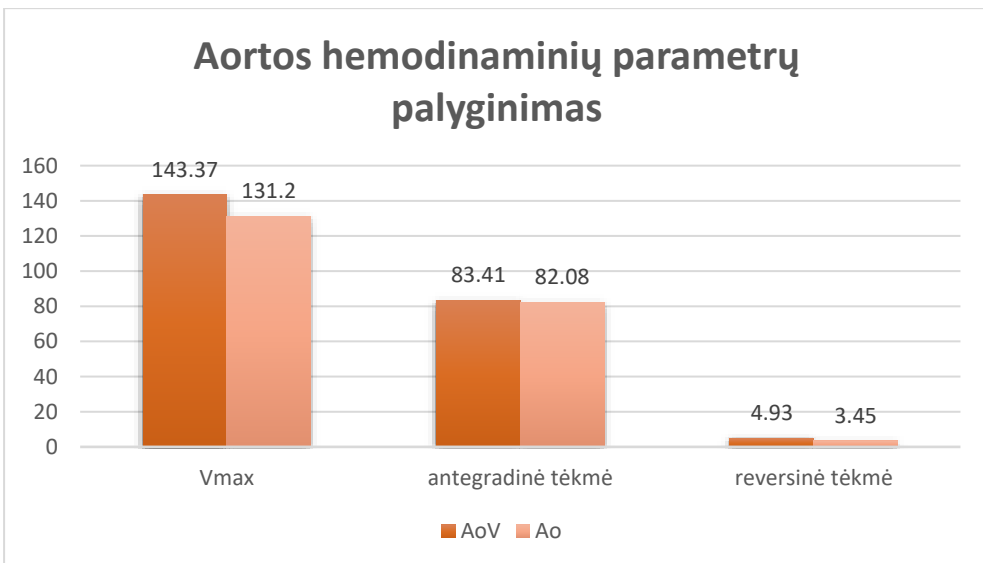
Pirminėje retrospektyvinėje analizėje dalyvavo 80 tiriamųjų. Iš jų – 38 vyrai (47,5 %) ir 42 moterys (52,5 %). Tirtųjų amžiaus vidurkis $52,69 \pm 12,38$ m.

ŠMRT metodu aortos vožtuvo (AOV) ir proksimalinės kylančiosios aortos lygyje (Ao) retrospektyviai vertintas maksimalus greitis aortoje (V_{max} , m/s), antegradinė (ml) ir retrogradinė (ml) tėkmės. Norint gauti didesni duomenų patikimumą, matavimai atlikti dviejų tyrėjų (A ir B), AOV rezultatai ir retrospektyviniai matavimai taip pat paimti iš duomenų bazės (C) (16 pav.).

Tyrėjas	A	B	C
AOV V_{max} (cm/s)	148,03±24,51	145,38±25,89	143,37±24,93
AOV antegradinė tėkmė (ml)	90,65±24,95	91,08±25,22	87,41±23,62
AOV reversinė tėkmė (ml)	5,46±4,10	4,90±3,72	4,93±4,45

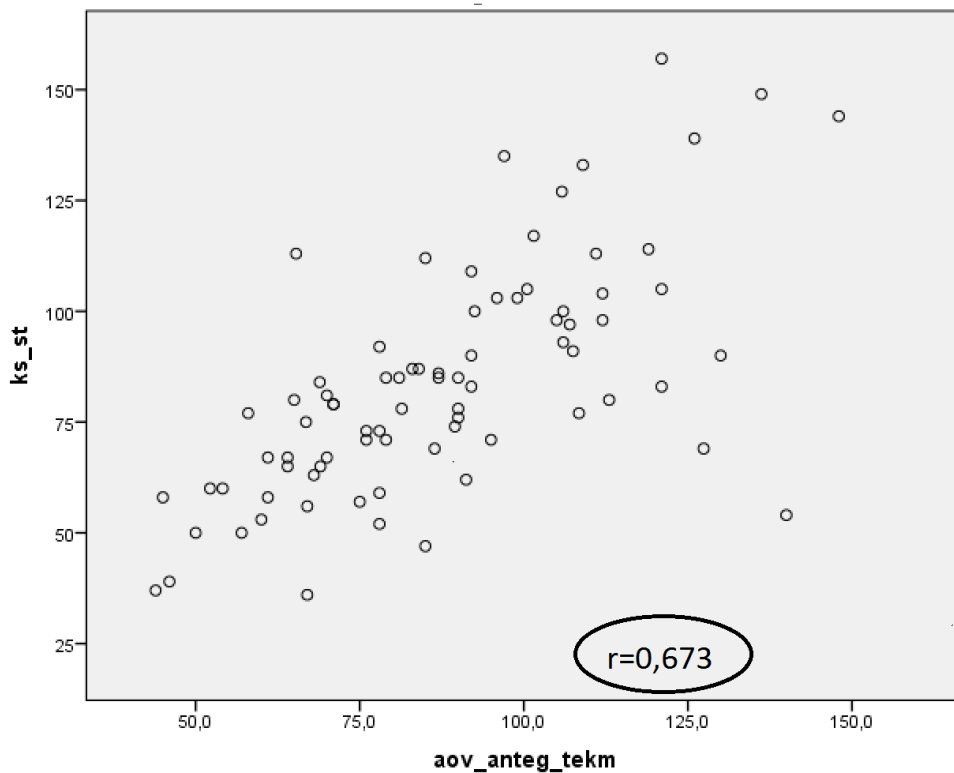
16 pav. Dviejų tyrėjų (A ir B) ir retrospektyvinių duomenų (C) lyginamoji tėkmės per AOV analizė. Pateikiami vidurkiai \pm SN.

Gauti rezultatai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$), todėl tolesnei duomenų analizei validuotas naudojamo 1,5 T aparato matavimų nepriklausomumas nuo tyrėjo ir patikimas kraujo tėkmės parametru matavimas (žr. 17 pav.).



žr. 17 pav. ŠMRT metodu aortos vožtuvo (AOV) ir proksimalinės kylančiosios aortos lygyje (Ao) retrospektyviai įvertintų rodiklių vidurkiai: maksimalus greitis aortoje (V_{max} , m/s), antegradinė (ml) ir retrogradinė (ml) tėkmės per vieną KS sistolę.

MRT metodu vertinant nustatomų kraujo tėkmių hemodinaminio modelio patikimumą, įvertinta koreliacija tarp KS smūginio tūrio ir ištekancio kraujo per proksimalinę kylančiąją aortą. Pirsono metodu gauta stipri ($r = 0,673$) koreliacija tarp šių rodiklių (žr. 18 pav.):



18 pav. Koreliacija tarp KS smūginio tūrio ir ištekancio kraujo per aortą (*ks_st* – kairiojo skilvelio smūginis tūris, *aov_anteg_tekm* – kraujo antegradinė tėkmė (ml) per AOV per vieną širdies ciklą).

RODIKLIS	PAH	DAOV	Kontrolē
Tiriamuju skaičius	52	42	42
Amžius (metai ± standartinis nuokrypis)	53,3±8,1	30,8±9,8	36,6±15,8
KPP (m ² ± standartinis nuokrypis)	2,05±0,22	1,93±0,24	2±0,22
Sistolinis AKS (mm Hg ± standartinis nuokrypis)	164,8±26,2	125,5±15,2	129,7±14,7
Diastolisinis AKS (mm Hg ± standartinis nuokrypis)	87,3±15,4	65,4±11,4	70,1±8,9
KS išstūmimo frakcija (proc. ± standartinis nuokrypis)	64,2±12,2	62,4±6,8	63,8±7,7
KS galutinis diastolisinis tūris, indeksuotas KPP (ml/m ² ± standartinis nuokrypis)	157,8±44	85,4±17,9	77,7±13,4
KS galutinis sistolisinis tūris, indeksuotas KPP (ml/m ² ± standartinis nuokrypis)	55,7±25,2	32,4±9,6	28±7,9
KS smūginis tūris, indeksuotas KPP (ml/m ² ± standartinis nuokrypis)	99,2±31,2	53,1±11,8	49,5±8,7
Maksimāli tēkmē per AOV (m/s ± standartinis nuokrypis)	165,5±35,4	174,3±39,9	173,7±34,1

5 lentelē. Visu triju tiriamuju grupiu išeities aprasomoji statistika pagal grupes.

3.1 Pirmojo uždavinio rezultatai

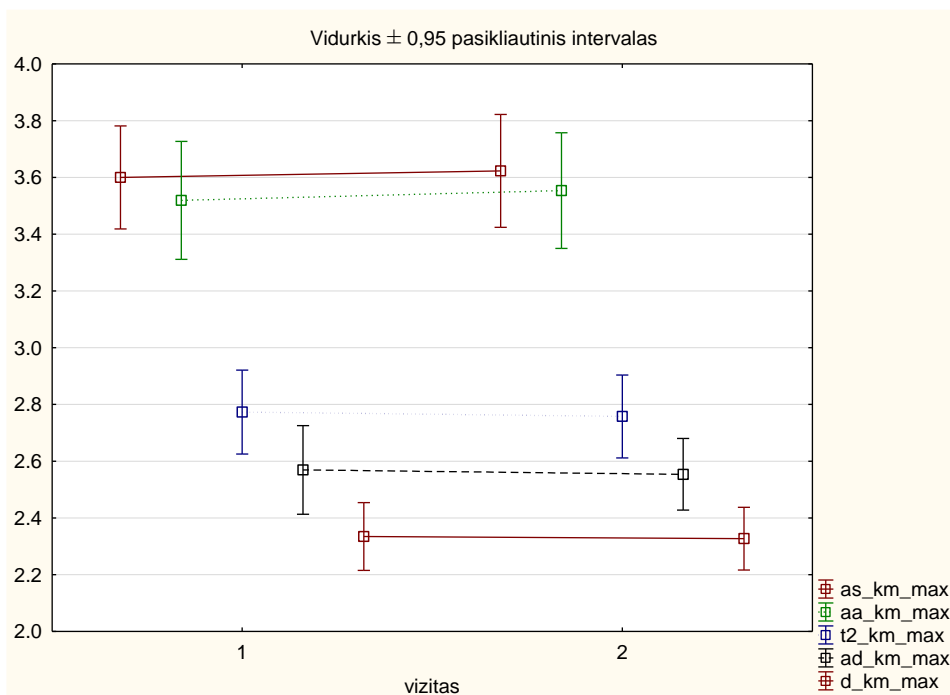
Bekontrastinių aortos sekų palyginimas su aortos kontrastine angiografija, diagnozuojant aortos dilataciją, esant DAOV ir PAH (pirminiai ir kartotiniai tyrimai). Visų trijų tiriamųjų grupių išėities aprašomoji statistika pagal grupes pateikta 5 lentelėje.

Siekiant nustatyti aortos segmentų maksimalių diametrų matavimų atkartojamumą tarp bekontrastinių MRT sekų ir MRA angiografijos su kontrastine medžiaga, buvo atlikti 52 MRT tyrimai (PAH 26 pacientų duomenys išeinant iš ligoninės ir po 6 mėn.). Grupę sudarė 14 vyrų (54 proc. tiriamųjų) ir 12 moterų (46 proc. tiriamųjų). Vidutinis amžius – $53 \pm 8,16$ m.

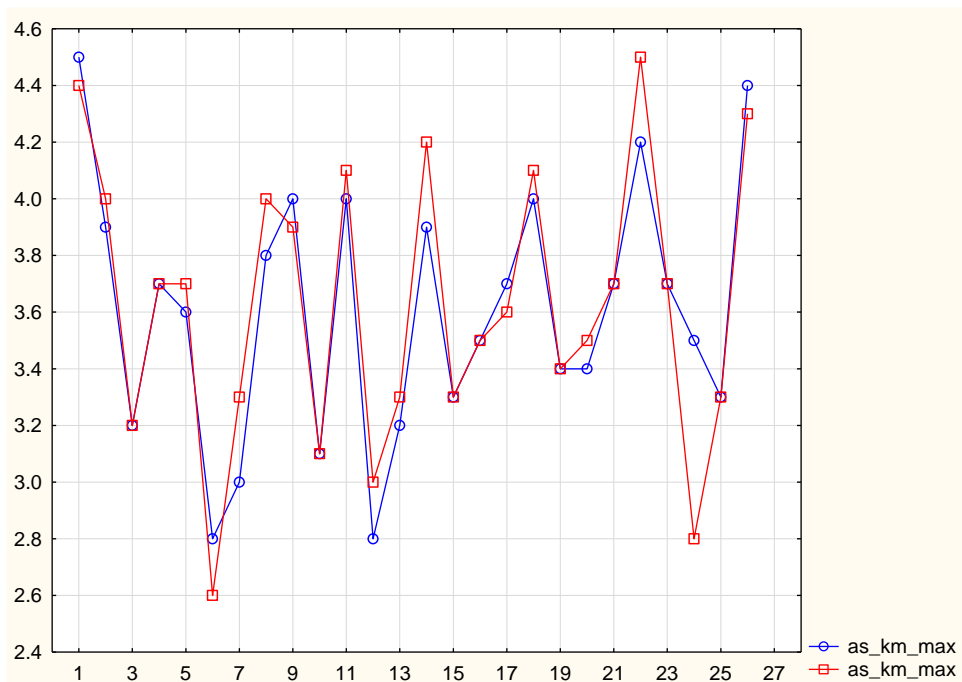
„Aukso standarto“ (T1 3D su kontrastine medžiaga) būdu nustatyti išėities aortos matmenų vidurkiai: aortos sinusai – $3,6 \pm 0,45$ cm, aortos kylančioji dalis – $3,52 \pm 0,51$ cm, aortos lankas – $2,77 \pm 0,38$ cm, nusileidžiančioji aorta – $2,6 \pm 0,39$ cm, diafragminė aorta – $2,33 \pm 0,3$ cm. Po 6 mėn. atlikti kartotiniai matavimai (6 lentelė, 19–20 pav.). Nustatytas labai didelis matavimų atkartojamumas, kadangi visų segmentų matavimai koreliavo labai stipriai ir statistiškai patikimai ($p < 0,05$): aortos sinusų srityje $R = 0,916930$, kylančiojoje aortoje $R = 0,918634$, aortos lanke $R = 0,934493$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,825017$, diafragminėje aortos dalyje $R = 0,914133$.

Segmentas	PAH grupė, 3D MRA aortos segmentiniai matmenys			
	1 matavimo vidurkis	SN	2 matavimo vidurkis	SN
AS	3,60	0,45	3,62	0,49
AA	3,52	0,51	3,55	0,50
T2	2,77	0,37	2,76	0,36
AD	2,57	0,39	2,55	0,31
D	2,33	0,30	2,33	0,27

6 lentelė. PAH grupės 3D MRA matavimai (AS – aortos sinusai, AA – kylančioji aorta, T2 – aortos lankas, AD – nusileidžiančioji aorta, D – diafragminė aortos dalis, SN – standartinis nuokrypis).



19– T1 3D MR angiografinės sekos matavimų vidurkiai dinamikoje (*as_km_max* – maksimalus aortos sinusų matmuo T1 sekoje su kontrastine medžiaga, *aa_km_max* – maksimalus kylančiosios aortos matmuo T1 sekoje su kontrastine medžiaga, *t2_km_max* – maksimalus aortos lanko T2 segmento matmuo T1 sekoje su kontrastine medžiaga, *ad_km_max* – maksimalus nusileidžiančiosios aortos matmuo T1 sekoje su kontrastine medžiaga, *d_km_max* – maksimalus aortos diafragminės dalies matmuo T1 sekoje su kontrastine medžiaga).

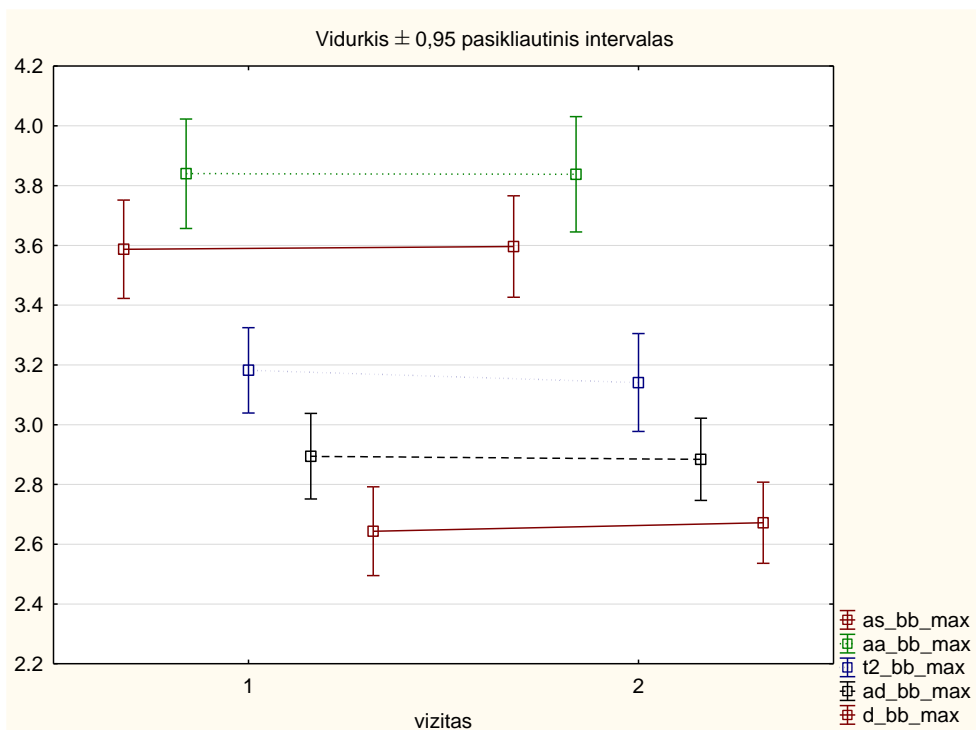


20 pav. PAH grupės aortos sinusų matavimai (cm) išėityje (mėlyna spalva) ir dinamikoje po 6 mėn. (raudona spalva).

„Tamsaus kraujo“ matavimų rezultatai pateikiami 7 lentelėje ir 21 pav.

Segmentas	PAH grupė, „tamsaus kraujo“ aortos matmenys			
	1 matavimo vidurkis	SN	2 matavimo vidurkis	SN
AS	3,59	±0,41	3,60	±0,42
AA	3,83	±0,45	3,84	±0,48
T2	3,18	±0,35	3,14	±0,41
AD	2,89	±0,35	2,88	±0,34
D	2,64	±0,37	2,67	±0,34

7 lentelė. PAH grupės „tamsaus kraujo“ matavimai (AS – aortos sinusai, AA – kylančioji aorta, T2 – aortos lankas, AD – nusileidžiančioji aorta, D – diafragminė aortos dalis).



ir 21 pav Aortos „tamsaus kraujo“ (angl. *black blood*) sekų segmentinių matmenų matavimų palyginimas išeinančiųjų iš ligoninės ir po 6 mėn. (*as_bb_max* – maksimalus aortos sinusų matmuo, *aa_bb_max* – maksimalus kylančiosios aortos matmuo, *t2_bb_max* – maksimalus aortos lanko T2 segmento matmuo, *ad_bb_max* – maksimalus nusileidžiančiosios aortos matmuo, *d_bb_max* – maksimalus aortos diafragminės dalies matmuo).

„Tamsaus kraujo“ sekos aortos segmentų matavimai koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$) (8 lentelė): aortos sinusų srityje $R = 0,88$, kylančiojoje aortoje $R = 0,95$, aortos lanke $R = 0,96$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,93$, diafragminėje aortos dalyje $R = 0,87$.

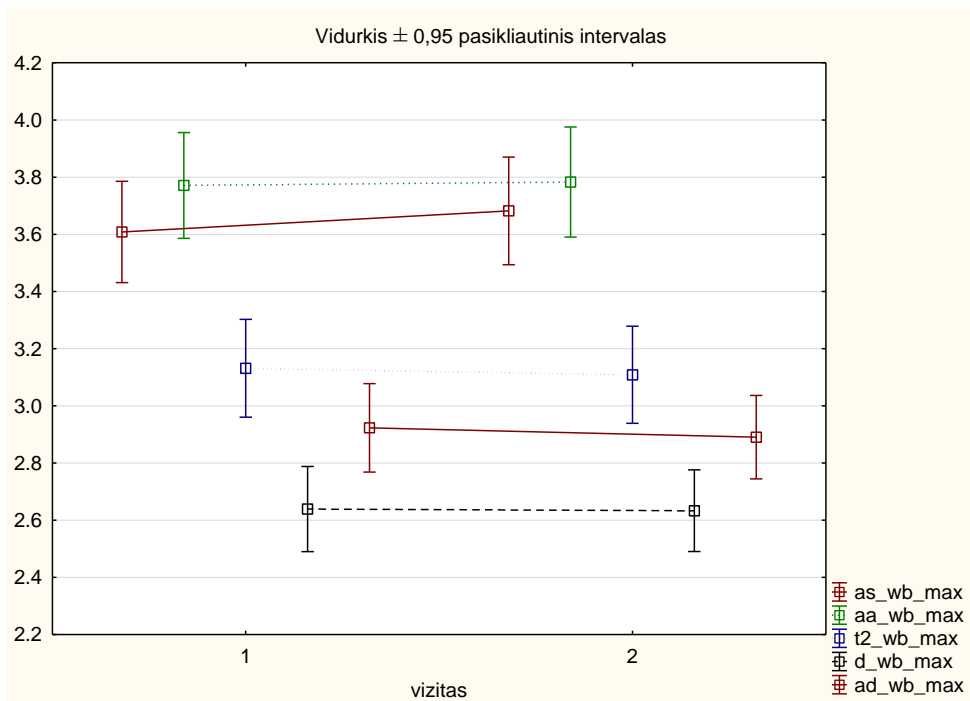
Segmentas	PAH grupė, „tamsaus kraujo“ sekos aortos segmentiniai matmenys, koreliacija tarp 1 ir 2 matavimų ($p < 0,05$)				
	AS	AA	T2	AD	D
AS	0,88				
AA		0,95			
T2			0,96		
AD				0,93	
D					0,87

8 lentelė. PAH grupės „tamsaus kraujo“ matavimų koreliacijos (AS – aortos sinusai, AA – kylančioji aorta, T2 – aortos lankas, AD – nusileidžiančioji aorta, D – diafragminė aortos dalis, SN – standartinis nuokrypis).

„Šviesaus kraujo“ matavimų rezultatai pateikiami 9 lentelėje (22 pav.).

Segmentas	PAH grupė, „šviesaus kraujo“ aortos matmenys			
	1 matavimo vidurkis	SN	2 matavimo vidurkis	SN
AS	3,61	±0,44	3,68	±0,47
AA	3,77	±0,46	3,78	±0,48
T2	3,13	±0,42	3,11	±0,42
AD	2,92	±0,38	2,89	±0,36
D	2,64	±0,37	2,63	±0,35

9 lentelė. PAH grupės „šviesaus kraujo“ matavimų koreliacijos (AS – aortos sinusai, AA – kylančioji aorta, T2 – aortos lankas, AD – nusileidžiančioji aorta, D – diafragminė aortos dalis).



22 pav. Aortos „šviesaus kraujo“ (angl. *white blood*) sekų segmentinių matmenų matavimų palyginimas išeinančiųjų iš ligoninės ir po 6 mėn. (*as_wb_max* – maksimalus aortos sinusų matmuo, *aa_wb_max* – maksimalus kylančiosios aortos matmuo, *t2_wb_max* – maksimalus aortos lanko T2 segmento matmuo, *ad_wb_max* – maksimalus nusileidžiančiosios aortos matmuo, *d_wb_max* – maksimalus aortos diafragminės dalies matmuo).

„Šviesaus kraujo“ sekos aortos segmentų matavimai koreliavo statistškai patikimai ($p < 0,05$) (10 lentelė): aortos sinusų srityje $R = 0,94$, kylančiojoje aortoje $R = 0,94$, aortos lanke $R = 0,94$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,93$ ir diafragminėje aortos dalyje $R = 0,94$.

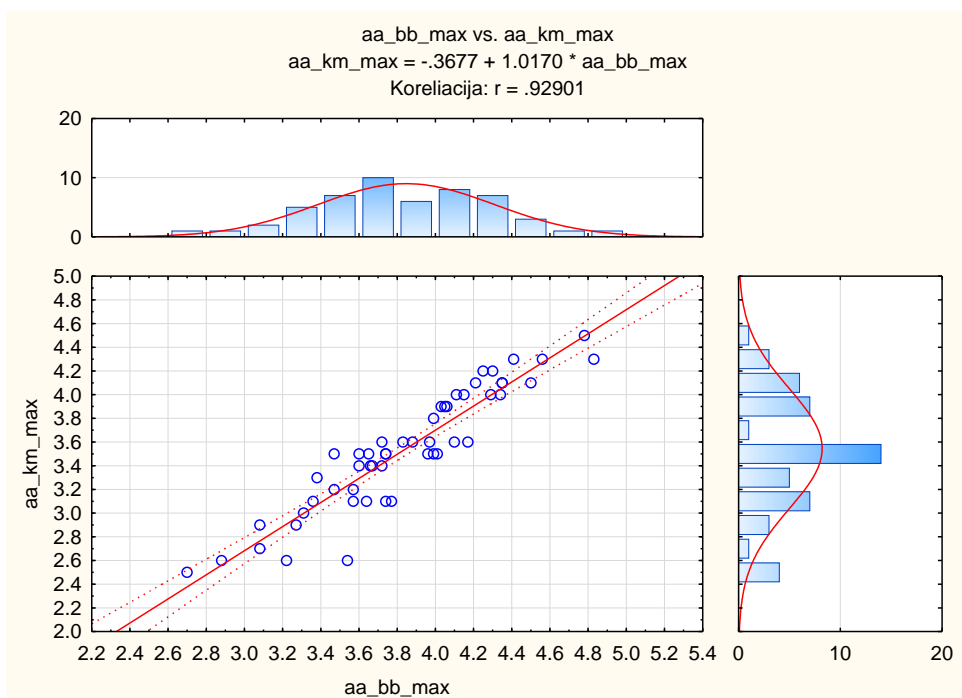
Segmentas	PAH grupė, „šviesaus kraujo“ sekos aortos segmentiniai matmenys, koreliacija tarp 1 ir 2 matavimų ($p < 0,05$)				
	AS	AA	T2	AD	D
AS	0,94				
AA		0,94			
T2			0,94		
AD				0,93	
D					0,94

10 lentelė. PAH grupės „šviesaus kraujo“ matavimų koreliacijos (AS – aortos sinusai, AA – kylančioji aorta, T2 – aortos lankas, AD – nusileidžiančioji aorta, D – diafragminė aortos dalis, SN – standartinis nuokrypis).

Palyginus PAH tiriamųjų grupės aortos matavimus 3D MRA ir „tamsaus kraujo“ sekose, nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliuoja statistiškai patikimai ($p < 0,05$, 11 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,93$, 23 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos diafragminėje dalyje ($R = 0,84$).

Segmentas	PAH grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „tamsaus kraujo“ sekos ir kontrastinės MR angiografijos ($p < 0,05$)				
	as_km_max	aa_km_max	t2_km_max	ad_km_max	d_km_max
as_bb_max	0,90				
aa_bb_max		0,93			
t2_bb_max			0,88		
ad_bb_max				0,88	
d_bb_max					0,84

11 lentelė. 3D MRA su k/m ir „tamsaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$).

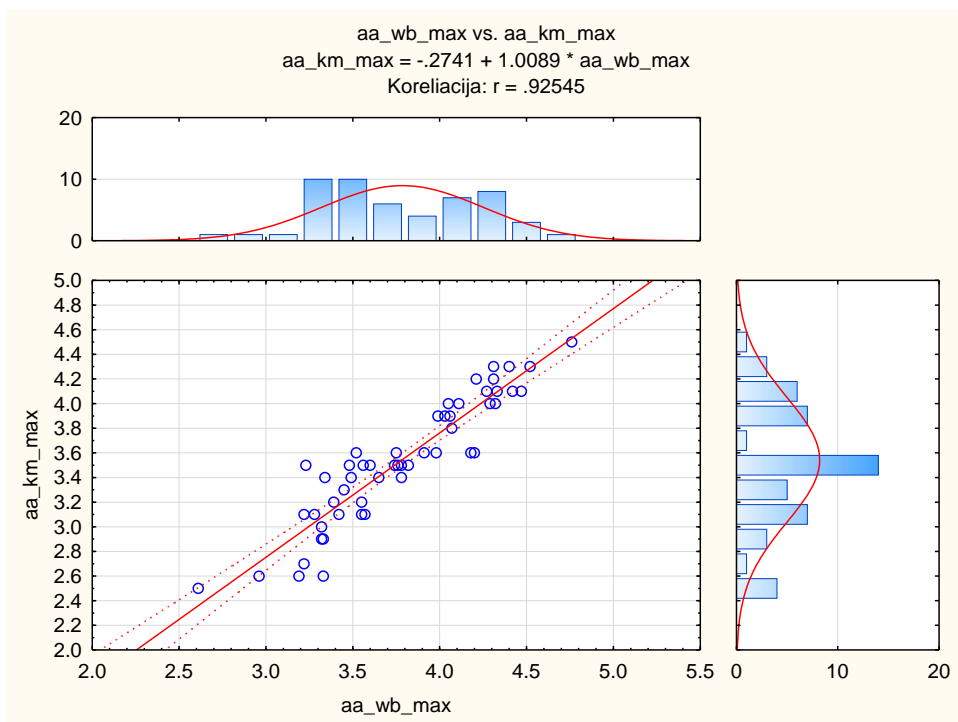


23 pav. 3D MRA su k/m ir „tamsaus kraujo“ sekų matavimai daugiausia koreliavo kylančiojoje aortoje ($R = 0,93$, $p < 0,05$).

Palyginus PAH tiriamųjų grupės aortos matavimus 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose, nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$, 12 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,93$, 24 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos diafragminėje dalyje ($R = 0,83$).

Segmentas	PAH grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „šviesaus kraujo“ sekos ir kontrastinės MR angiografijos ($p < 0,05$)				
	as_km_max	aa_km_max	t2_km_max	ad_km_max	d_km_max
as_wb_max	0.88				
aa_wb_max		0.93			
t2_wb_max			0.87		
ad_wb_max				0.85	
d_wb_max					0.83

12 lentelė. 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$).

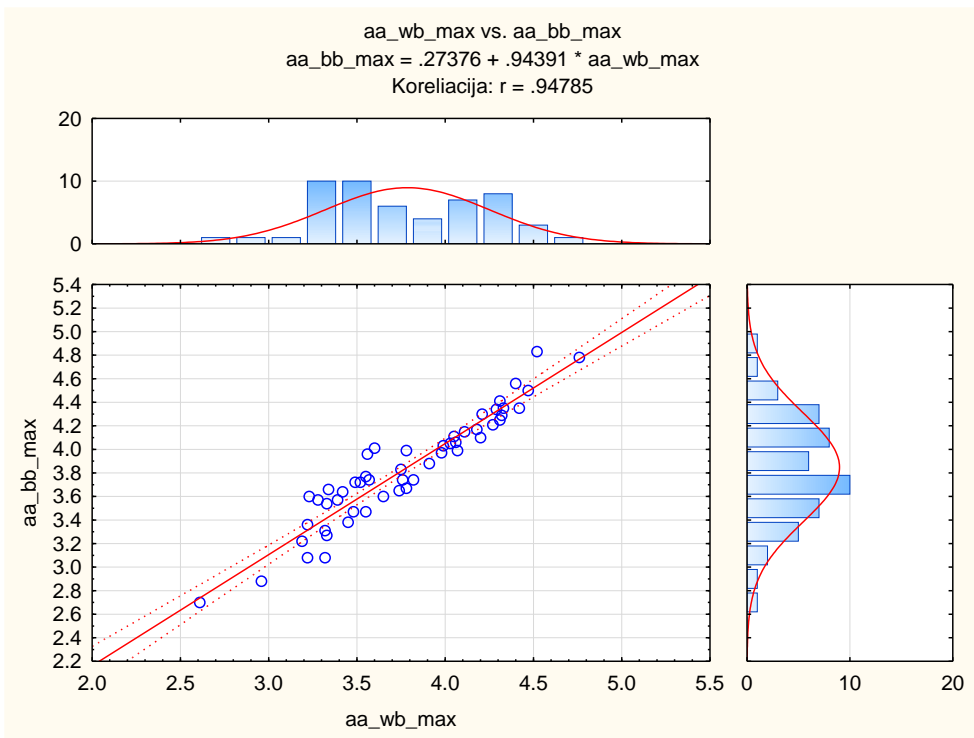


24 pav. 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose matavimai daugiausia koreliavo kylančiojoje aortoje ($R = 0,93$, $p < 0,05$).

Palyginus PAH tiriamųjų grupės aortos matavimų „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekas, nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$, 13 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,95$, 25 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos lanko srityje ($R = 0,89$).

Segmentas	PAH grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekų ($p < 0,05$)				
	as_bb_max	aa_bb_max	t2_bb_max	ad_bb_max	d_bb_max
as_wb_max	0,90				
aa_wb_max		0,95			
t2_wb_max			0,89		
ad_wb_max				0,93	
d_wb_max					0,91

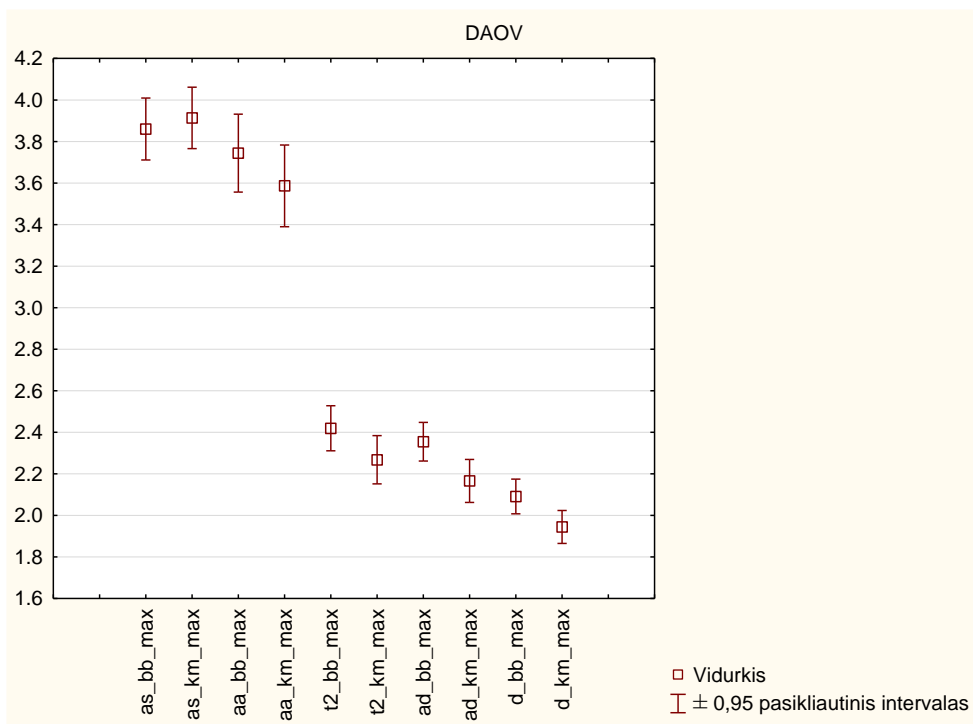
13 lentelė. „Šviesaus kraujo“ ir „tamsaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$).



25 pav. „Šviesaus kraujo“ ir „tamsaus kraujo“ sekose matavimai daugiausia koreliavo kylančioje aortoje ($R = 0,95$, $p < 0,05$).

DAOV tiriamųjų grupė.

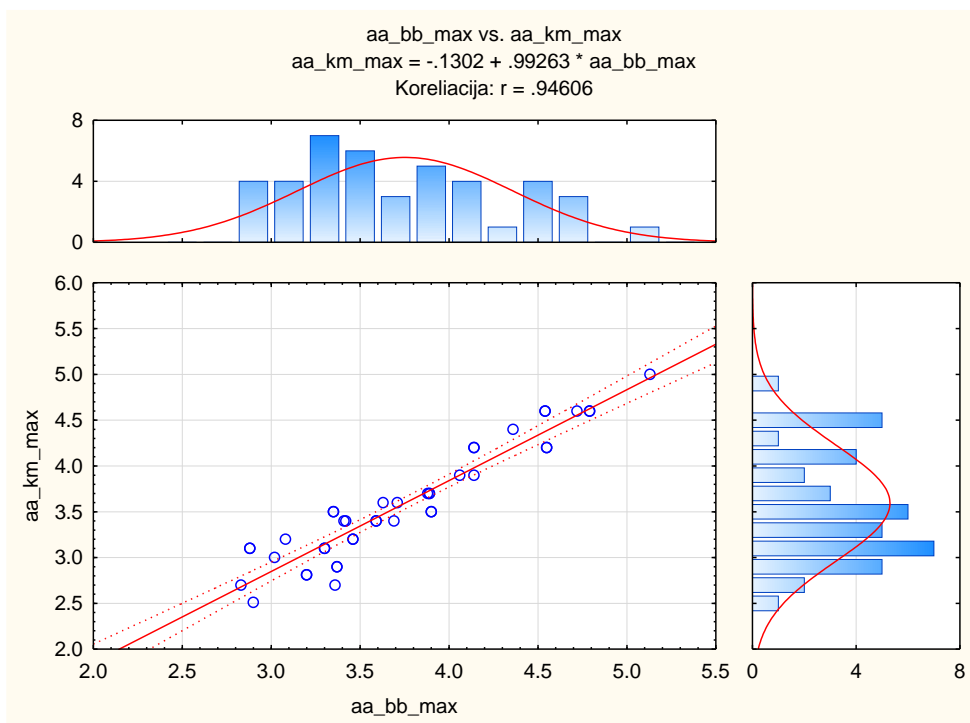
Palyginus DAOV tiriamųjų grupės aortos matavimus 3D MRA ir „tamsaus kraujo“ sekose (26 pav.), nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$, 14 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,95$, 27 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos sinusų srityje ($R = 0,64$, 28 pav.). Aortos sinusų silpna koreliacija, tikėtina, gauta dėl asimetrinės anatomijos, esant DAOV, ir matavimo krypties, kuri atitinka ŠUG tyrimuose naudojamą plokštumą.



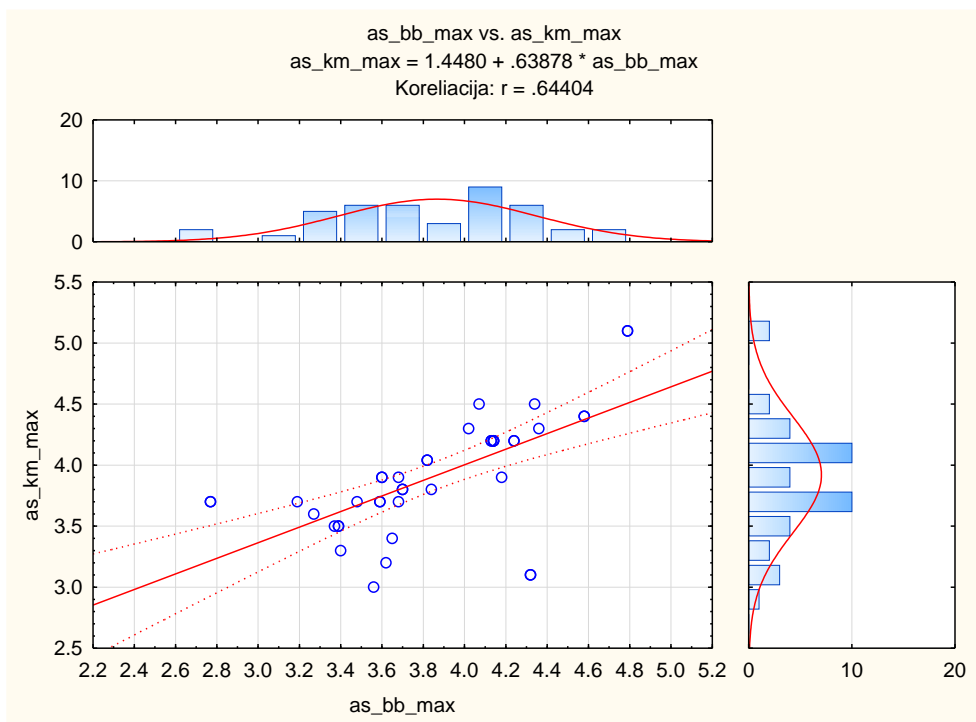
26 pav. DAOV grupės aortos segmentų matavimų „tamsaus kraujo“ ir 3D angiografijos metodais vidurkiai.

Segmentas	DAOV grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „tamsaus kraujo“ sekos ir kontrastinės MR angiografijos (p < 0,05)				
	as_km_max	aa_km_max	t2_km_max	ad_km_max	d_km_max
as_bb_max	0,64				
aa_bb_max		0,95			
t2_bb_max			0,69		
ad_bb_max				0,81	
d_bb_max					0,80

14 lentelė. 3D MRA ir „tamsaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai (p < 0,05).

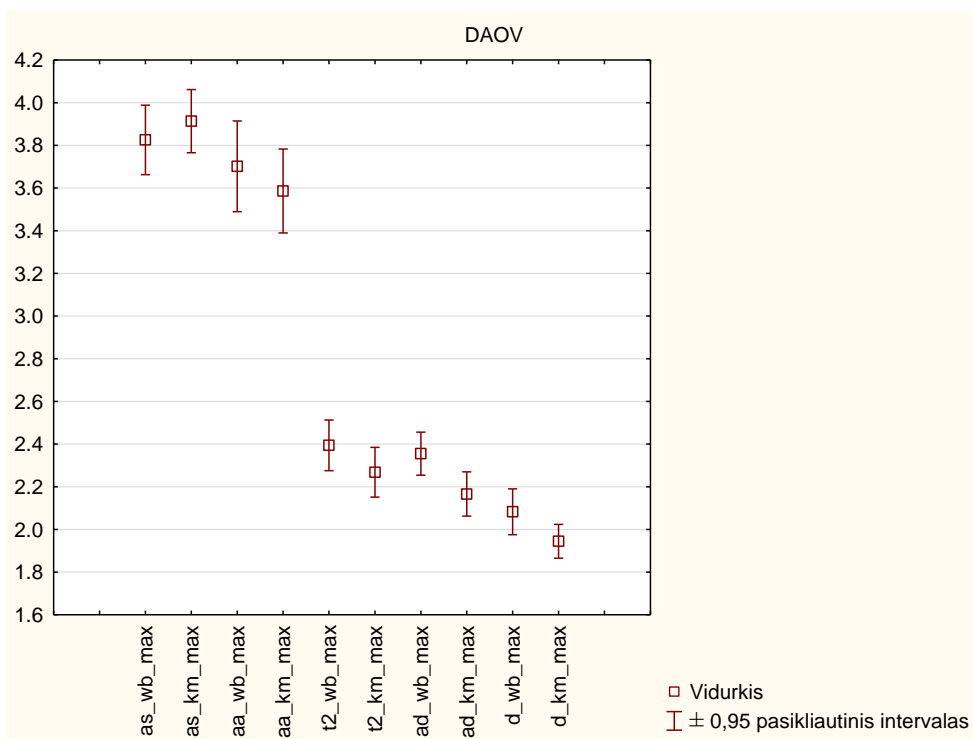


27 pav. 3D MRA ir „tamsaus kraujo“ sekose matavimai daugiausia koreliavo kylančiojoje aortoje (R = 0,95, p < 0,05).



28 pav. 3D MRA ir „tamsaus kraujo“ sekose matavimai silpniausiai koreliavo aortos sinusų srityje ($R = 0,64$, $p < 0,05$).

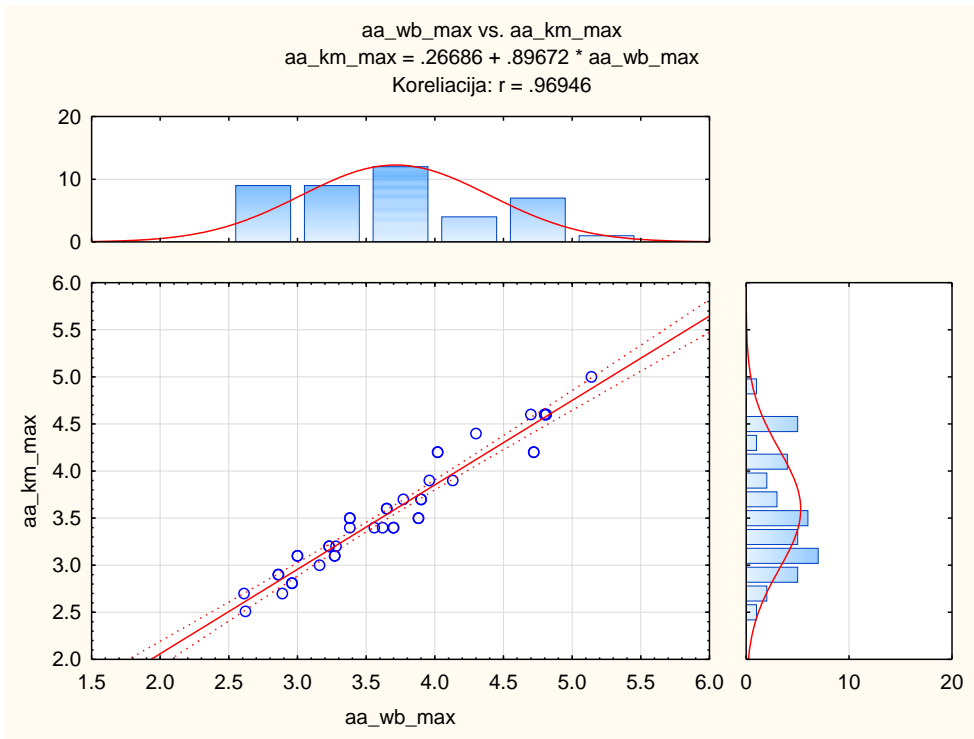
Palyginus DAOV tiriamųjų grupės aortos matavimus 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose (29 pav.), nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliavo statistškai patikimai ($p < 0,05$, 15 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,97$, 30 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos sinusų ir lanko srityse (atitinkamai $R = 0,69$ ir $R = 0,62$, 31 pav.). Aortos sinusų silpna koreliacija, tikėtina, gauta dėl asimetrinės anatomijos, esant DAOV, ir matavimo krypties, kuri atitinka ŠUG tyrimuose naudojamą plokštumą.



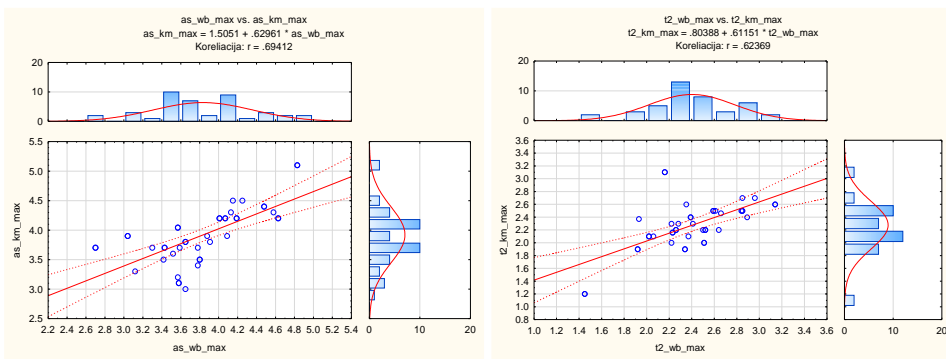
29 pav. DAOV grupės aortos segmentų matavimų „šviesaus kraujo“ ir 3D angiografijos metodais vidurkiai.

Segmentas	DAOV grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „šviesaus kraujo“ sekos ir kontrastinės MR angiografijos ($p < 0,05$)				
	as_km_max	aa_km_max	t2_km_max	ad_km_max	d_km_max
as_wb_max	<i>0,69</i>				
aa_wb_max		<i>0,97</i>			
t2_wb_max			<i>0,62</i>		
ad_wb_max				<i>0,79</i>	
d_wb_max					<i>0,81</i>

15 lentelė. 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$).



30 pav. 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose matavimai daugiausia koreliavo kylančiojoje aortoje ($R = 0,97$, $p < 0,05$).

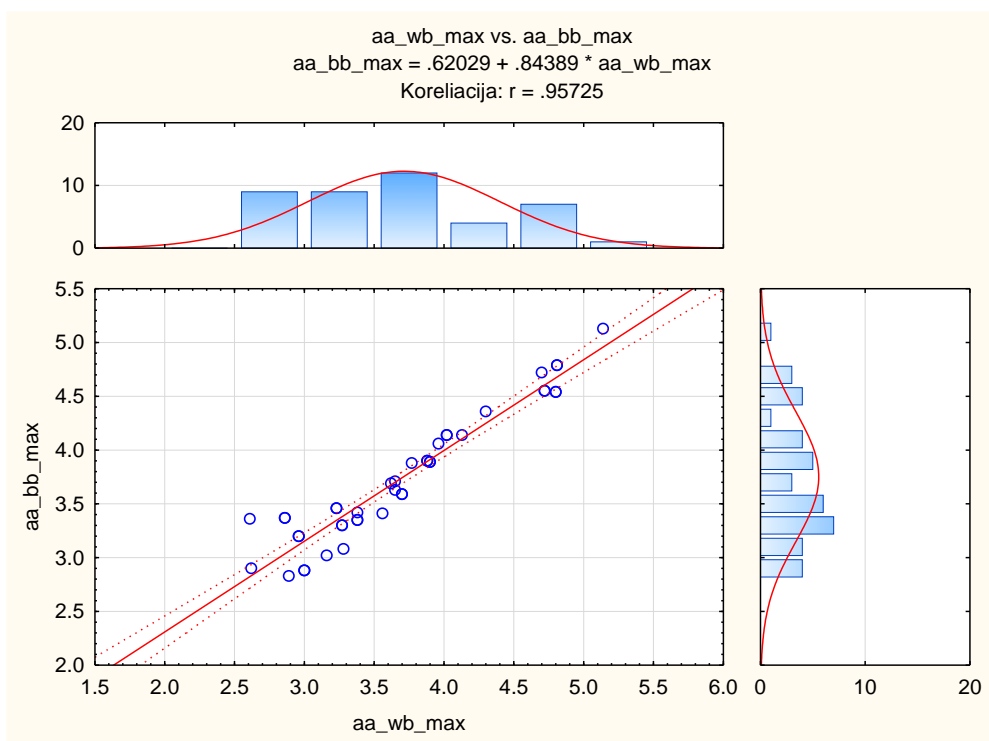


A B
 31 pav. 3D MRA ir „šviesaus kraujo“ sekose matavimai silpniausiai koreliavo (A) aortos sinusų ir (B) lanko srityse ($R = 0,69$ ir $R = 0,62$, $p < 0,05$).

Palyginus DAOV tiriamųjų grupės aortos matavimus „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekose, nustatyta, kad visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$, 16 lentelė). Tiksliausi matavimai gauti kylančiojoje aortoje ($R = 0,96$, 32 pav.), silpniausia koreliacija nustatyta aortos sinusų srityje ($R = 0,86$).

Segmentas	DAOV grupė, aortos segmentinių matmenų koreliacija tarp „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekų ($p < 0,05$)				
	as_bb_max	aa_bb_max	t2_bb_max	ad_bb_max	d_bb_max
as_wb_max	0,86				
aa_wb_max		0,96			
t2_wb_max			0,91		
ad_wb_max				0,88	
d_wb_max					0,92

16 lentelė. DAOV „šviesaus kraujo“ ir „tamsaus kraujo“ sekose visų segmentų matmenys koreliavo statistiškai patikimai ($p < 0,05$).



32 pav. DAOV „šviesaus kraujo“ ir „tamsaus kraujo“ sekose matavimai daugiausia koreliavo kylančiojoje aortoje ($R = 0,96$, $p < 0,05$).

Aortos segmentas	DAOV	Kontrolė	P reikšmė
Aortos sinusai	3,91±0,47	3,57±0,42	0,001
Kylančioji aorta	3,58±0,63	3,09±0,47	0,0001
Aortos lankas	2,26±0,37	2,54±0,39	0,001
Nusileidžiančioji aorta	2,16±0,33	2,27±0,37	0,17
Diafragminė aorta	1,94±0,25	2,07±0,34	0,047

17 lentelė. Tiriamųjų grupių aortos matmenų palyginimas (matmenys pateikiami pagal „aukso standarto“ T1 3D su k/m sekos matavimų duomenis).

DAOV ir kontrolinės grupės aortos segmentų matavimų (3D MRA) vidurkiai patikimai skyrėsi ($p < 0,05$), išskyrus nusileidžiančiosios aortos segmentą ($p = 0,17$). Ribiniai rezultatai gauti ir diafragminės aortos segmente (17 lentelė).

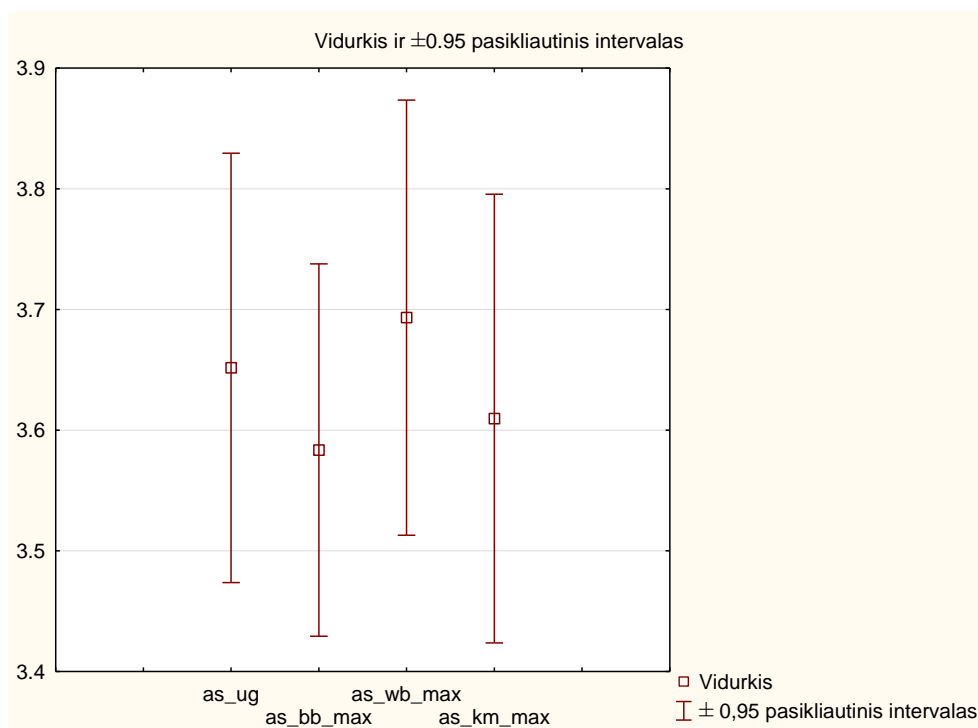
DAOV aortos sinusų ir kylančiosios aortos matmenys buvo statistiškai reikšmingai didesni ($p < 0,001$), o aortos lanko – statistiškai reikšmingai mažesni. Tai atspindi ne tik DAOV morfologijos, bet ir aortos remodeliaciją dėl DAOV įgimtos aortopatijos [117].

3.2 Antrojo uždavinio rezultatai.

Bekontrastinių aortos sekų palyginimas su aortos UG tyrimu, diagnozuojant aortos dilataciją, esant DAOV ir PAH.

Atliekant lyginamąją analizę, vertinti 63 pacientai, kuriems buvo atliktas ŠUG tyrimas (ŠUG tyrimas skirtas ne visiems PAH, DAOV ir kontrolinės grupės pacientams, todėl suformuotos naujos imtys). Bendrąją grupę sudarė 31 pacientas iš PAH ir 32 pacientai iš DAOV grupės (42 vyrai ir 21 moteris). PAH pacientų vidutinis amžius – $52 \pm 8,3$ m. DAOV grupės pacientų vidutinis amžius – $30,8 \pm 11,6$ m. Kontrolinės grupės pacientai nebuvo įtraukti, kadangi jiems ŠUG tyrimas nebuvo atliekamas arba nebuvo nustatomi aortos sinusų ir kylančiosios aortos matmenys.

PAH grupės pacientų UG ir ŠMRT aortos sinusų matavimai pateikti 33 paveiksle.

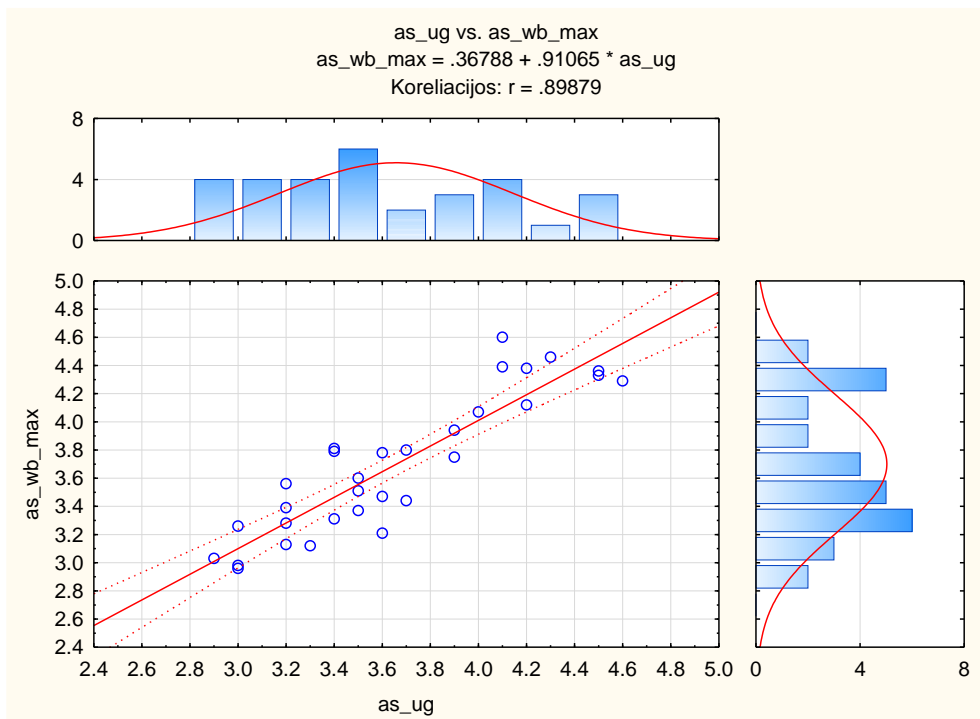


33 pav. PAH grupės aortos sinusų matavimas ŠUG ir ŠMRT.

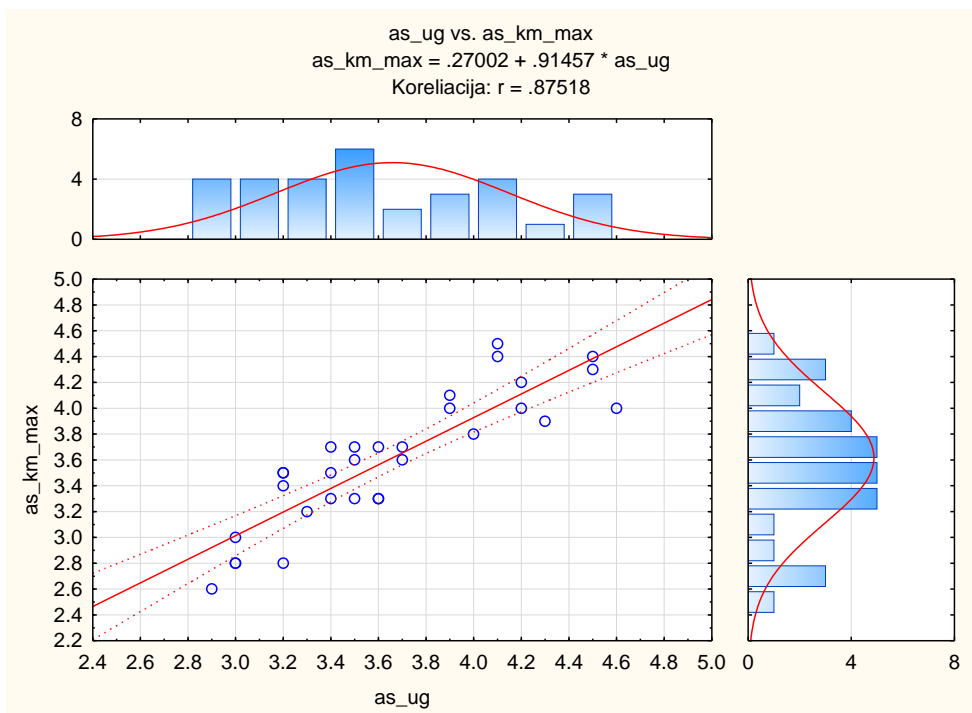
Segmentas	Koreliacijos (UG vs. MRT)					
	Vidurkis	SN	as_ug	as_bb_max	as_wb_max	as_km_max
as_ug	3,65	0,48	1,00	0,83	0,90	0,88
as_bb_max	3,58	0,42	0,83	1,00	0,91	0,92
as_wb_max	3,69	0,491	0,90	0,91	1,00	0,90
as_km_max	3,60	0,50	0,88	0,92	0,90	1,00

18 lentelė. PAH grupės aortos sinusų matavimų koreliacija ŠUG ir ŠMRT. Raudonai pažymėtos statistiškai reikšmingos koreliacijos ($p < 0,05$).

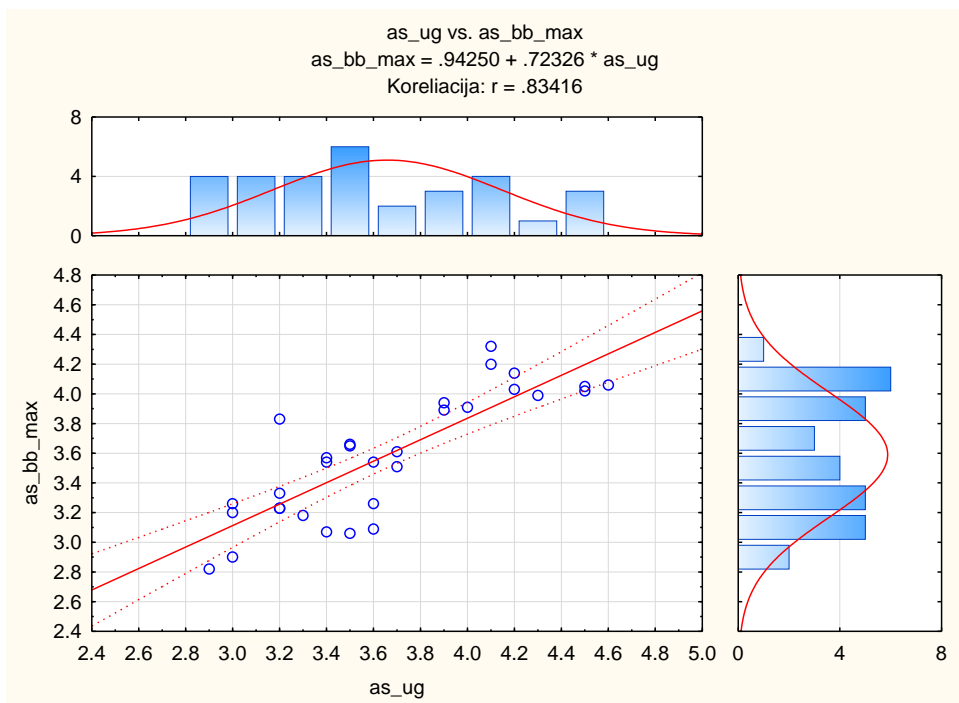
ŠUG aortos sinusų matavimai stipriausiai koreliavo (18 lentelė) su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,9$, $p < 0,05$, 34 pav.), silpniau su 3D MRA su k/m ($R = 0,88$, $p < 0,05$, 35 pav.). Mažiausias santykis nustatytas su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,83$, $p < 0,05$, 36 pav.).



34 pav. ŠUG aortos sinusų matmenys daugiausia koreliavo su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,9$, $p < 0,05$).

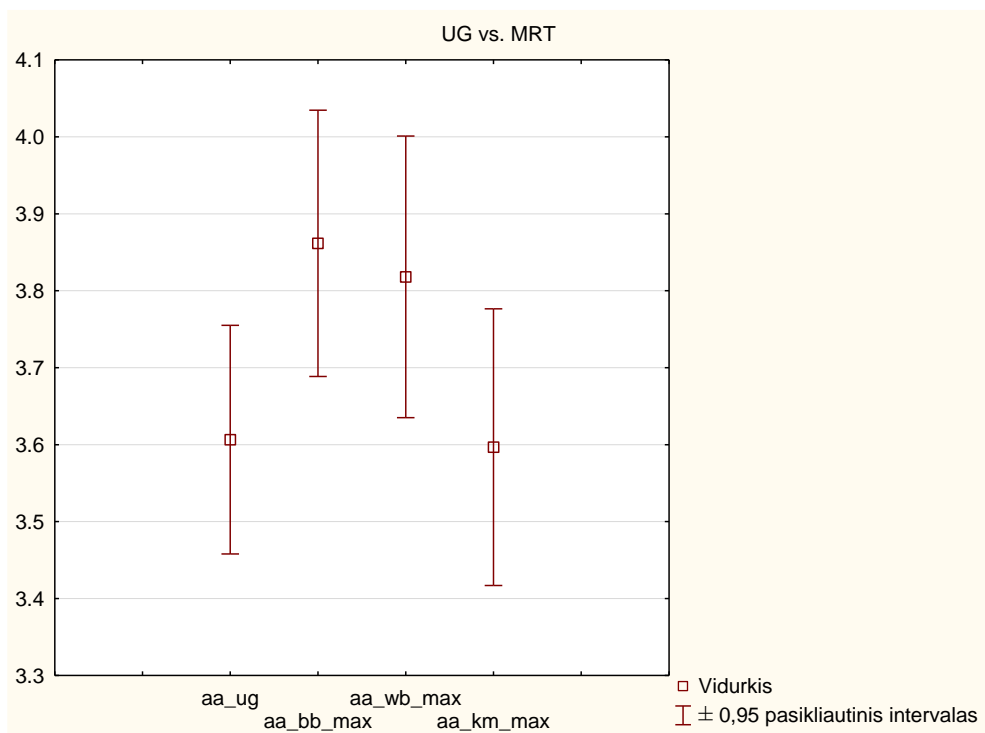


35 pav. ŠUG aortos sinusų matmenų koreliacija su 3D T1 kontrastine seka ($R = 0,83$, $p < 0,05$).



36 pav. ŠUG aortos sinusų matmenų koreliacija su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,83$, $p < 0,05$).

PAH grupėje UG ir ŠMRT kylančiosios aortos matavimai pateikti 37 pav.



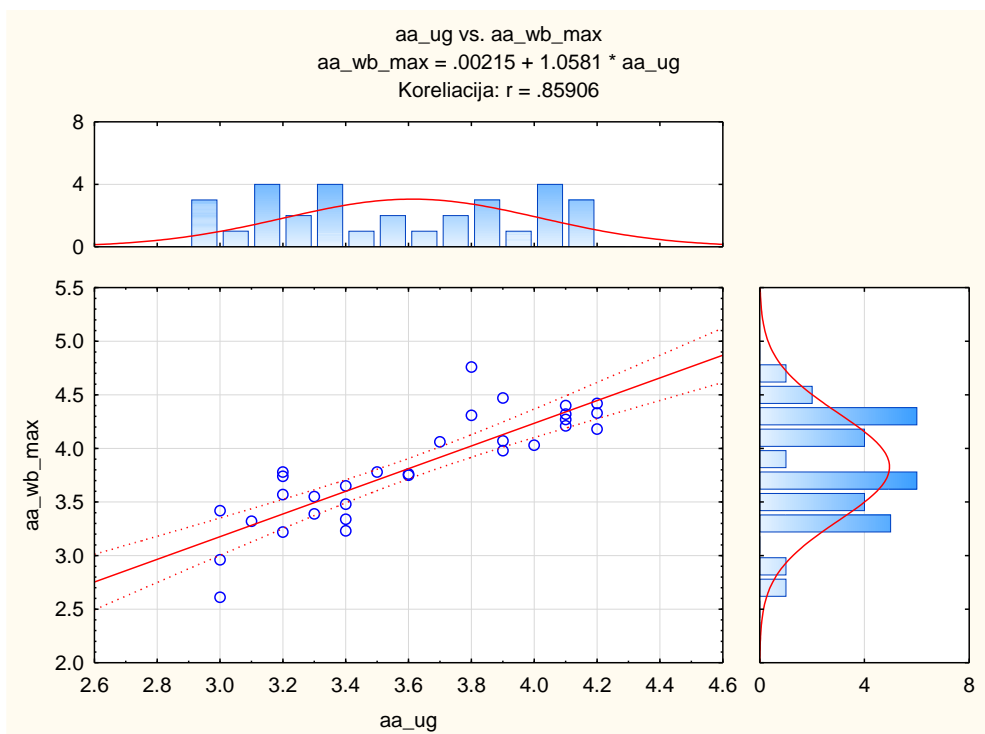
37 pav. PAH grupės kylančiosios aortos matavimai UG ir ŠMRT.

Segmentas	Koreliacijos (UG vs. MRT)					
	Vidurkis	SN	aa_ug	aa_bb_max	aa_wb_max	aa_km_max
aa_ug	3,61	0,40	1,00	0,85	0,86	0,86
aa_bb_max	3,86	0,47	0,85	1,00	0,97	0,95
aa_wb_max	3,82	0,50	0,86	0,97	1,00	0,94
aa_km_max	3,60	0,49	0,86	0,95	0,94	1,00

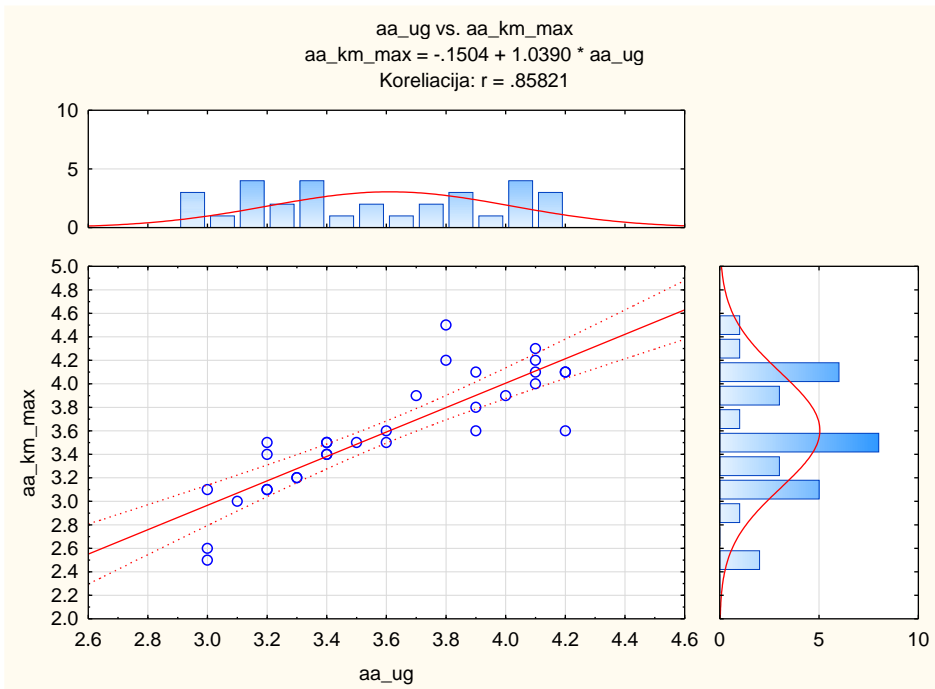
19 lentelė. PAH grupės kylančiosios aortos matavimų koreliacija ŠUG ir ŠMRT. Raudonai pažymėtos statistškai reikšmingos koreliacijos ($p < 0,05$).

ŠUG kylančiosios aortos matavimai stipriausiai ir vienodai koreliavo (19 lentelė) su „šviesaus kraujo“ sekomis ir su 3D MRA su k/m ($R = 0,86$, $p < 0,05$, 38 ir 39 pav.). Minimaliai mažesnė koreliacija stebėta matavimuose su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,85$, $p < 0,05$, 40 pav.).

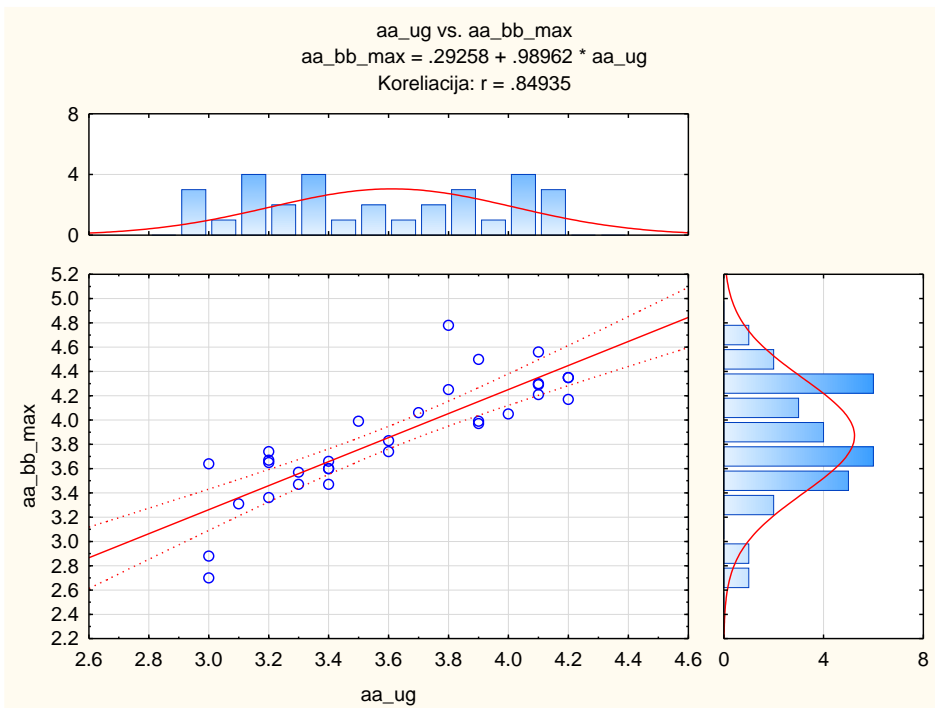
ŠUG matavimai kylančiojoje aortoje stipriai koreliavo ($p < 0,05$) su kitais metodais, tačiau, kaip matyti, koreliacija kiek silpnesnė negu kitų ŠMRT metodų tarpusavio santykis (18 ir 19 lentelės).



38 pav. ŠUG kylančiosios aortos sinusų matmenų koreliacija su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,86$, $p < 0,05$).

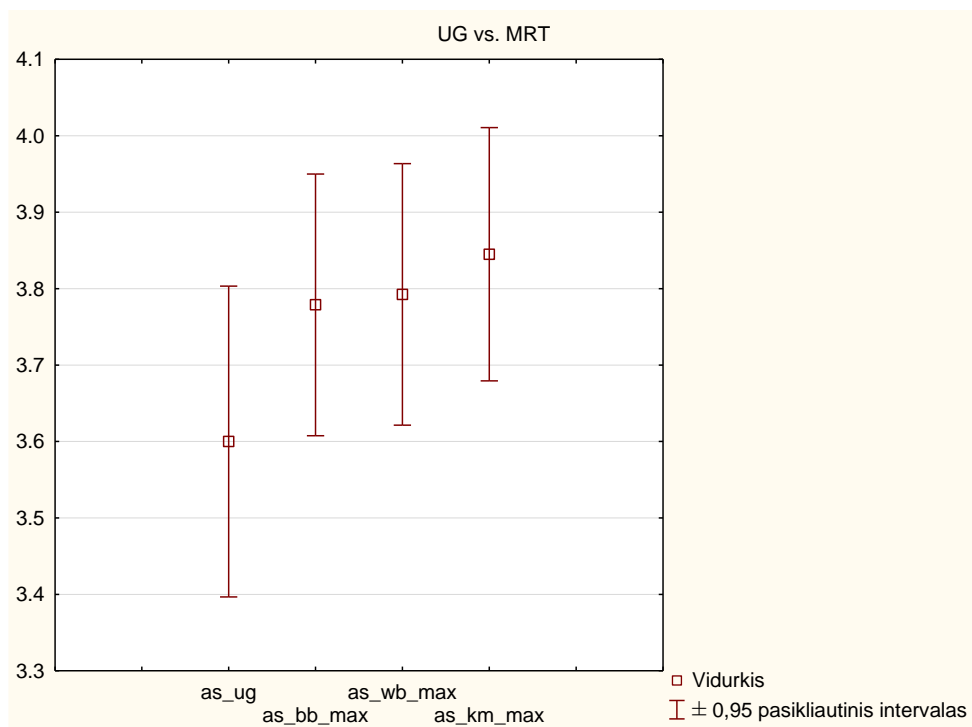


39 pav. ŠUG kylančiosios aortos matmenų koreliacija su 3D T1 kontrastine seka ($R = 0,86, p < 0,05$).



40 pav. ŠUG kylančiosios aortos matmenų koreliacija su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,85, p < 0,05$).

DAOV grupėje ŠUG ir ŠMRT aortos sinusų matavimai pateikti 41 paveiksle.

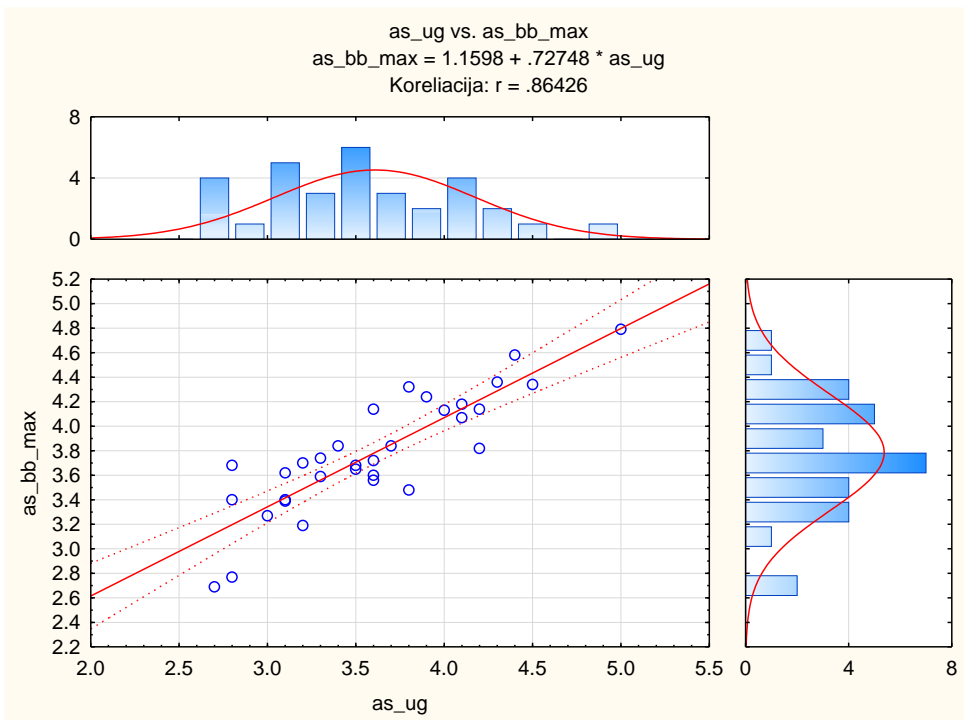


41 pav. DAOV grupės aortos sinusų matavimas UG ir ŠMRT.

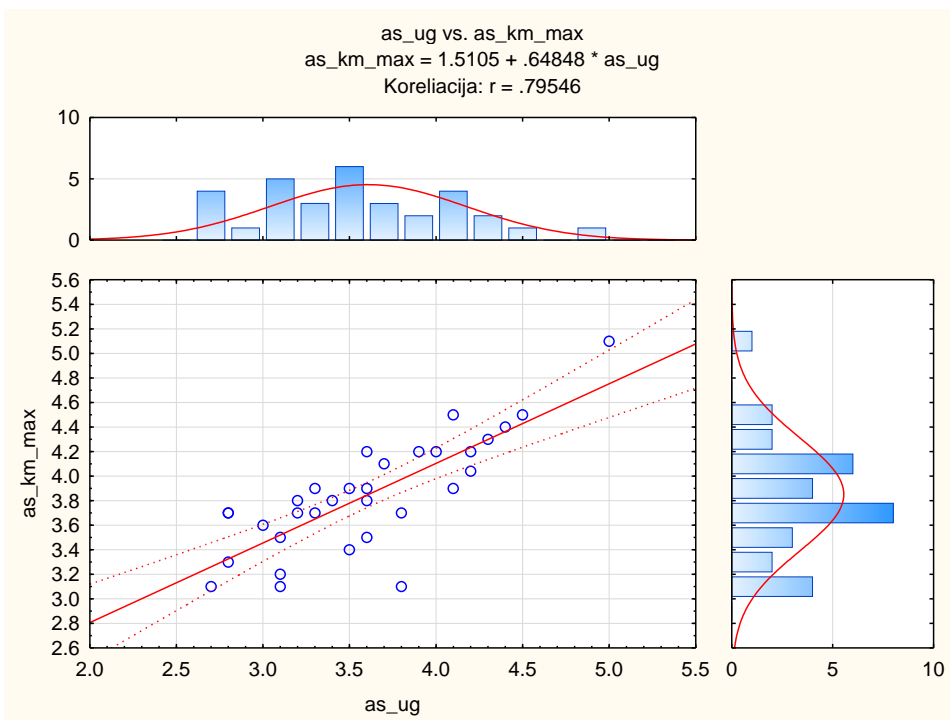
Segmentas	Koreliacijos (UG vs. MRT)					
	Vidurkis	SN	as_ug	as_bb_max	as_wb_max	as_km_max
as_ug	3,60	0,56	1,00	0,86	0,77	0,80
as_bb_max	3,78	0,47	0,86	1,00	0,86	0,71
as_wb_max	3,79	0,47	0,77	0,86	1,00	0,73
as_km_max	3,85	0,46	0,80	0,71	0,73	1,00

20 lentelė. DAOV grupės aortos sinusų matavimų koreliacija UG ir ŠMRT. Raudonai pažymėtos statistiškai reikšmingos koreliacijos ($p < 0,05$)

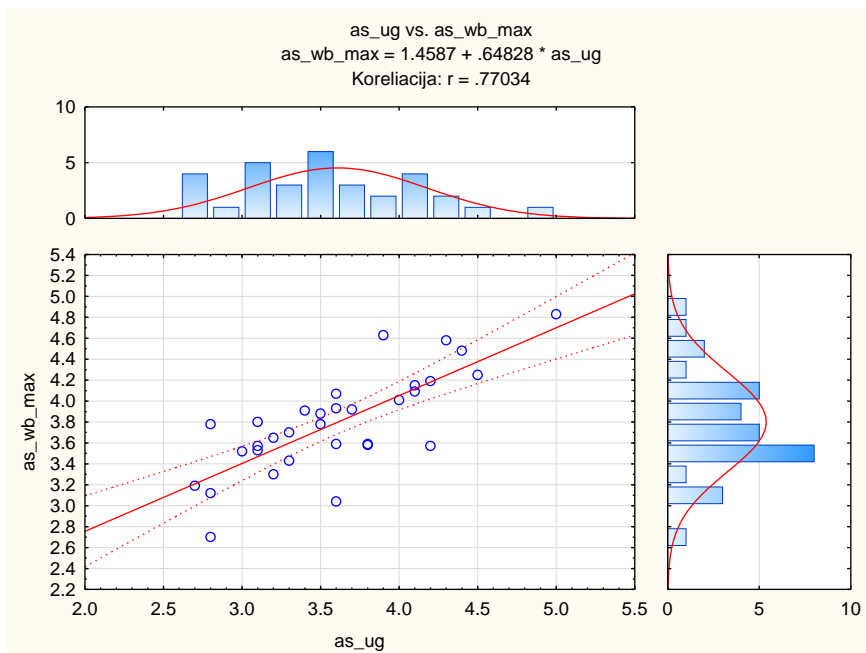
DAOV grupėje aortos sinusų ŠUG matavimai stipriausiai koreliavo (20 lentelė) su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,86$, $p < 0,05$, 42 pav.), silpniau su 3D MRA su k/m ($R = 0,80$, $p < 0,05$, 43 pav.). Mažiausia koreliacija buvo su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,77$, $p < 0,05$, 44 pav.).



42 pav. ŠUG aortos DAOV sinusų matmenų koreliacija buvo stipriausia su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,86$, $p < 0,05$).

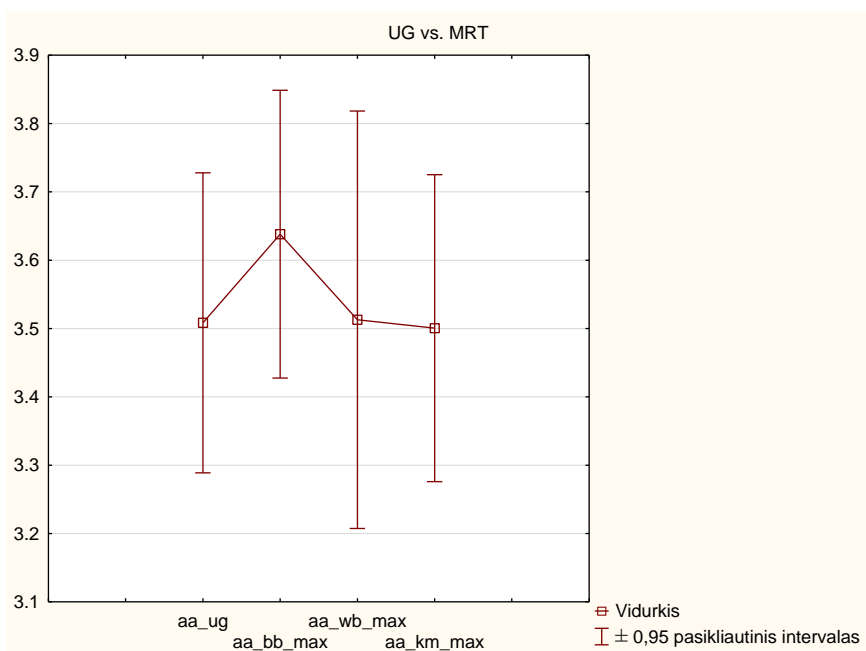


43 pav. ŠUG aortos DAOV sinusų matmenų koreliacija su 3D MRA seka su k/m ($R = 0,86$, $p < 0,05$).



44 pav. ŠUG aortos DAOV sinusų matmenų koreliacija buvo silpniausia su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,77$, $p < 0,05$).

DAOV grupėje ŠUG ir ŠMRT kylančiosios aortos matavimai pateikti 45 paveiksle.

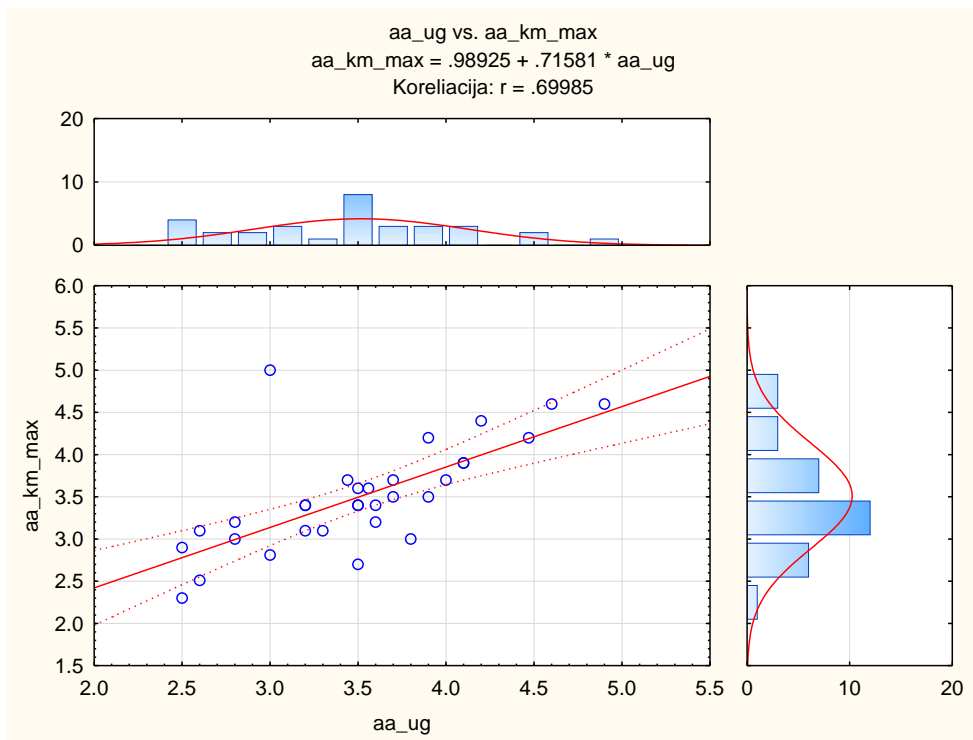


45 pav. DAOV grupės kylančiosios aortos matavimų vidurkiai ŠUG ir ŠMRT.

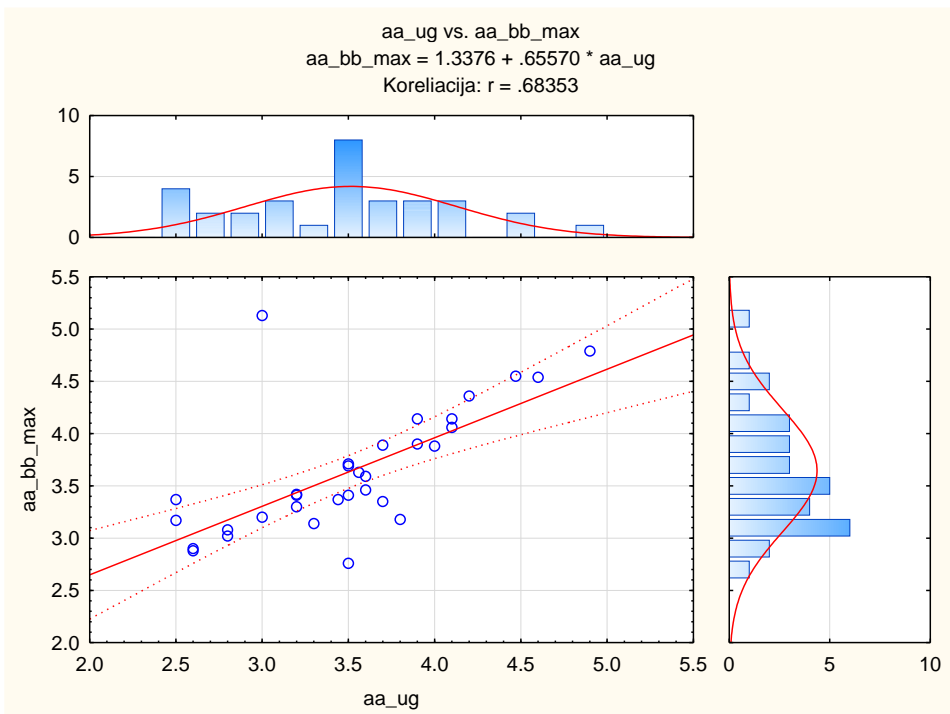
Segmentas	Koreliacijos (UG vs. MRT)					
	Vidurkis	SN	aa_ug	aa_bb_max	aa_wb_max	aa_km_max
aa_ug	3,51	0,61	1,00	0,68	0,60	0,70
aa_bb_max	3,64	0,58	0,68	1,00	0,79	0,93
aa_wb_max	3,51	0,85	0,60	0,79	1,00	0,76
aa_km_max	3,50	0,62	0,70	0,93	0,76	1,00

21 lentelė. DAOV grupės kylančiosios aortos matavimų koreliacija ŠUG ir ŠMRT. Raudonai pažymėtos statistiškai reikšmingos koreliacijos ($p < 0,05$).

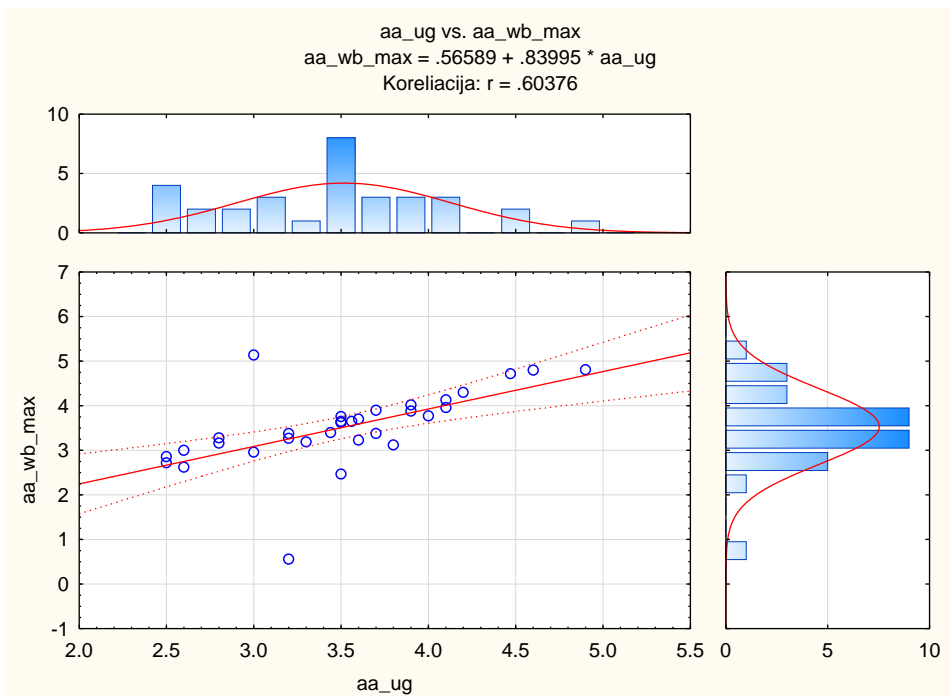
DAOV grupėje kylančiosios aortos ŠUG matavimai stipriausiai koreliavo (21 lentelė) su 3D MRA su k/m ($R = 0,70$, $p < 0,05$, 46 pav.), kiek silpniau su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,68$, $p < 0,05$, 47 pav.). Mažiausia koreliacija buvo su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,60$, $p < 0,05$, 48 pav.).



46 pav. ŠUG DAOV kylančiosios aortos matmenų koreliacija stipriausia buvo su 3D MRA seka ($R = 0,70$, $p < 0,05$).



47 pav. ŠUG DAOV kylančiosios aortos matmenų koreliacija su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,68$, $p < 0,05$).



48 pav. ŠUG DAOV kylančiosios aortos matmenų koreliacija su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,60$, $p < 0,05$).

3.3 Trečiojo uždavinio rezultatai.

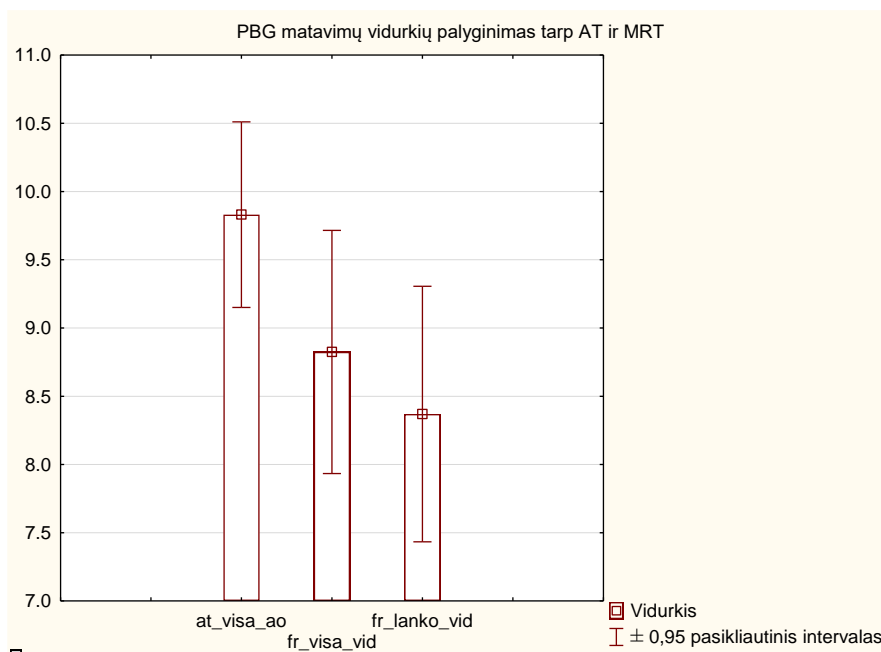
Įvertinti aortos standumo MRT diagnostikos koreliaciją su aplanacinės tonometrijos („aukso standartas“) duomenimis.

Siekiant atskleisti ŠMRT galimybes įvertinti PBG matavimo gebą aortoje, atlikta matavimų, fiksuotų aplanacinės tonometrijos (AT) metodu ir ŠMRT, lyginamoji analizė. Matavimai abiem metodikomis atlikti 46 pacientams PAH grupėje (pacientams atlikti AT matavimai, pacientų amžiaus vidurkis $54 \pm 7,24$ m.).

Gauti statistiniai duomenys pateikiami 22 lentelėje ir 49 paveiksle.

Rodiklis	PBG palyginimas MRT su AT				
	Imtis	Vidurkis	Min	Max	SN
Amžius (m.)	46	54,00	37,00	66,00	7,24
AT PBG (m/s)	46	9,83	6,50	15,90	2,29
MRT visos aortos PBG (m/s)	46	8,82	4,32	17,18	3,00
MRT lanko PBG (m/s)	46	8,37	3,67	17,65	3,15

22 lentelė. PBG matavimai PAH grupėje AT iš ŠMRT metodais.



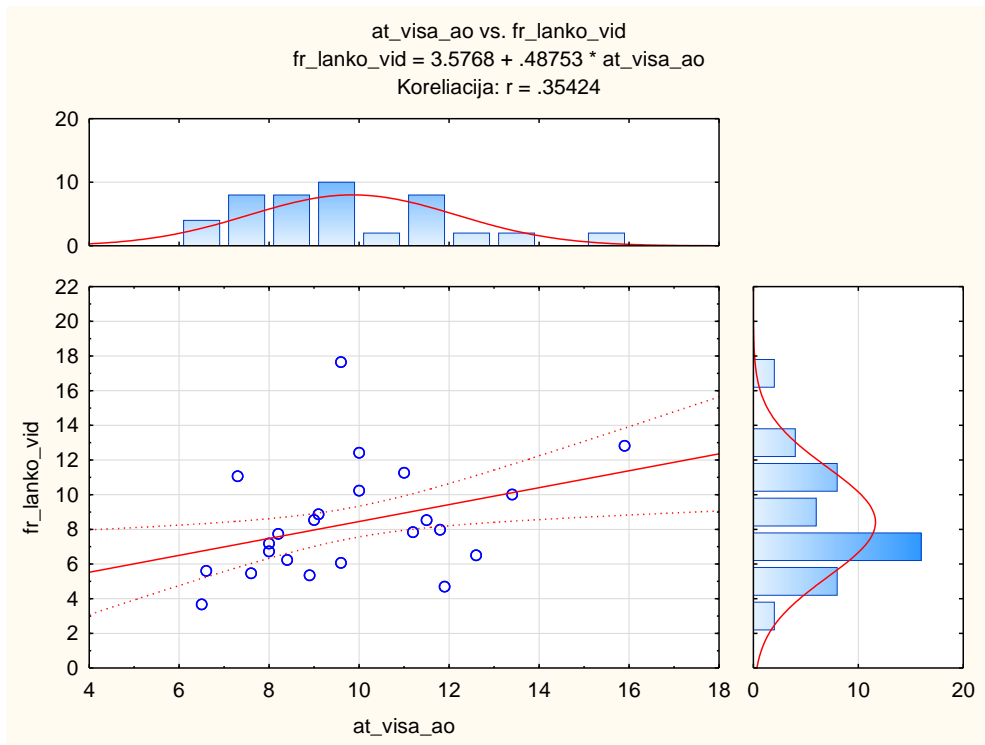
49 pav. PBG matavimai PAH grupėje AT iš ŠMRT metodais (pateikti vidurkiai, at_visa_ao – AT PBG, fr_visa_vid – ŠMRT PBG visoje aortoje, fr_lanko_vid – ŠMRT PBG aortos lanke).

Koreliacijos tarp AT ir ŠMRT PBG nustatymo metodų pateiktos 23 lentelėje.

Segmentas	PBG palyginimas MRT su AT, koreliacijos (UG vs. MRT)				
	Vidurkis	SN	at_visa_ao	fr_visa_vid	fr_lanko_vid
at_visa_ao	9,83	2,29	1,00	0,23	0,35
fr_visa_vid	8,82	3,00	0,23	1,00	0,31
fr_lanko_vid	8,37	3,15	0,35	0,31	1,00

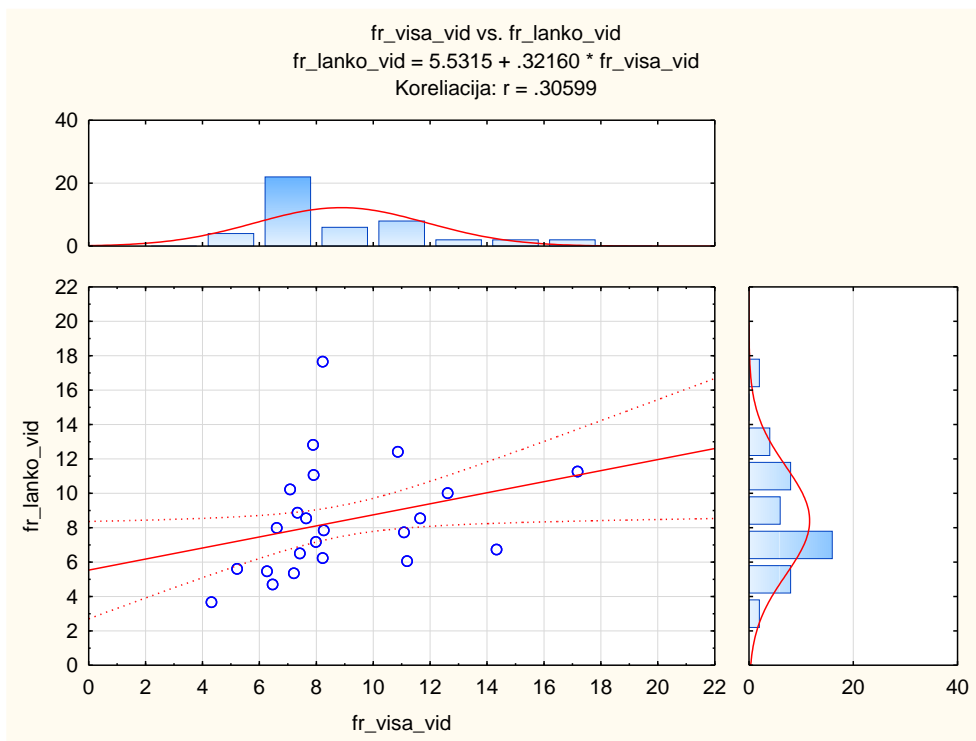
23 lentelė. Koreliacijos tarp AT ir ŠMRT PBG nustatymo metodų. Raudonai pažymėtos statistiškai reikšmingos koreliacijos ($p < 0,05$).

Aplanacinės tonometrijos ir ŠMRT PBG matavimai aortos lanke koreliavo silpnai, bet statistiškai patikimai (50 pav., $R = 0,35$, $P < 0,05$). Pagal linijinės regresijos lygtį: $PBG_{AT} = (PBG_{MRT} - 3,5768) / 0,48753$ ($R = 0,354$, $P < 0,05$).



50 pav. Aplanacinės tonometrijos ir ŠMRT PBG matavimai aortos lanke koreliavo silpnai, bet statistiškai patikimai ($R = 0,35$, $P < 0,05$).

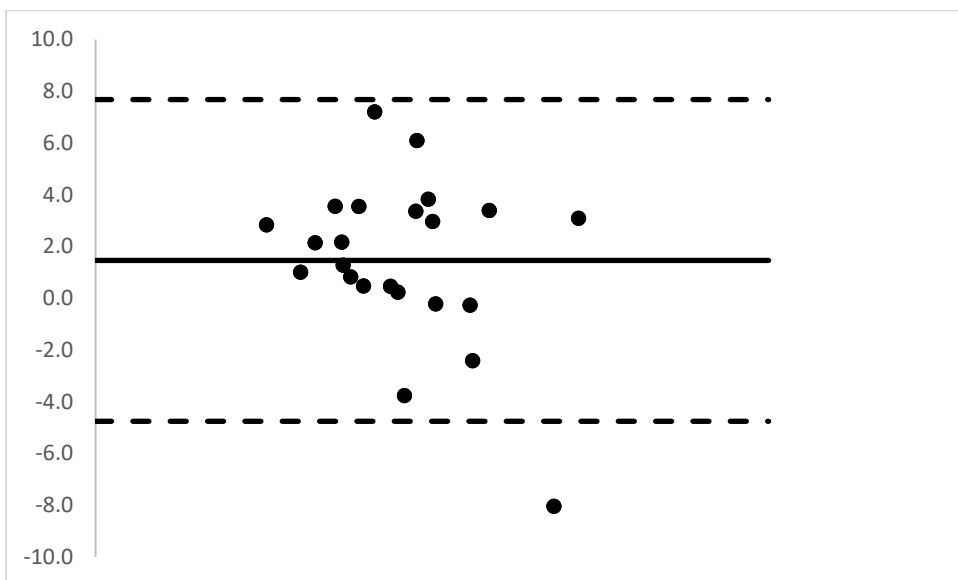
Koreliacija tarp PBG nustatymo visoje aortoje ir AT buvo statistiškai nepatikima ($R = 0,225961$, $P > 0,05$), tačiau PBG nustatymas aortos lanke ir visoje aortoje tarpusavyje koreliavo statistiškai patikimai (51 pav., $R = 0,306$, $P < 0,05$).



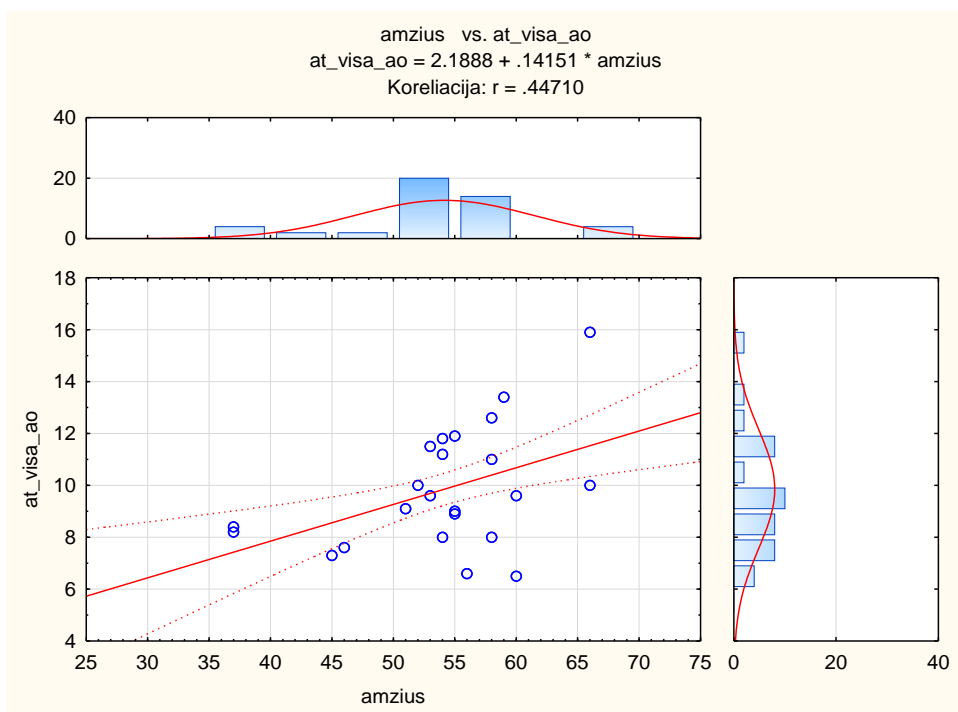
51 pav. PBG nustatymas aortos lanke ir visoje aortoje tarpusavyje koreliavo statistiškai patikimai ($R = 0,306$, $P < 0,05$).

Blando ir Altmano analizė (52 pav.) parodė, kad bendras PBG matavimų vidurkis tarp AT ir ŠMRT aortos lanke buvo 1,46 m/s didesnis, taikant AT metodiką. Galime palyginti – 2016 m. Jehill’as D. Parikh’as su kolegomis tarp šių metodikų nustatė 1,6 m/s skirtumą [106].

AT PBG matavimai statistiškai patikimai koreliavo su pacientų amžiumi (53 pav., $R = 0,354$, $P < 0,05$).



52 pav. Pulsinės bangos greičio (m/s) rezultatų palyginimas Blando ir Altmano metodu tarp AT ir ŠMRT lanko matavimų (išsistinė linija – matavimų skirtumo vidurkis, punktyrinės linijos – 2 standartiniai nuokrypiai (SN)).



53 pav. AT PBG matavimai statistiškai patikimai koreliavo su pacientų amžiumi ($R = 0,354$, $P < 0,05$).

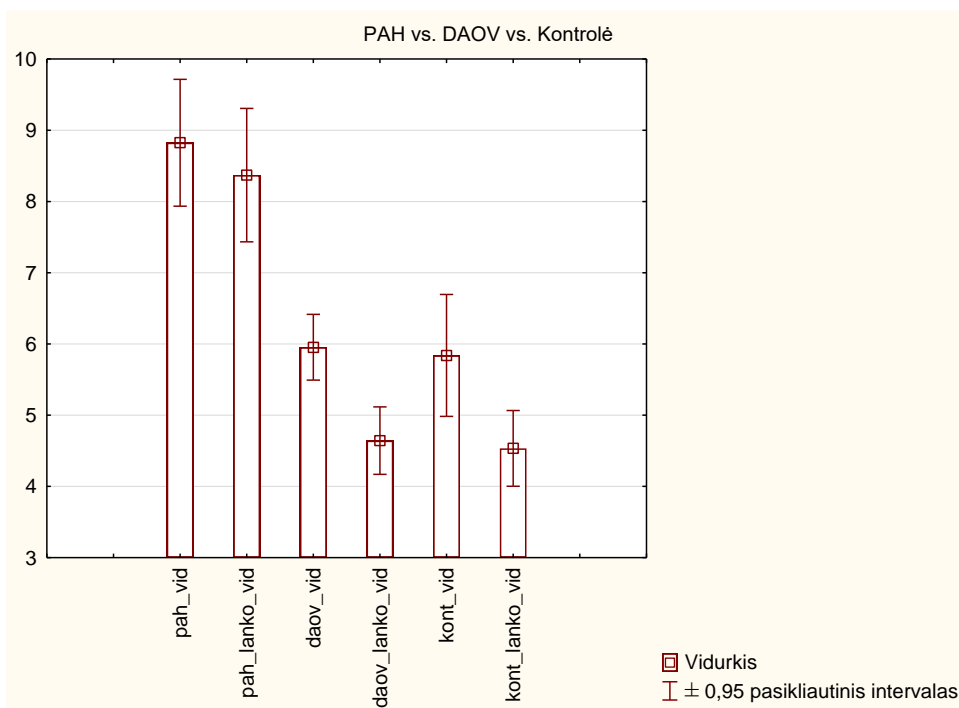
3.4 Ketvirtąjį uždavinio rezultatai.

Įvertinti aortos standumo diagnostikos galimybes MRT funkcinio metodu aortos patologijos (DAOV, AH) ir kontrolinės grupės pacientams.

Visų trijų tiriamųjų grupių pacientams buvo išmatuoti PBG, taikant abu ŠMRT metodus: 1) vienmomentinį matavimą aortos lanko ir 2) vertinant visos aortos PBG, matuojant kylančiosios ir pilvinės aortos prebifurkacinio segmento tūkmės parametrus. Gauti rezultatai pateikti 24 lentelėje ir 54 paveiksle.

Segmentas	PAH vs. DAOV vs. kontrolė				
	Imtis	Vidurkis	Min	Max	SN
pah_vid	46	8,82	4,32	17,18	3,00
pah_lanko_vid	46	8,37	3,67	17,65	3,15
daov_vid	40	5,95	4,28	9,42	1,44
daov_lanko_vid	40	4,64	2,42	7,85	1,48
kont_vid	40	5,84	4,07	13,08	2,45
kont_lanko_vid	40	4,53	2,30	8,67	1,52

24 lentelė. PBG aprašomoji statistika visose trijose tiriamųjų grupėse.



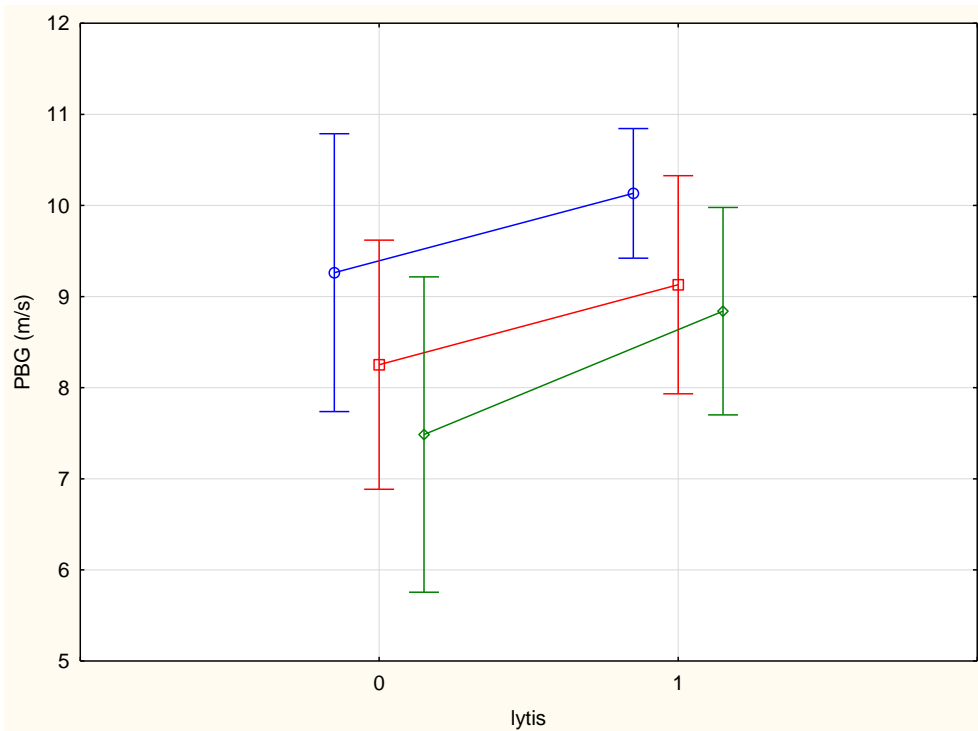
54 pav. PBG aprašomoji statistika visose trijose tiriamųjų grupėse, matuojant abiem ŠMRT metodais.

	T-testas (PAH vs. DAOV vs. kontrolė)								
	1 vidurkis	2 vidurkis	t	df	p	1 imtis	2 imtis	1 SN	2 SN
1 grupė vs. 2 grupė									
pah_vid vs. daov_vid	8,82	5,95	5,52	84	<0,01	46	40	2,99	1,44
pah_vid vs. kont_vid	8,82	5,83	4,74	78	<0,01	46	34	2,99	2,45
daov_vid vs. kont_vid	5,95	5,83	0,24	72	0,80	40	34	1,44	2,45

25 lentelė. PBG vidurkių palyginimas tarp tiriamųjų grupių. Statistiškai reikšmingi grupių PGB skirtumai pažymėti raudona spalva.

PBG matavimai tarp grupių: rezistentiškos hipertenzijos grupėje – $8,82 \pm 3$ m/s, DAOV – $5,95 \pm 1,4$ m/s, kontrolinėje grupėje – $5,84 \pm 2,45$ m/s. Nustatytas statistiškai patikimas PBG skirtumas (25 lentelė) tarp PAH grupės ir DAOV ($p < 0,01$) bei PAH ir kontrolinės grupės ($p < 0,01$). Statistiškai patikimo skirtumo tarp DAOV ir kontrolinės grupės nenustatyta. Tai gali būti paaiškinta tuo, kad PBG pokyčiai labiau priklauso nuo amžiaus negu nuo aortos ir AOV patologiinių pokyčių [12].

Visose trijose grupėse vyrų PBG buvo didesnis ($p < 0,01$) negu moterų (55 pav.). Šiuos duomenis patvirtina ir sveikos populiacijos tyrimai [115].



55 pav. MRT PBG matavimų vidurkiai pagal lytį. Visose trijose tiriamųjų grupėse vyrų (1 grupė) PBG nustatytas statistiškai patikimai didesnis ($p < 0,01$) negu moterų (0 grupė).

1 grupė vs. 2 grupė	T-testas (aortos visas ilgis)					
	1 grupės vidurkis	2 grupės vidurkis	t-reikšmė	p	1 SN	2 SN
PAH vs. DAOV	477,9	448,7	2,6	0,01	44,2	34,4
PAH vs. Kontrolė	477,9	420,9	5,0	0,001	44,2	36,0
DAOV Kontrolė vs.	448,7	420,9	2,8	0,006	34,4	36,0

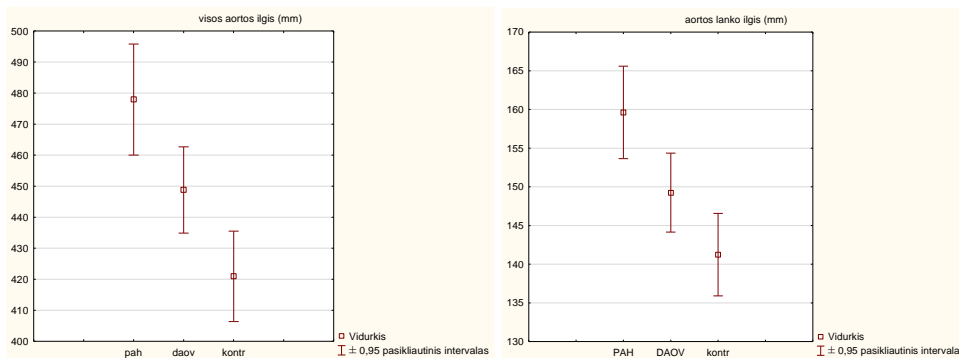
A

1 grupė vs. 2 grupė	T-testas (aortos lanko ilgis)					
	1 grupės vidurkis	2 grupės vidurkis	t-reikšmė	p	1 SN	2 SN
PAH vs. DAOV	159,63	149,26	2,72	0,009	14,80	12,63
PAH vs. Kontrolė	159,63	141,24	4,73	<0,001	14,80	13,21
Kontrolė vs. DAOV	141,24	149,26	-2,24	0,03	13,21	12,63

B

26 lentelė. Aortos ilgiai statistiškai reikšmingai ($p < 0,01$) skyrėsi visose trijose grupėse (A – visos aortos ilgis, B – aortos lanko ilgis).

Visos aortos ilgiai (56 pav.) statistiškai reikšmingai ($p < 0,01$) skyrėsi visose trijose grupėse (26 lentelė). PAH grupės didesnis aortos ilgis gali būti paaiškinamas aortos elastinių savybių praradimu su amžiumi dėl senėjimo proceso [106]. DAOV ir kontrolinės grupės aortos ilgių statistiškai reikšmingas skirtumas, tikėtina, yra todėl, kad DAOV pacientams aortos sienelės ir vožtuvo pakitimų atsiranda jaunesniame amžiuje negu TAV turintiems žmonėms [117].



A

B

56 pav. Aortos ilgių vidurkiaai visose trijose tiriamosiose grupėse (A – visa aorta, B – aortos lankas).

Segmentas	Tiriamųjų grupių maksimalūs aortos tėkmės greičiai skirtinguose segmentuose	
	Vidurkis (cm/s)	Standartinis nuokrypis
PAH_aa	178,58	33,73
PAH_des	182,87	37,27
PAH_abd	198,44	7,68
DAOV_aa	153,02	34,41
DAOV_des	185,37	43,07
DAOV_abd	198,75	7,09
Kontrolė_aa	176,13	24,46
Kontrolė_des	161,26	43,52
Kontrolė_abd	197,50	10,52

27 lentelė. Visų trijų grupių maksimalus aortos tėkmės greitis abdominalinėje aortoje (abd) buvo beveik identiškas. Kitų segmentų – kylančiosios aortos (aa) ir nusileidžiančiosios aortos (des) – greičiai skiriasi daugiau.

Matuojant aortos tėkmės greičius skirtinguose aortos segmentuose, buvo nustatytas atsitiktinis radinys – visų trijų grupių pacientų vidutinis aortos tėkmės greitis nusileidžiančiojoje aortoje buvo beveik identiškas (~1,97–1,99 m/s). Be to, šiame segmente pastebimas daug mažesnis standartinis nuokrypis (~7,09–7,68) negu likusiuose aortos segmentuose (27 lentelė).

4. REZULTATŲ APTARIMAS IR DISKUSIJA

Atlikus aortos segmentų matavimus 6 mėn. intervalu, PAH grupėje buvo nustatytas labai didelis matavimų atkartojamumas tiek tiriant su k/m, tiek ir bekontrastiniais metodais. Nors visų segmentų matavimai labai stipriai ir statistiškai patikimai ($p < 0,05$) koreliavo taikant 3D-MRA su k/m metodu (aortos sinusų srityje $R = 0,92$, kylančiojoje aortoje $R = 0,92$, aortos lanke $R = 0,93$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,83$, diafragminėje aortos dalyje $R = 0,91$), tačiau stipriausia koreliacija nustatyta taikant „šviesaus kraujo“ sekų metodiką (aortos sinusų srityje $R = 0,94$, kylančiojoje aortoje $R = 0,94$, aortos lanke $R = 0,94$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,93$, diafragminėje aortos dalyje $R = 0,94$). Šie duomenys atitinka M. S. Krishnam'o et al. atliktos studijos rezultatus [24], kai, ištyrus 50 pacientų, nebuvo nustatyta didesnio MRA su k/m ir „šviesaus kraujo“ sekų aortos segmentų matavimų skirtumo. I. Koktzoğlu et al. [70], atlikę tyrimą, nustatė, kad matavimų tikslumas aortos sinusų srityje „šviesaus kraujo“ sekose nusileidžia MRA su k/m, tačiau disertacijoje pristatytam tyrimui taikyta „šviesaus kraujo“ metodika atskleidė gerus atkartojamumo rezultatus visuose segmentuose.

Taikant „tamsaus kraujo“ sekų matavimus, prasčiausia koreliacija nustatyta aortos sinusų (kaip ir I. Koktzoğlu et al. [70] studijoje) ir diafragminiame segmentuose: aortos sinusų srityje $R = 0,88$, kylančiojoje aortoje $R = 0,95$, aortos lanke $R = 0,96$, nusileidžiančiojoje aortoje $R = 0,93$, diafragminėje aortos dalyje $R = 0,87$ ($p < 0,05$). Minėtina, kad aortos maksimalių segmentinių diametrų matavimai įprastinėse ašinėse kūno plokštumose (kaip siūloma pagal disertacijoje pateiktą metodiką) yra paprastesni nepatyrusiam tyrėjui ir tinka plačiai rutiniškai taikyti, be to, jie statistiškai nereikšmingai skiriasi nuo „aukso standarto“ (MRA su kontrastine medžiaga) ir juos taikant pasiekiami geri atkartojamumo rezultatai TAOV grupėje.

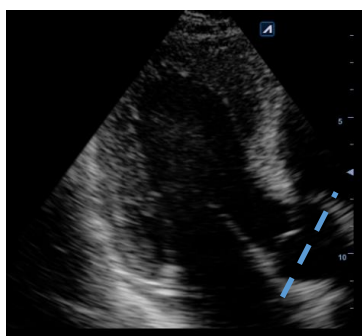
Iš gautų rezultatų matyti, kad, nors „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekos tarpusavyje koreliavo stipriai ir statistiškai patikimai, kiek geresnis atkartojamumas nustatytas „šviesaus kraujo“ sekų atveju. Taigi, matuojant aortos segmentinius matmenis TAOV atveju be kontrastinės medžiagos, rekomenduotina naudoti „šviesaus kraujo“ sekas.

Nuo 2017 m. liepos 20 d. Europos sąjungoje ir Lietuvoje nebenaudojami gadolinio turintys linijiniai MRT kontrastiniai preparatai [7]. Nustatytas linijinių kontrastinių preparatų deponavimas galvos smegenyse, todėl nuo 2017 m. aortos (kaip ir kitų sričių) MRT be kontrastinės medžiagos tyrimas įgauna dar didesnę klinikinę prasmę. Disertacijos rezultatai turi praktinę vertę, todėl, jais remiantis, siūlytina Lietuvoje rutininiais atvejais aortos segmentų maksimalių matavimų vertinimui taikyti bekontrastinį MRT metodą, naudojant „šviesaus kraujo“ ŠMRT sekas.

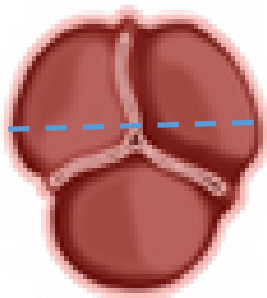
Bekontrastė MRT 3D-SSFP su EKG sinchronizacija tyrimo metu negalėjo būti taikoma dėl techninių galimybių. Ši seka vis plačiau taikoma pasaulyje, gerėjant

naujų ŠMRT metodų prieinamumui dėl aparatinės bazės atnaujinimo, tačiau Lietuvoje bekontrastė MRT 3D-SSFP su EKG sinchronizacija dar nėra taikoma. Manytina, kad disertacijoje pristatytas atliktas tyrimas padės sumažinti Lietuvoje atliekamų aortos angiografijų su kontrastine medžiaga skaičių, kol artimiausią dešimtmetį, tikėtina, ir Lietuvoje bus pereita prie bekontrastinių 3D angiografijų ir 3D tėkmės bei PGB aortoje matavimų.

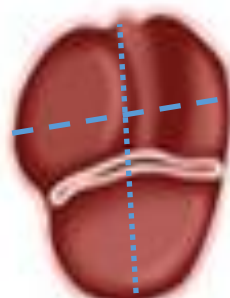
DAOV grupėje aortos kontrastiniai ir bekontrastiniai matavimai silpniausiai koreliavo aortos sinusų srityje. Tai gali būti paaiškinama tiek fiziologine aortos šaknies pulsacija (ypač jeigu netaikoma EKG sinchronizacija), tiek ir nustatyto dideliu neatitikimu tarp ŠUG ir ŠMRT matavimų dėl DAOV sinusų asimetrijos. Renkant pirminius tyrimo duomenis ir matuojant DAOV sinusų matmenis ŠMRT ir ŠUG metodais, nustatytas ryškus rezultatų neatitikimas. Išanalizavus priežastis, nustatyta, kad skirtumas labiausiai tikėtinas dėl matavimo metodikų skirtumo. Mažiausias ŠMRT ir didžiausias AS matmuo nustatomi vertinant MPR būdu rekonstruotą trumposios ašies vaizdą, o ŠUG rutiniškai AS vertinamas iš trijų kamerų vaizdo, kurio plokštuma dažniausiai sutampa su mažesniojo AS matmeniu (žr. 57 pav.). Nustačius ŠUG metodikos trūkumus, VUL SK vaikų ir suaugusiųjų širdies įgimtų ydų specialistai atsižvelgė į nustatytus metodikų skirtumus ir pradėjo visais (DAOV ir įprastinio triburio AOV) atvejais AS matmenis nustatyti išsivesdmi trumposios ašies vaizdą, atitinkantį ŠMRT rekonstrukcijos plokštumą (58 pav.).



A



B



C

57 pav. ŠUG 3K matmuo ir ašinis matmuo vs. ŠMRT. A – trijų kamerų apikalinis ŠUG vaizdas, punktyrine linija pažymėta įprastinė AO sinusų diametro matavimo vieta ir kryptis. B – schematinis ŠUG krypties vaizdas, matuojant AO sinusus trumpojoje ašyje. C – DAOV atveju parodyta įprastinė ŠUG matavimo kryptis trijų kamerų apikaliniam vaizde (A) ir maksimalaus diametro nustatymas ŠMRT metodu (taškuota linija).

Pastabos	Ao sinusai trumpoj a. 4,0 x 3,0cm
	PA kamienas 3,0cm
Išvados: Aov anomalija. Nedidelio laipsnio Aov nesandarumas. Išplėsta Kyl.Ao,Ao sinusų aneurizmatinis išsiplėtimas. Išplėsta PA. Pav nesandarumas. Mv anomalija. Mv nesandarumas.	

58 pav. DAOV ŠUG tyrimo išvada. Nustačius UG metodikos trūkumus, VUL SK vaikų ir suaugusiųjų širdies įgimtų ydų specialistai atsižvelgė į nustatytus metodikų skirtumus ir pradėjo matuoti DAOV ir įprastinio triburio AOV atvejais AS matmenis, išsivesdami trumposios ašies vaizdą, atitinkantį ŠMRT rekonstrukcijos plokštumą.

Išanalizavus ŠUG ir ŠMRT tyrimų aortos matavimus, gauti šie rezultatai: PAH grupėje ŠUG aortos sinusų matavimai stipriausiai koreliavo su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,9$, $p < 0,05$, 34 pav.), silpniau su 3D MRA su k/m ($R = 0,88$, $p < 0,05$, 35 pav.). Mažiausia koreliacija fiksuota su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,83$, $p < 0,05$, 36 pav.). 2D „tamsaus kraujo“ sekos dažniausiai naudojamos kaip papildoma priemonė širdies ir didžiųjų širdies kraujagyslių sienelės morfologijai įvertinti [71], tačiau, atliekant disertacijoje pristatomą tyrimą, pastebėta, kad, esant sienelės pulsacijai, „tamsaus kraujo“ sekose sunkiau negu „šviesaus kraujo“ sekose įvertinti tikrąją sienelių padėtį. Tai viena iš pagrindinių priežasčių, kodėl disertacijoje aprašyti „šviesaus kraujo“ sekų tyrimo rezultatai daugeliu atvejų yra geresni, palyginti su „tamsaus kraujo“ sekomis.

ŠUG kylančiosios aortos matavimai stipriausiai ir vienodai koreliavo tiek su „šviesaus kraujo“ sekomis, tiek su 3D MRA su k/m ($R = 0,86$, $p < 0,05$, 38 ir 39 pav.). Minimaliai mažesnė, bet stipresnė koreliacija pastebėta matavimuose su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,85$, $p < 0,05$, 40 pav.). Iš gautų rezultatų matyti, kad stipriausia koreliacija PAH grupėje nustatyta tarp ŠUG ir „šviesaus kraujo“ sekų. Ši tendencija buvo nustatyta tiek tarp skirtingų ŠMRT sekų (lyginant sekas su k/m ir be jos), tiek ir tarp skirtingų metodikų (ŠMRT r ŠUG), todėl, matuojant aortos segmentinius matmenis TAOV atveju be kontrastinės medžiagos, rekomenduotume naudoti būtent šias sekas.

DAOV grupėje aortos sinusų ŠUG matavimai stipriausiai koreliavo su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,86$, $p < 0,05$, 42 pav.), silpniau su 3D MRA su k/m ($R = 0,80$, $p < 0,05$, 43 pav.). Mažiausia koreliacija buvo su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,77$, $p < 0,05$, 44 pav.). Kylančiosios aortos ŠUG matavimai DAOV grupėje stipriausiai koreliavo (21 lentelė) su 3D MRA su k/m ($R = 0,70$, $p < 0,05$, 46 pav.), kiek silpniau su „tamsaus kraujo“ sekomis ($R = 0,68$, $p < 0,05$, 47 pav.), mažiausiai – su „šviesaus kraujo“ sekomis ($R = 0,60$, $p < 0,05$, 50 pav.). Iš gautų rezultatų matyti, kad mažiausia koreliacija DAOV grupėje (skirtingai nuo PAH) nustatyta tarp ŠUG ir „šviesaus kraujo“ sekų tiek aortos sinusų, tiek ir kylančiosios aortos matavimo atvejais. Kai kurių tyrėjų duomenimis [49, 50, 94], būtent šia seka pakartotinai atlikti aortos diametro matavimai yra patys tiksliausi dėl puikaus

kontrasto tarp aortos sienelės ir plaučių, tačiau ši tendencija buvo stebėta tik DAOV grupėje.

Analizuojant disertacijoje pristatyto tyrimo rezultatus, nustatyta, kad ŠUG matavimų rezultatai varijavo labiau negu ŠMRT tyrimų duomenys. ŠUG matavimai buvo atlikti skirtingų tyrėjų, todėl, manytina, kad tyrimo atlikimo metodikos, tyrėjų patirties skirtybės galėjo lemti ir gautų matavimų rezultatų variaciją.

Aplanacinės tonometrijos ir ŠMRT PBG matavimai aortos lanke koreliavo silpnai, bet statistiškai patikimai (50 pav., $R = 0,35$, $P < 0,05$). Pagal linijinės regresijos lygtį, atliekant disertacijoje pristatomą tyrimą, nustatyta, kad $PBG_AT = (PBG_MRT - 3,5768) / 0,48753$ ($R = 0,354$, $P < 0,05$). Statistiškai patikimos koreliacijos tarp PBG nustatymo visoje aortoje ir AT negauta ($R = 0,225961$, $P > 0,05$), tačiau PBG nustatymas ŠMRT metodu aortos lanke ir visoje aortoje tarpusavyje koreliavo statistiškai patikimai (51 pav., $R = 0,306$, $P < 0,05$). PBG aortos lanke nustatomas vieno skenavimo metu, todėl, kaip ir minėta darbe, šis matavimo metodas yra tikslesnis negu PBG nustatymas visoje aortoje. PBG nustatymo visoje aortoje metodas laiko intervalą nustato pagal kraujo tėkmės kreives, registruotas iš dviejų atskirų sekvencinių skenavimų, kas, tikėtina, pakankamai smarkiai padidina paklaidą nustatant vienmomentinę tėkmės kreivę. Taigi PBG nustatymo visoje aortoje metodu gautam rezultatui būdingos pakankamai didelės aparatinės paklaidos.

AT PBG matavimai statistiškai patikimai koreliavo su pacientų amžiumi (53 pav., $R = 0,354$, $P < 0,05$). Tai patvirtina J. Doupis'o et al. [100] paskelbtus tyrimo rezultatus.

Atlikta Blando ir Altmano analizė (52 pav.) parodė, kad bendras PBG matavimų vidurkis tarp AT ir ŠMRT aortos lanke buvo 1,46 m/s didesnis, taikant AT metodiką. Jehill'o D. Parikh'o et al. studijoje [106] paskelbti duomenys labai panašūs į disertacijoje pristatomo tyrimo rezultatus. Tyrėjų nustatytos PBG vertės, išmatuotos ŠMRT metodu, buvo mažesnės negu gautos AT metodu. Disertacijoje pristomo tyrimo ŠMRT PBG vertės vidutiniškai buvo 1,4 m/s mažesnės, palyginti su aprašytomis J. D. Parikh'o et al. studijoje (1,6 m/s), o tai labai primena AT ir ŠMRT metodų skirtumą.

ŠMRT metodu matuojant PBG rezistentiškos hipertenzijos grupėje, DAOV ir kontrolinėje grupėse, nustatytas statistiškai patikimas PBG skirtumas ($p < 0,01$, 25 lentelė) tarp PAH grupės, DAOV bei PAH ir kontrolinės grupių. Statistiškai patikimo skirtumo tarp DAOV ir kontrolinės grupės nenustatyta. Tai gali būti paaiškinta tuo, kad PBG pokyčiai labiau priklauso nuo amžiaus negu nuo aortos ir AOV patologiinių pokyčių [12]. Taip pat visose trijose grupėse vyrų PBG buvo statistiškai patikimai didesnis ($p < 0,01$) negu moterų (55 pav.). Pastaruosius duomenis patvirtina ir sveikos populiacijos tyrimai [115].

Disertacijoje pristatomo atlikto tyrimo metu taip pat buvo išmatuoti tikslūs antropometriniai visos aortos ilgiai ŠMRT metodu. Visos aortos ilgiai statistiškai reikšmingai ($p < 0,01$) skyrėsi visose trijose grupėse (26 lentelė). Didesni PAH grupės aortos ilgio rodikliai gali būti paaiškinami aortos elastinių savybių praradimu su

amžiumi dėl senėjimo proceso [106]. DAOV ir kontrolinės grupės aortos ilgių statistiškai reikšmingas skirtumas, tikėtina, yra todėl, kad DAOV pacientams aortos sienelės ir vožtuvo pakitimų bei aortos ilgėjimas atsiranda jaunesniame amžiuje negu TAV turintiems žmonėms [117].

Matuojant aortos tėkmės greičius skirtinguose aortos segmentuose, buvo nustatytas atsitiktinis radinys – visų trijų grupių pacientų vidutinis aortos tėkmės greitis nusileidžiančiojoje aortos buvo beveik identiškas (~1,97–1,99 m/s). Be to, šiame segmente pastebimas daug mažesnis standartinis nuokrypis (~7,09–7,68) negu likusiuose aortos segmentuose. Šis įdomus radinys predisponuoja hipotezę, kad galbūt, nepriklausomai nuo aortos standumo ir kitų hemodinamikos rodiklių, aortos tėkmė distalinėje dalyje susivienodina iki ~2 m/s. Literatūroje neradome darbų (*in vivo* ar *in vitro*), kurie paaikšintų tokio kraujo tėkmės greičio suvienodėjimą, todėl tai galėtų būti naujų mokslinių studijų objektas.

4.1 Tyrimo trūkumai

1. 3D MRA atlikta be EKG sinchronizacijos (techniniai aparatūros apribojimai neleido pritaikyti 3D-MRA ar 3D-SSFP su EKG sinchronizacija), todėl galimos nedidelės 3D MRA (kaip „aukso standarto“ tyrimo) matavimų paklaidos, kurios sumažina „tamsaus kraujo“ ir „šviesaus kraujo“ sekų palyginimo su 3D MRA duomenimis patikimumą.
2. ŠUG matavimai buvo atlikti ne vieno tyrėjo, todėl ŠUG matavimų rezultatai labiau varijavo negu ŠMRT tyrimų duomenys.

5. IŠVADOS

1. Taikant nekontrastines magnetinio rezonanso tomografijos sekas, patikimiausiai iš visų aortos segmentų galima įvertinti kylančiosios aortos matmenis. Dėl tikslesnių (palyginti su „aukso standartu“ – magnetinio rezonanso angiografija su kontrastine medžiaga) tyrimo rezultatų pirmumo pasirinkimas būtų taikyti „šviesaus kraujo“ sekas.
2. Visi aortos sinusų ir kylančiosios dalies magnetinio rezonanso tomografijos matavimų rezultatai stipriau koreliavo tarpusavyje negu su ultragarsinio tyrimo matavimais ir triburio, ir dviburio aortos vožtuvo atveju. Galima teigti, kad aortos sinusų ir kylančiosios dalies matavimai ultragarsu diagnostiniu tikslumu nusileidžia tiek kontrastinei magnetinio rezonanso angiografijai, tiek ir bekontrastinėms sekoms.
3. Pulsinės bangos greičio matavimai magnetinio rezonanso tomografijos metodu yra tiksliausi aortos lanke. Duomenys statistiškai patikimai koreliuoja su rezultatais, gautais matuojant pulsinės bangos greitį aplanacinės tonometrijos metodu su nustatytu 1,46 m/s aparatinio skirtumu. Taigi magnetinio rezonanso tomografijos aortos lanko pulsinės bangos greičio matavimo metodika laikytina alternatyva aplanacinės tonometrijos tyrimui.
4. Pulsinės bangos greičio skirtumai tiriamosiose grupėse statistiškai patikimai nustatyti širdies magnetinio rezonanso tomografijos metodika. Gauti rezultatai atspindi amžiaus, lyties ir patologinius standumo pokyčius aortoje, todėl galima teigti, kad pateikta metodika taikytina pulsinės bangos greičiui nustatyti tiek sveikos populiacijos, tiek ir aortopatiją turinčių pacientų aortos standumui įvertinti.

6. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS

1. Aortos maksimaliems matmenims nustatyti ir sekti, vietoj kompiuterinės tomografijos ar nesant galimybei atlikti širdies ultragarsą, rekomenduojama rutiniškai taikyti magnetinio rezonanso tomografijos tyrimą pagal disertacijoje pristatomą sukurta ir aprašytą metodiką (žr. „3.3.1. Širdies ir aortos magnetinio rezonanso tomografijos protokolas“), pirmenybę teikiant „šviesaus kraujo“ bekontrastinei metodikai.
2. Magnetinio rezonanso tomografijos bekontrastinę metodiką rekomenduojama taikyti pulsinės bangos greičiui nustatyti aortos lanke kaip alternatyvą aplanacinės tonometrijos tyrimui.
3. Dviburio aortos vožtuvo matmenis rekomenduojama vertinti trumposios ašies vaizduose visose vaizdinėse metodikose, siekiant išvengti matavimų netikslumo dėl įgimtos sinusų asimetrijos.

7. LITERATŪRA

1. Green DB, Palumbo MC, Lau C. Imaging of Thoracoabdominal Aortic Aneurysms. *J Thorac Imaging* 2018.
2. Takehara Y, Yamashita S, Sakahara H, Masui T, Isoda H. Magnetic Resonance Angiography of the Aorta. *Ann Vasc Dis.* 2011; 4(4): 271–285.
3. Valevičienė N., Glaveckaitė S., Palionis D. Įgimtų širdies ydų diagnostika magnetinio rezonanso tomografijos metodu. Vilnius: Vilniaus universiteto leidykla, 2016.
4. Yoshioka K, Tanaka R. MRI and MRA of Aortic Disease. *Ann Vasc Dis.* 2010; 3(3): 196–201.
5. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Gruettner H, Trauzeddel RF, Greiser A, Schulz-Menger J. Comparison of native high-resolution 3D and contrast-enhanced MR angiography for assessing the thoracic aorta. *Eur Heart J - Cardiovasc Imaging.* 2014; 15(6): 651–658.
6. MRI in the assessment of congenital heart disease [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://appliedradiology.com/articles/mri-in-the-assessment-of-congenital-heart-disease>>.
7. European Medicines Agency – PRAC concludes assessment of gadolinium agents used in body scans and recommends regulatory actions, including suspension for some marketing authorisations [Internet]. [Cited 2017 Mar 25]. Available from: <http://www.ema.europa.eu/ema/index.jsp?curl=pages/news_and_events/news/2017/03/news_detail_002708.jsp&mid=WC0b01ac058004d5c1%C2%A0>.
8. Veldhoen S, Behzadi C, Lenz A, Henes FO, Rybczynski M, von Kodolitsch Y, et al. Non-contrast MR angiography at 1.5 Tesla for aortic monitoring in Marfan patients after aortic root surgery. *J Cardiovasc Magn Reson* 2017; 19. Available from: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5661928/>>.
9. Blankholm AD, Ringgaard S. Non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography: techniques and applications. *Expert Rev Cardiovasc Ther.* 2012; 10(1): 75–88.
10. van der Geest RJ, Garg P. Advanced Analysis Techniques for Intra-cardiac Flow Evaluation from 4D Flow MRI. *Curr Radiol Rep* 2016; 4. Available from: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4875115/>>
11. Gender specific patterns of age-related decline in aortic stiffness: a cardiovascular magnetic resonance study including normal ranges. PubMed – NCBI [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25827408>>.
12. Dogui A, Redheuil A, Lefort M, DeCesare A, Kachenoura N, Herment A, et al. Measurement of aortic arch pulse wave velocity in cardiovascular MR: Comparison of transit time estimators and description of a new approach. *J Magn Reson Imaging.* 2011; 33(6): 1321–1329.

13. Bernhardt P, Rodewald C, Seeger J, Gonska B, Buckert D, Radermacher M, et al. Non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography is equal to contrast-enhanced multislice computed tomography for correct aortic sizing before transcatheter aortic valve implantation. *Clin Res Cardiol*. 2016; 105(3): 273–278.
14. Müller-Eschner M, Müller T, Biesdorf A, Wörz S, Rengier F, Böckler D, et al. 3D morphometry using automated aortic segmentation in native MR angiography: an alternative to contrast enhanced MRA? *Cardiovasc Diagn Ther*. 2014; 4(2): 80–87.
15. Malik SB, Chen N, Parker RA, Hsu JY. Transthoracic Echocardiography: Pitfalls and Limitations as Delineated at Cardiac CT and MR Imaging. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc*. 2017; 37(2): 383–406.
16. Kumamaru KK, Hoppel BE, Mather RT, Rybicki FJ. CT Angiography: Current Technology and Clinical Use. *Radiol Clin North Am*. 2010; 48(2): 213–235.
17. Saeed M, Van TA, Krug R, Hetts SW, Wilson MW. Cardiac MR imaging: current status and future direction. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2015; 5(4): 290–310.
18. CT and MR Angiography: Comprehensive Vascular Assessment. *Radiology*. 2010; 256(3): 713.
19. CT Angiography May Help Reduce Costs [Internet]. *Imaging Technology News*. 2011 [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.itnonline.com/article/ct-angiography-may-help-reduce-costs>>.
20. Pfeiffer MP, Biederman RWW. Cardiac MRI: A General Overview with Emphasis on Current Use and Indications. *Med Clin North Am*. 2015; 99(4): 849–861.
21. Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging – Incremental Value in a Series of 361 Patients Demonstrating Cost Savings and Clinical Benefits: An Outcome-Based Study [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5439571/>>.
22. Ntsinjana HN, Hughes ML, Taylor AM. The Role of Cardiovascular Magnetic Resonance in Pediatric Congenital Heart Disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2011; 13(1): 51.
23. Nielsen J-F, Nayak KS. Interleaved balanced SSFP imaging: artifact reduction using gradient waveform grouping. *J Magn Reson Imaging JMRI* 2009; 29(3): 745–750.
24. Krishnam MS, Tomasian A, Malik S, Desphande V, Laub G, Ruehm SG. Image quality and diagnostic accuracy of unenhanced SSFP MR angiography compared with conventional contrast-enhanced MR angiography for the assessment of thoracic aortic diseases. *Eur Radiol*. 2010; 20(6): 1311–1320.
25. Tao W, Shen Y, Guo L, Bo G. Role of non-contrast balanced steady-state free precession magnetic resonance angiography compared to contrast-enhanced magnetic resonance angiography in diagnosing renal artery stenosis: a meta-analysis. *Chin Med J (Engl)* 2014; 127(19): 3483–3490.

26. Sherrah AG, Vallely MP, Grieve SM, Jeremy RW, Hendel PN, Puranik R. Clinical utility of magnetic resonance imaging in the follow-up of chronic aortic type B dissection. *Heart Lung Circ.* 2014; 23(7): 157–159.
27. Park K-H, Chung S, Kim DJ, Kim JS, Lim C. Natural history of moderately dilated tubular ascending aorta: implications for determining the optimal imaging interval. *Eur J Cardio-Thorac Surg Off J Eur Assoc Cardio-Thorac Surg.* 2017.
28. The anatomy of the sinus of Valsalva [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC472125/>>.
29. Milewicz DM, Guo D-C, Tran-Fadulu V, Lafont AL, Papke CL, Inamoto S, et al. Genetic basis of thoracic aortic aneurysms and dissections: focus on smooth muscle cell contractile dysfunction. *Annu Rev Genomics Hum Genet.* 2008; 9: 283–302.
30. Aronberg DJ, Glazer HS, Madsen K, Sagel SS. Normal Thoracic Aortic Diameters by Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 1984; 8(2): 247–250.
31. Aronberg DJ, Glazer HS, Madsen K, Sagel SS. Normal thoracic aortic diameters by computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 1984; 8(2): 247–250.
32. Gray H. *Anatomy of the human body.* 1985.
33. Hager A, Kaemmerer H, Rapp-Bernhardt U, Blücher S, Rapp K, Bernhardt TM, et al. Diameters of the thoracic aorta throughout life as measured with helical computed tomography. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2002; 123(6): 1060–1066.
34. Roman MJ, Devereux RB, Kramer-Fox R, O’Loughlin J. Two-dimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults. *Am J Cardiol.* 1989; 64(8): 507–512.
35. Hannuksela M, Lundqvist S, Carlberg B. Thoracic aorta – dilated or not? *Scand Cardiovasc J* 2006; 40(3): 175–178.
36. Kaiser T, Kellenberger CJ, Albisetti M, Bergsträsser E, Valsangiacomo Buechel ER. Normal values for aortic diameters in children and adolescents – assessment *in vivo* by contrast-enhanced CMR-angiography. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008; 10(1): 56.
37. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE Jr, Eagle KA, Hermann LK, Isselbacher EM, Kazerooni EA, Kouchoukos NT, Lytle BW, Milewicz DM, Reich DL, Sen S, Shinn JA, Svensson LG, Williams DM. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM guidelines for the diagnosis and management of patients with Thoracic Aortic Disease: a report of the American College of Cardiology Foundation / American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic

- Surgeons, and Society for Vascular Medicine. *Circulation* 2010; 121(13): 266–369.
38. Litmanovich D, Bankier AA, Cantin L, Raptopoulos V, Boiselle PM. CT and MRI in Diseases of the Aorta. *Am J Roentgenol.* 2009; 193(4): 928–940.
 39. Yu T, Zhu X, Tang L, Wang D, Saad N. Review of CT angiography of aorta. *Radiol Clin North Am.* 2007; 45(3): 461–483.
 40. Crawford ES, DeNatale RW. Thoracoabdominal aortic aneurysm: observations regarding the natural course of the disease. *J Vasc Surg.* 1986; 3(4): 578–582.
 41. Bonser RS, Pagano D, Lewis ME, Rooney SJ, Guest P, Davies P, et al. Clinical and patho-anatomical factors affecting expansion of thoracic aortic aneurysms. *Heart Br Card Soc.* 2000; 84(3): 277–283.
 42. Coady MA, Rizzo JA, Hammond GL, Mandapati D, Darr U, Kopf GS, et al. What is the appropriate size criterion for resection of thoracic aortic aneurysms? *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1997; 113(3): 476–491; discussion: 489–491.
 43. Elefteriades JA. Natural history of thoracic aortic aneurysms: indications for surgery, and surgical versus nonsurgical risks. *Ann Thorac Surg.* 2002; 74(5): 1877–1880; discussion: 1892–1898.
 44. Prince MR, Narasimham DL, Jacoby WT, Williams DM, Cho KJ, Marx MV, et al. Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the thoracic aorta. *AJR Am J Roentgenol.* 1996; 166(6): 1387–1397.
 45. Krinsky GA, Rofsky NM, DeCorato DR, Weinreb JC, Earls JP, Flyer MA, et al. Thoracic aorta: comparison of gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography with conventional MR imaging. *Radiology* 1997; 202(1): 183–193.
 46. Neimatallah MA, Ho VB, Dong Q, Williams D, Patel S, Song JH, et al. Gadolinium-enhanced 3D magnetic resonance angiography of the thoracic vessels. *J Magn Reson Imaging JMRI* 1999; 10(5): 758–770.
 47. Potthast S, Mitsumori L, Stanescu LA, Richardson ML, Branch K, Dubinsky TJ, et al. Measuring aortic diameter with different MR techniques: comparison of three-dimensional (3D) navigated steady-state free-precession (SSFP), 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography (CE-MRA), 2D T2 black blood, and 2D cine SSFP. *J Magn Reson Imaging JMRI* 2010; 31(1): 177–184.
 48. Cigarroa JE, Isselbacher EM, DeSanctis RW, Eagle KA. Diagnostic imaging in the evaluation of suspected aortic dissection. Old standards and new directions. *N Engl J Med.* 1993; 328(1): 35–43.
 49. Sakamoto I, Sueyoshi E, Uetani M. MR Imaging of the Aorta. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2010; 18(1): 43–55.
 50. Russo V, Renzulli M, La Palombara C, Fattori R. Congenital diseases of the thoracic aorta. Role of MRI and MRA. *Eur Radiol.* 2006; 16(3): 676–84.
 51. Grobner T, Prischl FC. Gadolinium and nephrogenic systemic fibrosis. *Kidney Int.* 2007; 72(3): 260–264.
 52. Ray JC, Burger C, Mergo P, Safford R, Blackshear J, Austin C, et al. Pulmonary arterial stiffness assessed by cardiovascular magnetic resonance imaging is a

- predictor of mild pulmonary arterial hypertension. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2018.
53. Scott LJ. Gadobutrol: A Review in Contrast-Enhanced MRI and MRA. *Clin Drug Investig*. 2018.
 54. Lehrman ED, Plotnik AN, Hope T, Saloner D. Ferumoxytol-enhanced MRI in the peripheral vasculature. *Clin Radiol*. 2018.
 55. Ibrahim MA, Dublin AB. Magnetic Resonance Imaging (MRI), Gadolinium. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2018. Available from: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482487/>>.
 56. See TC, Patterson AJ, Hilliard NJ, Soh E, Winterbottom AP, Patterson I, et al. Gadofosveset-enhanced thoracic MR venography: a comparative study evaluating steady state imaging versus conventional first-pass time-resolved dynamic imaging. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987. 2018; 59(4): 418–424.
 57. Bak SH, Roh HG, Moon W-J, Choi JW, An HS. Appropriate Minimal Dose of Gadobutrol for 3D Time-Resolved MRA of the Supra-Aortic Arteries: Comparison with Conventional Single-Phase High-Resolution 3D Contrast-Enhanced MRA. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2017; 38(7): 1383–1390.
 58. Chiang C-H, Tseng Y-C, Chen A-C, Huang Y-L, Chen DY-T, Chen C-J, et al. In vitro comparison of intracranial stent visibility using various concentrations of gadolinium contrast agent under 1.5 T and 3 T MR angiography. *J Neurointerventional Surg*. 2017; 9(4): 399–404.
 59. Mukundan S, Steigner ML, Hsiao L-L, Malek SK, Tullius SG, Chin MS, et al. Ferumoxytol-Enhanced Magnetic Resonance Imaging in Late-Stage CKD. *Am J Kidney Dis Off J Natl Kidney Found*. 2016; 67(6): 984–988.
 60. Sodickson DK, McKenzie CA, Li W, Wolff S, Manning WJ, Edelman RR. Contrast-enhanced 3D MR angiography with simultaneous acquisition of spatial harmonics: A pilot study. *Radiology*. 2000; 217(1): 284–289.
 61. Lohan DG, Krishnam M, Saleh R, Tomasian A, Finn JP. MR imaging of the thoracic aorta. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2008; 16(2): 213–234.
 62. Patel N, Kolakalapudi P, Arora G. Contrast – in cardiac magnetic resonance imaging. *Echocardiogr Mt Kisco N*. 2018; 35(3): 401–409.
 63. Bolus tracking – an overview | ScienceDirect Topics [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/bolus-tracking>>.
 64. Iyama Y, Nakaura T, Yokoyama K, Kidoh M, Utsunomiya D, Oda S, et al. Comparison of the Timing of Hepatic Arterial Phase and Image Quality Using Test-Bolus and Bolus-Tracking Techniques in Gadolinium-Ethoxybenzyl-Diethylenetriamine Pentaacetic Acid-Enhanced Hepatic Dynamic Magnetic Resonance Imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2017; 41(4): 638–643.
 65. Nacif MS, Arai AE, Lima JA, Bluemke DA. Gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance: administered dose in relationship to united

- states food and drug administration (FDA) guidelines. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2012; 14(1): 18.
66. Softways. MRI Database : Multiplanar Reconstruction [Internet]. [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&db=Multiplanar%20Reconstruction>>.
 67. Absolute Contraindications [Internet]. UCSF Radiology. 2016 [Cited 2018 Jul 23]. Available from: <<https://radiology.ucsf.edu/patient-care/patient-safety/mri/absolute-contraindications>>.
 68. Arpasi PJ, Bis KG, Shetty AN, White RD, Simonetti OP. MR Angiography of the Thoracic Aorta with an Electrocardiographically Triggered Breath-Hold Contrast-enhanced Sequence. *RadioGraphics*. 2000; 20(1): 107–120.
 69. François CJ, Tuite D, Deshpande V, Jerecic R, Weale P, Carr JC. Unenhanced MR angiography of the thoracic aorta: initial clinical evaluation. *AJR Am J Roentgenol*. 2008; 190(4): 902–906.
 70. Koktzoglou I, Kirpalani A, Carroll TJ, Li D, Carr JC. Dark-blood MRI of the thoracic aorta with 3D diffusion-prepared steady-state free precession: initial clinical evaluation. *AJR Am J Roentgenol*. 2007; 189(4): 966–972.
 71. Simonetti OP, Finn JP, White RD, Laub G, Henry DA. “Black blood” T2-weighted inversion-recovery MR imaging of the heart. *Radiology*. 1996; 199(1): 49–57.
 72. Wertman R, Altun E, Martin DR, Mitchell DG, Leyendecker JR, O’Malley RB, et al. Risk of nephrogenic systemic fibrosis: evaluation of gadolinium chelate contrast agents at four American universities. *Radiology* 2008 Sep; 248(3): 799–806.
 73. Altun E, Martin DR, Wertman R, Lugo-Somolinos A, Fuller ER, Semelka RC. Nephrogenic systemic fibrosis: change in incidence following a switch in gadolinium agents and adoption of a gadolinium policy—report from two U.S. universities. *Radiology*. 2009; 253(3): 689–696.
 74. Martin DR, Semelka RC, Chapman A, Peters H, Finn PJ, Kalb B, et al. Nephrogenic systemic fibrosis versus contrast-induced nephropathy: risks and benefits of contrast-enhanced MR and CT in renally impaired patients. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2009; 30(6): 1350–1356.
 75. Agarwal R, Brunelli SM, Williams K, Mitchell MD, Feldman HI, Umscheid CA. Gadolinium-based contrast agents and nephrogenic systemic fibrosis: a systematic review and meta-analysis. *Nephrol Dial Transplant Off Publ Eur Dial Transpl Assoc – Eur Ren Assoc*. 2009; 24(3): 856–863.
 76. Wheaton AJ, Miyazaki M. Non-contrast enhanced MR angiography: physical principles. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2012; 36(2): 286–304.
 77. Time-of-Flight (TOF) MRA [Internet]. Questions and Answers in MRI. [Cited 2018 Jul 25]. Available from: <<http://mriquestions.com/time-of-flight-tof-mra.html>>.

78. Gebker R, Gomaa O, Schnackenburg B, Rebakowski J, Fleck E, Nagel E. Comparison of different MRI techniques for the assessment of thoracic aortic pathology: 3D contrast enhanced MR angiography, turbo spin echo and balanced steady state free precession. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2007; 23(6): 747–756.
79. Bi X, Deshpande V, Carr J, Li D. Coronary artery magnetic resonance angiography (MRA): a comparison between the whole-heart and volume-targeted methods using a T2-prepared SSFP sequence. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2006; 8(5): 703–707.
80. Amano Y, Takahama K, Kumita S. Non-contrast-enhanced MR angiography of the thoracic aorta using cardiac and navigator-gated magnetization-prepared three-dimensional steady-state free precession. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2008; 27(3): 504–509.
81. Pereles FS, McCarthy RM, Baskaran V, Carr JC, Kapoor V, Krupinski EA, et al. Thoracic aortic dissection and aneurysm: evaluation with nonenhanced true FISP MR angiography in less than 4 minutes. *Radiology* 2002; 223(1): 270–274.
82. Kunz RP, Oberholzer K, Kuroczynski W, Horstick G, Krummenauer F, Thelen M, et al. Assessment of chronic aortic dissection: contribution of different ECG-gated breath-hold MRI techniques. *AJR Am J Roentgenol*. 2004; 182(5): 1319–1326.
83. Liu J, Zhang N, Fan Z, Luo N, Zhao Y, Bi X, et al. Image Quality and Stenosis Assessment of Non-Contrast-Enhanced 3-T Magnetic Resonance Angiography in Patients with Peripheral Artery Disease Compared with Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography and Digital Subtraction Angiography. *PLoS One*. 2016; 11(11): e0166467.
84. Nose K, Sakai T, Ochi S, Yanagawa N. [Examination of Lower-extremity MRA Using Single-shot Balanced SSFP with Saturation Recovery]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2017; 73(12): 1252–1257.
85. Iyama Y, Nakaura T, Nagayama Y, Oda S, Utsunomiya D, Kidoh M, et al. Comparison between multi-shot gradient echo EPI and balanced SSFP in unenhanced 3T MRA of thoracic aorta in healthy volunteers. *Eur J Radiol*. 2017; 96: 85–90.
86. Groves EM, Bireley W, Dill K, Carroll TJ, Carr JC. Quantitative analysis of ECG-gated high-resolution contrast-enhanced MR angiography of the thoracic aorta. *AJR Am J Roentgenol*. 2007; 188(2): 522–528.
87. Srichai MB, Kim S, Axel L, Babb J, Hecht EM. Non-gadolinium-enhanced 3-dimensional magnetic resonance angiography for the evaluation of thoracic aortic disease: a preliminary experience. *Tex Heart Inst J*. 2010; 37(1): 58–65.
88. von Tengg-Kobligh H, Ley-Zaporozhan J, Henninger V, Grünberg KM, Giesel FL, Böckler D, et al. Intraindividual assessment of the thoracic aorta using

- contrast and non-contrast-enhanced MR angiography. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed.* 2009; 181(3): 230–236.
89. Pasqua AD, Barcudi S, Leonardi B, Clemente D, Colajacomo M, Sanders SP. Comparison of contrast and noncontrast magnetic resonance angiography for quantitative analysis of thoracic arteries in young patients with congenital heart defects. *Ann Pediatr Cardiol.* 2011; 4(1): 36–40.
 90. Pelc NJ, Herfkens RJ, Shimakawa A, Enzmann DR. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q.* 1991; 7(4): 229–254.
 91. Cardiovascular Applications of Phase-Contrast MRI. *American Journal of Roentgenology* 192(3) (AJR) [Internet]. [Cited 2018 Jul 25]. Available from: <<https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.07.3744>>.
 92. da Silveira JS, Smyke M, Rich AV, Liu Y, Jin N, Scandling D, et al. Quantification of aortic stenosis diagnostic parameters: comparison of fast 3 direction and 1 direction phase contrast CMR and transthoracic echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson.* 2017;19(1): 35.
 93. Fogel MA, Li C, Nicolson SC, Spray TL, Gaynor JW, Fuller S, et al. Comparison by magnetic resonance phase contrast imaging of pulse-wave velocity in patients with single ventricle who have reconstructed aortas versus those without. *Am J Cardiol.* 2014; 114(12): 1902–1907.
 94. Czum JM, Corse WR, Ho VB. MR angiography of the thoracic aorta. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2005; 13(1): 41–64.
 95. Softways. MR-TIP – Welcome to MRI Technology [Internet]. [Cited 2018 Jul 25]. Available from: <<https://www.mr-tip.com>>.
 96. Krishnam MS, Tomasian A, Deshpande V, Tran L, Laub G, Finn JP, et al. Noncontrast 3D steady-state free-precession magnetic resonance angiography of the whole chest using nonselective radiofrequency excitation over a large field of view: comparison with single-phase 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Invest Radiol.* 2008; 43(6): 411–420.
 97. Townsend RR. Arterial Stiffness: Recommendations and Standardization. *Pulse.* 2017; 4(Suppl 1): 3–7.
 98. Sakuragi S, Abhayaratna WP. Arterial stiffness: Methods of measurement, physiologic determinants and prediction of cardiovascular outcomes. *Int J Cardiol.* 2010; 138(2): 112–118.
 99. Cavalcante JL, Lima JAC, Redheuil A, Al-Mallah MH. Aortic Stiffness: Current Understanding and Future Directions. *J Am Coll Cardiol.* 2011; 57(14): 1511–1522.
 100. Doupis J, Papanas N, Cohen A, McFarlan L, Horton E. Pulse Wave Analysis by Applanation Tonometry for the Measurement of Arterial Stiffness. *Open Cardiovasc Med J.* 2016; 10: 188–195.

101. Sethi S, Rivera O, Oliveros R, Chilton R. Aortic stiffness: pathophysiology, clinical implications, and approach to treatment. *Integr Blood Press Control*. 2014; 7: 29–34.
102. Zhang Y, Qi L, Xu L, Sun X, Liu W, Zhou S, et al. Effects of exercise modalities on central hemodynamics, arterial stiffness and cardiac function in cardiovascular disease: Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *PloS One*. 2018; 13(7): e0200829.
103. Morimoto S, Iwase M, Kikuchi Y, Ohkuma T, Fujii H, Hirakawa Y, et al. Radial augmentation index and diabetic complications in patients with type 2 diabetes mellitus. *Diabetol Int*. 2011; 2(3): 127–133.
104. Wilhelm B, Klein J, Friedrich C, Forst S, Pfützner A, Kann PH, et al. Increased Arterial Augmentation and Augmentation Index as Surrogate Parameters for Arteriosclerosis in Subjects with Diabetes Mellitus and Nondiabetic Subjects with Cardiovascular Disease. *J Diabetes Sci Technol*. 2007; 1(2): 260–263.
105. Wilkinson IB, MacCallum H, Rooijmans DF, Murray GD, Cockcroft JR, McKnight JA, et al. Increased augmentation index and systolic stress in type 1 diabetes mellitus. *QJM Mon J Assoc Physicians* 2000; 93(7): 441–448.
106. Parikh JD, Hollingsworth KG, Kunadian V, Blamire A, MacGowan GA. Measurement of pulse wave velocity in normal ageing: comparison of Vicorder and magnetic resonance phase contrast imaging. *BMC Cardiovasc Disord* 2016; 16. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4759948/>
107. Širdies ir stambiujų kraujagyslių magnetinio rezonanso tomografija [Internetas]. [Žiūrėta 2018-07-25]. Prieiga internete: <http://www.patogupirkti.lt/knyga/Sirdies-ir-stambiuju-kraujagysliu-magnetinio-rezonanso-tomografija.html>.
108. Dorniak K, Heiberg E, Hellmann M, Rawicz-Zegrzda D, Wesierska M, Galaska R, et al. Required temporal resolution for accurate thoracic aortic pulse wave velocity measurements by phase-contrast magnetic resonance imaging and comparison with clinical standard applanation tonometry. *BMC Cardiovasc Disord* 2016; 16. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4937588/>.
109. Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013; 15(1): 91.
110. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation*. 2002; 105(4): 539–542.

111. Nagel E, Rossum AC van, Fleck E, editors. Cardiovascular Magnetic Resonance [Internet]. Steinkopff-Verlag Heidelberg; 2004. [Cited 2018 Jul 25] Available from: <://www.springer.com/gb/book/9783642621529>.
112. Baer FM, Voth E, Schneider CA, Theissen P, Schicha H, Sechtem U. Comparison of low-dose dobutamine-gradient-echo magnetic resonance imaging and positron emission tomography with [18F] fluorodeoxyglucose in patients with chronic coronary artery disease. A functional and morphological approach to the detection of residual myocardial viability. *Circulation*. 1995; 91(4): 1006–1015.
113. Noda C, Ambale Venkatesh B, Ohyama Y, Liu C-Y, Chamera E, Redheuil A, et al. Reproducibility of functional aortic analysis using magnetic resonance imaging: the MESA. *Eur Heart J - Cardiovasc Imaging*. 2016; 17(8): 909–917.
114. O'Malley AM, El Kininy WH, Debebe H, Burukan AB, Davy SW. A cadaveric study of aortic arch variation in an Irish population. *Ir J Med Sci*. 2017.
115. Diaz A, Zócalo Y, Bia D, Wray S, Fischer EC. Reference intervals and percentiles for carotid-femoral pulse wave velocity in a healthy population aged between 9 and 87 years. *J Clin Hypertens Greenwich Conn*. 2018; 20(4): 659–671.
116. Reusz GS, Cseprekal O, Temmar M, Kis E, Cherif AB, Thaleb A, et al. Reference values of pulse wave velocity in healthy children and teenagers. *Hypertens Dallas Tex* 1979. 2010; 56(2): 217–224.
117. Yuan S-M, Jing H, Lavee J. The bicuspid aortic valve and its relation to aortic dilation. *Clin Sao Paulo Braz*. 2010; 65(5): 497–505.

8. AUTORIAUS PUBLIKACIJŲ, SANTRAUKŲ IR PRANEŠIMŲ SĄRAŠAS

8.1 Publikacijos

1. Palionis D, Berukstis A, Misonis N, Ryliskyte L, Celutkiene J, Zakarkaite D, Cerlinskaite K, Valeviciene N, Tamosiunas A, Laucevicius A. Could careful patient selection for renal denervation warrant a positive effect on arterial stiffness and left ventricular mass reduction? *Acta Cardiol.* 2016; 71(2): 173–83. DOI: 10.2143/AC.71.2.3141847. PubMed PMID: 27090039.
2. Glaveckaite S, Uzdavinyte-Gateliene E, Petrulioniene Z, Palionis D, Valeviciene N, Kalinauskas G, Serpytis P, Laucevicius A. Predictors of ischaemic mitral regurgitation recurrence in patients undergoing combined surgery: additional value of cardiovascular magnetic resonance imaging. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2018; 27(2): 222–228. DOI: 10.1093/icvts/ivy054. PubMed PMID: 29534177.
3. Glaveckaite S, Palionis D, Valeviciene N, Kontrimaviciute E, Serpytis P. Intramyocardial haemorrhage as a rare complication of myocardial infarction – the diagnostic value of cardiovascular magnetic resonance imaging. *Kardiol Pol.* 2017; 75(9): 934. DOI: 10.5603/KP.2017.0172. PubMed PMID: 28895993.
4. Glaveckaite S, Palionis D, Valeviciene N, Kramena R, Laucevicius A. Acquired Gerbode defect – a rare complication of myocardial infarction. *Acta Cardiol.* 2017; 72(4): 491–492. DOI: 10.1080/00015385.2017.1335102. Epub 2017 Jul 14. PubMed PMID: 28705049.
5. Kluonaitis K, Glaveckaite S, Balciunaite G, Juskaite A, Palionis D, Valeviciene N, Mickys U, Katkus R, Fontes-Carvalho R, Celutkiene J. Cardiac sarcoidosis – Diagnostic challenges due to an unusual clinical presentation. *Hellenic J Cardiol.* 2017; 58(4): 310–313. DOI: 10.1016/j.hjc.2017.02.003. Epub 2017 Feb 20. PubMed PMID: 28216254.
6. Glaveckaite S, Valeviciene N, Palionis D, Kontrimaviciute E, Lesinskas E. Heart involvement in Churg-Strauss syndrome. *Kardiol Pol.* 2017; 75(2): 184. DOI: 10.5603/KP.2017.0028. PubMed PMID: 28205199.
7. Ulyte A, Valeviciene N, Palionis D, Kundrotaite S, Tamosiunas A. Prevalence and clinical significance of extracardiac findings in cardiovascular magnetic resonance. *Hellenic J Cardiol.* 2016. PII: S1109-9666(16)30195-6. DOI: 10.1016/j.hjc.2016.09.006. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 27756520.
8. Zuoziene G, Leibowitz D, Celutkiene J, Burneikaite G, Ivaskeviciene L, Kalinauskas G, Maneikiene VV, Palionis D, Janusauskas V, Valeviciene N, Laucevicius A. Multimodality imaging of myocardial revascularization using

- cardiac shock wave therapy. *Int J Cardiol.* 2015; 187: 229–230. DOI: 10.1016/j.ijcard.2015.03.306. Epub 2015 Mar 20. PubMed PMID: 25838218.
9. Glaveckaite S, Valeviciene N, Palionis D, Puronaite R, Serpytis P, Laucevicius A. Prediction of long-term segmental and global functional recovery of hibernating myocardium after revascularisation based on low dose dobutamine and late gadolinium enhancement cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2014; 16: 83. DOI: 10.1186/s12968-014-0083-z. PubMed PMID: 25279683; PubMed Central PMCID: PMC4189152.
 10. Rascon J, Rageliene L, Stankeviciene S, Palionis D, Tamosiunas AE, Valeviciene N, Zvirblis T. An assessment of iron overload in children treated for cancer and nonmalignant hematologic disorders. *Eur J Pediatr.* 2014; 173(9): 1137–1146. PubMed PMID: 24659311.

8.2 Santraukos

1. ECR 2017 kongresas. Stendinis pranešimas „Routine unenhanced MRI for maximal diameters of thoracic aorta?“
2. Renal sympathetic denervation effectiveness evaluation using magnetic resonance imaging. Darius Palionis, Andrius Berukstis, Nerijus Misonis, Ruta Kliokyte, Kamile Cerlinskaite, Diana Zakarkaite, Ligita Ryliskyte, Jelena Celutkiene, Nomeda Valeviciene, Aleksandras Laucevicius. 61st Annual Conference of the Israel Heart Society in Association with the Israel Society of Cardiothoracic Surgery. 2014. Tel Aviv, Israel.

8.3 Žodiniai pranešimai

1. Aortos segmentinių matmenų ir pulsinės bangos greičio nustatymas naudojant magnetinio rezonanso tomografijos bekontrastinį metodą. Tarptautinė konferencija „Baltic Congress of Radiology“ (2016 m. spalio 6–8 d.). (Žodinis pranešimas)
2. Cardiovascular Magnetic Resonance (CMR) of Left Ventricle (LV) and Aorta in Patients prior and after Renal Artery Sympatic Denervation (RASD). Tarptautinė konferencija „Evolutionaty medicine: prie-existing mechanisms and patterns of current health issues“ (2016 m. birželio 14–19 d.). Laimėtas apdovanojimas „Best PhD student oral presentation award“.
3. Kairiojo skilvelio ir aortos morfologiniai bei hemodinaminiai pokyčiai po inkstų arterijų denervacijos. Tarptautinė konferencija „Radiologija 2015“ (2015 m. spalio 16–17 d., Vilnius).
4. Įgimtų kraujagyslinių malformacijų diagnostika MRT metodu. Tarptautinė konferencija „Baltic Congress of Radiology“ (2014 m. spalio 10–11 d., Pernu (Estija)).

5. Cardiac CT: principles, role and future perspectives. Tarptautinė konferencija „Multimodality Imaging in Cardiology“ (2016 m. sausio 9 d.).
6. Ar būtina skubos tvarka atlikti magnetinio rezonanso tyrimą. Mokslinė-praktinė konferencija „Ultragarsinė diagnostika 2016“ (2016 m. gegužės 21 d.).

Mokomosios knygos

1. Valevičienė N., Glaveckaitė S., Palionis D., Zeleckienė I., Tamošiūnas A., Tarutis V., Sudikienė R. Įgimtų širdies ydų diagnostika magnetinio rezonanso tomografijos metodu. Mokomoji knyga. Vilnius: Vilniaus universiteto leidykla, 2016.
2. Valevičienė N., Glaveckaitė S., Palionis D., Laucevičius A. Širdies ir stambiųjų kraujagyslių magnetinio rezonanso tomografija. Mokomoji knyga. Vilnius: Eugrimas, 2011. 128 p.

UŽRAŠAMS

UŽRAŠAMS

Vilniaus universiteto leidykla
Universiteto g. 1, LT-01513 Vilnius
El. p. info@leidykla.vu.lt,
www.leidykla.vu.lt
Tiražas 20 egz.