

Katedra i II Klinika Kardiologii
Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu



ROZPRAWA NA STOPIEŃ DOKTORA NAUK MEDYCZNYCH

Lek. Joanna Zaprutko

**Analiza porównawcza oceny odkształceń mięśnia sercowego
z wykorzystaniem wybranych modeli aparatów echokardiograficznych
oraz zewnętrznych programów komputerowych**

Promotor: prof. dr hab. n. med. Andrzej Szyszka

Promotor pomocniczy: dr n. med. Rafał Dankowski

Poznań, 2018

Składam serdeczne podziękowania
Mojemu Promotorowi oraz Kierownikowi specjalizacji
Prof. Andrzejowi Szyszce
Za poświęcony czas, liczne dyskusje i cenne uwagi.

Dziękuję z całego serca
Mojemu Mężowi i Rodzicom
Za wiarę, motywację, i bezgraniczną pomoc.

*Równie odlegli od atomów i gwiazd
Rozszerzamy granice poznania tak,
by objąć nimi i to,
co najmniejsze
i to, co najdalsze.*

Stephen Hawking (1942 – 2018)

SPIS TREŚCI

1.	STOSOWANE SKRÓTY.....	7
2.	WSTĘP.....	9
2.1	Fizjologia mechaniki skurczu lewej komory serca.....	9
2.2	Ocena funkcji lewej komory serca w echokardiografii klasycznej.....	10
2.3	Ocena funkcji lewej komory serca z użyciem echokardiografii dopplerowskiej.....	11
2.4	Echokardiograficzne parametry odkształcenia <i>strain</i> i tempa odkształcenia <i>strain rate</i> w metodzie tkankowej echokardiografii dopplerowskiej.....	13
2.5	Echokardiograficzna technika śledzenia markerów akustycznych (STE).....	15
2.5.1	Parametry funkcji skurczowej lewej komory.....	18
2.5.2	Parametry funkcji rozkurczowej lewej komory.....	23
2.5.3	Parametry ruchu obrotowego lewej komory.....	25
2.5.4	Parametry czasowe i geometria lewej komory w obrazowaniu 2D STE.....	27
2.6	Technika śledzenia markerów akustycznych w echokardiografii 3D oraz w rezonansie magnetycznym.....	29
2.7	Oprogramowania komputerowe do analizy odkształcenia mięśnia sercowego różnych producentów dedykowane aparatom echokardiograficznym.....	31
2.8	Inicjatywa EACVI/ASE w celu standaryzacji obrazowania 2D STE pomiędzy oprogramowaniami komputerowymi różnych firm produkujących aparaty echokardiograficzne.....	32
3.	CELE PRACY.....	34
4.	MATERIAŁ I METODY.....	35
4.1	Badana grupa.....	35
4.2	Badanie echokardiograficzne przy użyciu metod klasycznych.....	35
4.3	Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE.....	37
4.3.1.	Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania GE EchoPAC.....	37
4.3.2.	Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania Toshiba ACP.....	39
4.3.3.	Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania Philips Qlab.....	40
4.3.4.	Porównywane parametry deformacji wyliczone za pomocą oprogramowania EchoPAC, ACP i Qlab.....	44

4.4	Metody analizy statystycznej.....	45
5.	WYNIKI.....	46
5.1.	Ogólna charakterystyka grupy badanej.....	46
5.2.	Analiza parametrów echokardiograficznych ocenianych z zastosowaniem klasycznej echokardiografii.....	46
5.3.	Wykonalność badania echokardiograficznego, wizualizacja segmentów lewej komory oraz wykonalność analizy 2D STE na trzech aparatach echokardiograficznych różnych producentów.....	48
5.4.	Analiza globalnego podłużnego odkształcenia mięśnia sercowego (GLS) na trzech aparatach echokardiograficznych.....	51
5.5.	Analiza globalnego podłużnego tempa odkształcenia mięśnia sercowego (GLSR) na trzech aparatach echokardiograficznych.....	54
5.5.1.	Analiza współczynnika E/e'_{STE} w programie EchoPAC.....	56
5.6.	Analiza globalnych wartości odkształcenia w poszczególnych projekcjach na trzech aparatach echokardiograficznych	
5.6.1.	Globalne podłużne odkształcenie mięśnia sercowego w projekcji koniuszkowej 2-, 3- i 4-jamowej.....	56
5.6.2	Globalne okrężne odkształcenie mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory.....	59
5.6.3.	Globalne radialne odkształcenie mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w programie ACP.....	60
5.7.	Analiza globalnych wartości tempa odkształcenia w poszczególnych projekcjach na trzech aparatach echokardiograficznych	
5.7.1.	Globalne tempo odkształcenia podłużnego mięśnia sercowego w projekcji koniuszkowej 2-, 3- i 4-jamowej.....	62
5.7.2.	Globalne tempo odkształcenia okrężnego mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory.....	64
5.7.3.	Globalne tempo odkształcenia radialnego mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w programie ACP.....	65
5.8.	Analiza segmentalnych wartości odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego na trzech aparatach echokardiograficznych	
5.8.1.	Segmentalne odkształcenie podłużne i tempo odkształcenia podłużnego mięśnia sercowego.....	66

5.8.2. Segmentalne odkształcenie okrężne i tempo odkształcenia okrężnego mięśnia sercowego.....	73
5.8.3. Segmentalne odkształcenie radialne i tempo odkształcenia radialnego mięśnia sercowego.....	76
5.9. Ocena zgodności otrzymywanych wyników u tego samego badacza i między badaczami.....	79
5.10. Podsumowanie wyników.....	86
6. DYSKUSJA.....	88
6.1. Wprowadzenie.....	88
6.2. Możliwości wykonania i jakość otrzymywanych obrazów w badaniu 2D STE.....	90
6.3. Analiza czynników, które mogą wpływać na różnice w otrzymywanych wynikach parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego na oprogramowaniach komputerowych różnych producentów	
6.3.1. Analiza różnic w otrzymywanych wynikach „surowych” danych i danych w programie DICOM.....	91
6.3.2. Analiza wyników GLS i GLSR oraz globalnych wartości LS i LSR w poszczególnych projekcjach koniuszkowych.....	93
6.3.3. Współczynnik E/e'_{STE}	96
6.3.4. Analiza różnic odkształcenia poszczególnych segmentów mięśnia lewej komory.....	97
6.3.5. Odkształcenie i tempo odkształcenia okrężnego na poziomie mięśni brodawkowatych.....	98
6.3.6. Odkształcenie i tempo odkształcenia radialnego na poziomie mięśni brodawkowatych.....	100
6.4. Zgodność pomiarów u tego samego badacza i między badaczami.....	101
7. WNIOSKI.....	103
8. OGRANICZENIA METODY.....	104
9. STRESZCZENIE.....	105
10. SUMMARY.....	108
11. BIBLIOGRAFIA.....	111
12. ZAŁĄCZNIKI.....	127

1. STOSOWANE SKRÓTY

aCMQ (*Auto Cardiac Motion Quantification*) – aplikacja firmy Philips do analizy odkształcenia mięśnia sercowego

AFI (*Automated Function Imaging*) – aplikacja firmy General Electric do analizy odkształcenia mięśnia sercowego

2D STE (*two-dimensional Speckle Tracking Echocardiography*) – Echokardiograficzna dwuwymiarowa metoda śledzenia markerów akustycznych

3D STE (*three-dimensional Speckle Tracking Echocardiography*) – Echokardiograficzna trójwymiarowa metoda śledzenia markerów akustycznych

a'STE – tempo odkształcenia w późnej fazie napływu krwi do lewej komory w echokardiograficznej metodzie śledzenia markerów akustycznych

ASE (*American Society of Echocardiography*) – Amerykańskie Towarzystwo Echokardiograficzne

AVC (*aortic valve closure*) – zamknięcie zastawki aortalnej

BMI (*body mass index*) – wskaźnik masy ciała

BSA (*body surface area*) – powierzchnia ciała

CMR (*cardiac magnetic resonance*) – kardiologiczny rezonans magnetyczny

CMR-FT (*feature tracking cardiac magnetic resonance*) – technika śledzenia cech rezonansu magnetycznego

CRT (*cardiac resynchronization therapy*) – terapia resynchronizująca serca

CS (*circumferential strain*) – odkształcenie okrężne

CSR (*circumferential strain rate*) – tempo odkształcenia okrężnego

DecT (*deceleration time*) – deceleracja fali wczesnego napływu mitralnego

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) – obrazowanie cyfrowe i wymiana obrazów w medycynie

e'STE – tempo odkształcenia we wczesnej fazie napływu krwi do lewej komory w echokardiograficznej metodzie śledzenia markerów akustycznych

EACVI (*European Association of Cardiovascular Imaging*) – Europejska Asocjacja Obrazowania Układu Krążenia

ED (*end diastole*) – koniec rozkurczu

EF (*ejection fraction*) – frakcja wyrzutowa

ES (*end systole*) – koniec skurczu

FPS (*frame per second*) – częstość wyświetlania obrazu w ciągu sekundy

FR (*frame rate*) – częstość wyświetlania obrazu

GCS (*global circumferential strain*) – globalne odkształcenie okrężne

GLS (*global longitudinal strain*) – globalne odkształcenie podłużne

GLSR (*global longitudinal strain rate*) – globalne tempo odkształcenia podłużnego

HCM (*hypertrophic cardiomyopathy*) – kardiomiopatia przerostowa

IVS (*interventricular septum*) – przegroda międzykomorowa

LA (*left atrium*) – lewy przedsionek

LS (*longitudinal strain*) – odkształcenie podłużne

LSR (*longitudinal strain rate*) – podłużne tempo odkształcenia

LV (*left ventricle*) – lewa komora

LVEDd (*left ventricle end-diastolic diameter*) – wymiar końcoworozkurczowy lewej komory

LVEDV (*left ventricle end-diastolic volume*) – objętość końcoworozkurczowa lewej komory

LVEF (*left ventricle ejection fraction*) – frakcja wyrzutowa lewej komory

LVESd (*left ventricle end-systolic diameter*) – wymiar końcowoskurczowy lewej komory

LVESV (*left ventricle end-systolic volume*) – objętość końcowoskurczowa lewej komory

MVC (*mitral valve closure*) – zamknięcie zastawki mitralnej

PCWP (*pulmonary capillary wedge pressure*) – ciśnienie zaklinowania tętniczek płucnych

RS (*radial strain*) – odkształcenie radialne

RSR (*radial strain rate*) – tempo odkształcenia radialnego

SR_{IVR} (*peak SR during isovolumic relaxation*) – szczytowe tempo odkształcenia podczas rozkurczu izowolumetrycznego

TDI (*tissue Doppler imaging*) – tkankowa echokardiografia dopplerowska

TTE (*transthoracic echocardiography*) – echokardiograficzne badanie przezklatkowe

WMT (*Wall Motion Tracking*) – aplikacja firmy Toshiba do analizy odkształcenia mięśnia sercowego

2. WSTĘP

2.1. Fizjologia mechaniki skurczu i rozkurczu lewej komory serca

Skurcz i rozkurcz mięśnia sercowego jest zjawiskiem niezwykle skomplikowanym i nadal nie do końca wyjaśnionym¹. Trójwarstwowy układ włókien mięśniowych serca tworzy jedną wspólną sieć przestrzenną^{2 3}. Patrząc na przednią ścianę lewej komory (*left ventricle*; LV), włókna mięśniowe warstwy zewnętrznej (podnasierdziowej) są lewoskrętne i leżą pod kątem nachylenia około minus 60 stopni. Warstwę środkową tworzą włókna okrężne z kątem nachylenia 0 stopni, natomiast w warstwie podwsierdziowej włókna przybierają orientację podłużną, stają się prawoskrętne i zwiększa się ich kąt nachylenia do około 60-80 stopni^{4 5 6 7}. Włókna warstwy zewnętrznej są wspólne dla obu komór, natomiast włókna warstwy środkowej i wewnętrznej są zazwyczaj niezależne dla obu jam serca².

Układ włókien mięśniowych poszczególnych warstw determinuje deformację LV podczas skurczu. Warstwa wewnętrzna odkształca się głównie w kierunku podłużnym, a warstwa środkowa oraz zewnętrzna przyczynia się do ruchu obrotowego. Podczas skurczu izowolumetrycznego, wraz z falą depolaryzacji rozpoczynającą się od endokardium w rejonie koniuszka, skracaniu ulegają włókna podwsierdziowe, którym towarzyszy rozciąganie włókien podnasierdziowych oraz mięśni brodawkowatych, co wywołuje wzrost ciśnienia wewnątrz LV i zamknięcie zastawki mitralnej^{3 8 9}. Następnie skurcz włókien podnasierdziowych zapoczątkowuje fazę wyrzutu krwi z LV serca¹⁰. W czasie skurczu największą siłę rozwija warstwa środkowa ściany LV zmniejszając swój wymiar poprzeczny (radialny) i zmniejszając światło komór⁹. Skrócenie włókien mięśniowych w okolicy koniuszka osiąga maksymalną wartość wcześniej niż u podstawy serca³.

Helikalna struktura mięśnia sercowego determinuje również, poza ruchem podłużnym i poprzecznym, powstawanie przeciwstawnego ruchu podstawy i koniuszka serca. Ruch ten przypomina „wyżymanie wody z pościeli” – *wringing*¹¹. W trakcie skurczu izowolumetrycznego koniuszek LV wykonuje przez bardzo krótki okres czasu ruch okrężny zgodnie z ruchem wskazówek zegara (*clockwise rotation*), by następnie zmienić go na ruch przeciwny do ruchu wskazówek zegara (*counterclockwise rotation*) w trakcie wyrzutu krwi z LV^{12 13}. Podstawa serca, wykazuje w tym czasie rotację w dokładnie odwrotnych kierunkach (w trakcie skurczu izowolumetrycznego podstawa serca rotuje w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara, by po chwili w trakcie wyrzutu krwi z LV włókna podwsierdziowe zdominowały kierunek ruchu na zgodny ze wskazówkami zegara). Ruch koniuszka serca ma

znacznie większą siłę. Gradient kąta rotacji wzdłuż osi długiej LV w trakcie skurczu określa się terminem skręcenie (*twist* lub *torsion*)³. Ruch skrętny odkształca głównie mięśniówkę podwsierdziową i powoduje gromadzenie w komórkach energii potencjalnej. W czasie biernej fazy rozkurczu LV, podczas przeciwstawnego ruchu skrętnego (*untwist*), energia zostaje uwolniona i powoduje bierne zasysanie krwi do komór^{13 14 15 16}.

2.2. Ocena funkcji lewej komory w echokardiografii klasycznej

Ocena funkcji LV w echokardiografii dwuwymiarowej 2D (*2D echocardiography*) jest najczęstszym wskazaniem do wykonania badania echokardiograficznego i jest nieodłącznym elementem każdego echokardiograficznego badania przezklatkowego (*transthoracic echocardiography*; TTE). Ocena globalnej i odcinkowej funkcji skurczowej, a także funkcji rozkurczowej stanowi nieodzowny element diagnostyki kardiologicznej, wpływa na ocenę efektów leczenia i rokowania w różnych stanach chorobowych^{17 18 19}. Rozwój technik obrazowania, miniaturyzacja sprzętu i coraz większa dostępność aparatów echokardiograficznych pozwalają obecnie, po odpowiednim szkoleniu, na szybką diagnostykę kardiologiczną nie tylko na oddziałach kardiologii, ale również w szpitalnych oddziałach ratunkowych, oddziałach intensywnej terapii czy w trakcie zabiegów operacyjnych^{20 21 22 23}.

Tradycyjnie, do oceny globalnej funkcji skurczowej LV wykorzystuje się wskaźniki¹⁹:

- wymiar końcowoskurczowy (*left ventricle end-systolic diameter*; LVESd) oraz końcoworozkurczowy (*left ventricle end-diastolic diameter*; LVEDd),
- objętość końcowoskurczową (*left ventricle end-systolic volume*; LVESV) oraz końcoworozkurczową (*left ventricle end-diastolic volume*; LVEDV),
- frakcję skracania,
- frakcję wyrzutową lewej komory (*left ventricle ejection fraction*; LVEF).

LVEF oblicza się według wzoru:

$$\text{LVEF} = [(\text{LVEDV} - \text{LVESV})/\text{LVEDV}] \times 100\%$$

Dwupłaszczyznowa metoda sumowania dysków Simpsona stanowi obecnie zalecaną i powszechnie zaakceptowaną metodą oceny LVEF¹⁸. W projekcji 2-jamowej oraz 4-jamowej w osi długiej badający wyznacza obrys wsierdzia LV w rozkurczu i skurczu, oprogramowanie wylicza LVESV i LVEDV, a następnie LVEF.

Do oceny odcinkowej funkcji LV wykorzystuje się podział mięśnia na segmenty w trzech projekcjach koniuszkowych odzwierciedlające unaczynienie tętnic wieńcowych¹⁸. Obecnie powszechnie przyjęty jest podział komory na 17 segmentów. Wcześniej systemy podziału na 16 lub 18 segmentów nie były zgodne z technikami radioizotopowymi i tomografią komputerową lub nieodpowiednio interpretowały segmenty dystalne. Obecnie, obok segmentów podstawnych, środkowych i koniuszkowych, jako siedemnasty wyróżnia się również sam koniuszek LV (*apical cap*)^{18 24}.

Kurczliwość regionalną ocenia się wizualnie, obserwując grubienie mięśnia LV oraz dośrodkowy ruch wsierdzia w trakcie skurczu. Poszczególne segmenty klasyfikuje się jako: normokinetyczne, hipokinetyczne, akinetyczne lub dyskinetyczne, jak w przypadku tętniaka. Odpowiednim stopniom kurczliwości mięśnia przypisuje się odpowiednio punkty od 1 do 4. Średnia arytmetyczna stanowi wskaźnik kurczliwości lewej komory (*wall motion score index*)^{18 19}.

W codziennej praktyce klinicznej często wykorzystuje się metodę wizualnej oceny LVEF, jednak powtarzalność pomiarów jest umiarkowana i w dużym stopniu zależy od doświadczenia badacza. Ocena regionalnej funkcji skurczowej wydaje się być jeszcze trudniejsza²⁵.

Ze względu na skomplikowany wielowymiarowy przebieg włókien mięśniowych, tradycyjne techniki jednopłaszczyznowe nie pozwalają zaobserwować złożonej mechaniki skurczu LV i ocena opiera się na przybliżonych geometrycznych wymiarach. Ponadto ocena wizualna jest niedokładna, ponieważ pozwala analizować tylko deformację radialną, nie pozwala zaobserwować ruchu podłużnego i skrętu.

2.3. Ocena funkcji lewej komory serca z użyciem echokardiografii dopplerowskiej

Podstawy teoretyczne obrazowania dopplerowskiego zostały po raz pierwszy opisane przez Christiana Andreeasa Dopplera w połowie XIX wieku²⁶. Zastosowanie Zjawiska Dopplera

w echokardiografii opiera się na analizie częstotliwości fali ultradźwiękowej odbitej od krwinek czerwonych płynących w kierunku lub oddalających się od sondy ultrasonograficznej²⁷.

Wyróżnia się trzy metody badania przepływu krwi z użyciem Zjawiska Dopplera¹⁹:

- dopler fali ciągłej (*continuous-wave*; CW),
- dopler fali pulsacyjnej (*pulsed-wave*; PW),

- metoda znakowania kolorem przepływu krwi (dopler kolorowy).

Tkankowa echokardiografia dopplerowska (*Tissue Doppler Imaging; TDI*) jest metodą wykorzystującą Zjawisko Dopplera do oceny funkcji mięśnia sercowego poprzez pomiar prędkości ruchu tkanki mięśniowej^{28 29}. Sygnały dopplerowskie pochodzące z wiązki ultradźwiękowej odbitej od ściany serca mają dużą amplitudę i małą częstotliwość, zaś sygnały pochodzące od krwinek czerwonych są o niskiej amplitudzie i dużej częstotliwości. Stosując w czasie badania TDI odpowiednie filtry eliminujące sygnały o małej amplitudzie można zobrazować prędkość miokardium. Wykorzystuje się pomiary wykonane w projekcjach koniuszkowych, obecnie nie znajdują zastosowania prędkości mierzone w projekcji przymostkowej w osi długiej oraz krótkiej^{4 30}.

Istnieją dwie podstawowe techniki wykorzystujące TDI¹⁹:

- technika znakowania kolorem w prezentacji 2D i M (jednowymiarowa – *M-mode*),
- technika z użyciem doplera PW (dopler spektralny).

Technika znakowania kolorem umożliwia obrazowanie poruszających się struktur serca. Kolor danego obszaru mięśnia serca odpowiada prędkości danego fragmentu miokardium. Badając ruch mięśnia LV w kierunku podłużnym, koniuszek serca jest praktycznie nieruchomy, zaś podstawa serca porusza się w kierunku koniuszka w czasie skurczu i w kierunku przeciwnym w czasie rozkurczu. Tworzy się zatem gradient prędkości wzdłuż ściany serca (najwyższe prędkości są przy podstawie i bardzo niskie lub zerowe przy koniuszku serca)³⁰.

Technika TDI wykorzystująca metodę doplera PW obrazuje prędkości tkanki w czasie. Do analizy wykorzystuje się trzy wychylenia krzywej: fala s' – odpowiada ruchowi skurczowemu mięśnia, fala e' – odpowiada ruchowi rozkurczowemu mięśnia w okresie szybkiego napełniania komory serca, fala a' – obrazuje ruch rozkurczowy mięśnia sercowego w okresie skurczu przedsionka^{4 28}.

Pomimo złożonej mechaniki skurczu serca metody dopplerowskie pozwalają mierzyć ruch tylko w jednym kierunku, dlatego ważne jest aby padająca wiązka ultradźwiękowa była jak najbardziej równoległa z kierunkiem ruchu tkanki. Jeśli kąt padania ultradźwięków przekracza 15 – 20 stopni, wynik jest znacznie zaniżony⁴. Dlatego możliwe jest obrazowanie tylko wybranych segmentów LV, odpowiednio zorientowanych przestrzennie w stosunku do wiązki ultradźwięków. Kolejnym istotnym ograniczeniem TDI jest zależność prędkości danego obszaru mięśnia sercowego od czynności otaczającego go miokardium, biernego pociągania i ruchu całego serca (rotacja, skręt)^{31 32 33}.

Zaletą TDI jest dobra powtarzalność uzyskanych wyników prędkości miokardialnych. Ponadto, niewątpliwą zaletą dopлера spektralnego jest możliwość analizy prędkości „on-line” z bardzo dobrą rozdzielczością czasową⁴.

Obecnie technika doplerowska ma istotne zastosowanie w ocenie funkcji rozkurczowej mięśnia LV. Jest ona nieodłączną częścią badania echokardiograficznego u pacjentów prezentujących duszność oraz inne objawy niewydolności serca³⁴. Do diagnostyki nieprawidłowej funkcji rozkurczowej wykorzystuje się echokardiografię 2D, metody z użyciem dopлера PW, dopлера CW oraz TDI²⁵.

Najnowsze rekomendacje Europejskiej Asocjacji Obrazowania Układu Krążenia (*European Association of Cardiovascular Imaging; EACVI*) oraz Amerykańskiego Towarzystwa Echokardiograficznego (*American Society of Echocardiography; ASE*) dotyczące oceny funkcji rozkurczowej LV zalecają użycie czterech parametrów diagnostycznych w celu poszukiwania oznak nieprawidłowej relaksacji i zwiększonej sztywności ściany, która zwiększa ciśnienie napełniania LV w czasie rozkurczu³⁴. Należą do nich:

- prędkość e' części przegrodowej i bocznej pierścienia mitralnego (optymalnie średnia arytmetyczna z obu pomiarów, cm/s),
- wartość stosunku maksymalnej prędkości wczesnego napływu mitralnego (fala E) mierzonego w techniką dopлера PW do prędkości e' (parametr E/e' ; wartość bezjednostkowa),
- indeksowana powierzchnią ciała maksymalna objętość LA (LAVI), wyliczana metodą Simpsona (ml/m²),
- szczytowa prędkość fali zwrotnej niedomykalności trójdzielnej mierzonej z użyciem dopлера CW (m/s).

2.4. Echokardiograficzne parametry odkształcenia *strain* i tempa odkształcenia *strain rate* (SR) oceniane metodą tkankowej echokardiografii doplerowskiej

W ostatniej dekadzie XX wieku nastąpił intensywny rozwój echokardiografii TDI, jednak mając na uwadze ograniczenia tej metody, poszukiwano innego sposobu pozwalającego na bardziej obiektywną ocenę mechaniki serca³⁵. Ważnym krokiem było wprowadzenie parametrów **tempa odkształcenia (*strain rate; SR*)** oraz jego pochodnej – **odkształcenia (*strain*)**. Udowodniono, że parametry te w stosunku do prędkości miokardialnych uzyskanych techniką TDI, są czulsze i dokładniejsze w ocenie funkcji miokardium^{36 37}.

Określenie „*strain*” oraz „*strain rate*” w celu opisanie właściwości elastycznych mięśnia sercowego zostało po raz pierwszy użyte w 1973 roku w pracy Mirsky i Parmley³⁸.

Strain określa zmianę odległości pomiędzy dwoma punktami tkanki mięśniowej w różnych okresach cyklu serca w stosunku do położenia wyjściowego (spoczynkowego, rozkurczu LV). Odształcenie ma wartość ujemną dla kurczenia się tkanki, gdy dwa punkty zbliżają się do siebie oraz wartość dodatnią dla rozciągania, kiedy dwa punkty oddalają się od siebie. Odształcenie można przedstawić wzorem:

$$\text{Odształcenie} = (L - L_0) / L_0,$$

gdzie L jest długością obiektu w wyniku deformacji, zaś L_0 długością początkową. Odształcenie jest względną zmianą długości, wyrażaną w procentach³¹.

SR jest prędkością z jaką dochodzi do deformacji, stanowi tempo regionalnego odształcenia mięśnia sercowego. Można przedstawić go wzorem:

$$SR = \Delta V / L_0,$$

gdzie ΔV jest gradientem prędkości miokardialnej pomiędzy dwoma punktami, zaś L_0 jest długością początkową badanego obiektu^{25 39}. Jednostką jest odwrotność sekundy (s^{-1})³⁵. Gradient prędkości można zmierzyć wzdłuż długiej osi LV lub między endokardium i epikardium, stąd możliwe jest uzyskanie, odpowiednio, SR podłużnego lub radialnego⁴⁰.

Uzyskany techniką TDI wynik SR służy do wyliczania wartości strain, ponieważ strain jest całką SR w czasie. Powyższe parametry odształcenia można przedstawić poprzez nałożenie mapy koloru na obraz 2D lub też w postaci wykresu krzywej w odniesieniu do czasu, gdzie badane segmenty LV przedstawione są innym kolorem.

W przeciwieństwie do prędkości mięśnia sercowego, którą bada się w odniesieniu do głowicy ultradźwiękowej, pomiary odształcenia i SR uzyskane techniką TDI u osób zdrowych mają równomierny rozkład od koniuszka do podstawy serca odzwierciedlając ruchomość punktów względem miokardium. U osób, u których pewne fragmenty mięśnia sercowego są akinetyczne, pomiary odształcenia i SR pozwalają wyeliminować zjawisko pociągania (*tethering*) nieruchomych segmentów miokardium przez te o prawidłowej kurczliwości⁴¹. Niestety, jako pochodne prędkości miokardialnych, wyniki są zależne od kąta padania ultradźwięków. Inne istotne ograniczenia metody to wrażliwość na „szumy” i artefakty, możliwość analizy tylko jednego kierunku ruchu mięśniówki (pomimo trójwymiarowej deformacji mięśnia sercowego),

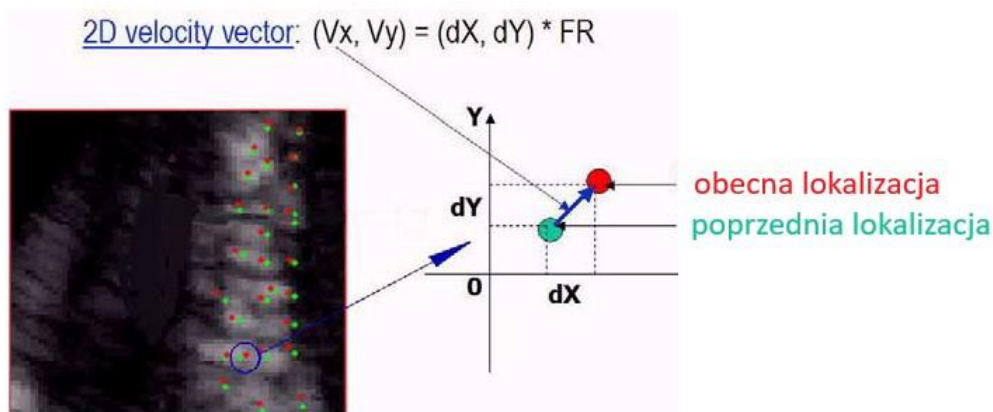
ograniczona rozdzielczość przestrzenna, duża rozbieżność wyników między badaczami sięgająca nawet 15% oraz czasochłonny proces analizy danych^{4 30 42 43 44}.

Pomimo tych ograniczeń metoda TDI pozwala uzyskać przydatne dane w wielu sytuacjach klinicznych. Szczególną zaletą jest wysoka rozdzielczość czasowa, która pozwala na analizę krótko trwających zdarzeń w cyklu serca (zwłaszcza w rozkurczu) oraz u chorych z tachykardią⁴⁵.

2.5 Echokardiograficzna dwuwymiarowa technika śledzenia markerów akustycznych (2D STE)

Nieinwazyjna dwuwymiarowa metoda śledzenia markerów akustycznych (*2D Speckle Tracking Echocardiography*; 2D STE) została po raz pierwszy opisana przez grupę izraelskich badaczy w 2004 roku⁴⁶ i przez niektórych określana jest „rewolucją w echokardiografii”⁴⁷. Jest metodą zupełnie niezależną od Zjawiska Dopplera.

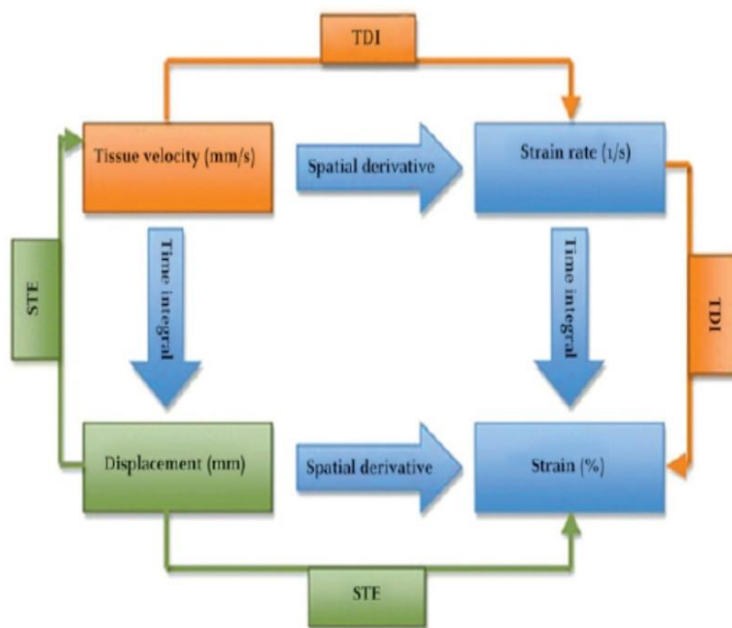
Markery akustyczne, inaczej plamki (*speckles*) powstają w wyniku interferencji fali ultradźwiękowej z niehomogennym podłożem jakimi są włókna mięśniowe serca. Plamki składają się z grupy około 20-40 pikseli widocznych na obrazie echokardiograficznym w standardowej skali szarości jako ziarnistości⁴⁶. Plamki są równomiernie rozmieszczone w miokardium i poruszają się razem z tkanką mięśniową nie zmieniając znacznie swego położenia w kolejnych klatkach nagrania (*frames*). Grupa przylegających do siebie plamek tworzy „kernele”, za którymi można podążać nawet wzrokiem⁴⁸. Program komputerowy do analizy markerów akustycznych śledzi zatem ruch plamek (*tracking*) z klatki na klatkę zgodnie z ruchem otaczającej tkanki mięśniowej w czasie cyklu serca^{46 49} (Rycina 1). STE pozwala na śledzenie markerów akustycznych we wszystkich kierunkach.



Rycina 1. Pomiar prędkości miokardialnych z wykorzystaniem techniki śledzenia markerów akustycznych. Ruch analizowany jest jako zmiana położenia plamek z klatki na klatkę. Prędkość stanowi zmianę położenia każdej plamki w stosunku do czasu jaki upłynął między kolejnymi klatkami nagrania (*frame rate*; FR). Dwuwymiarowy wektor prędkości (*2D velocity vector*) przedstawiony jest powyższym wzorem. Przedrukowane za zgodą M. Leitman ⁴⁶.

W trybie *off-line* w projekcjach koniuszkowych w czasie skurczu i rozkurczu można analizować przemieszczenie plamek w kierunku podłużnym (*longitudinal*) i poprzecznym (*transverse*), zaś w projekcji przymostkowej w osi krótkiej w kierunku okrężnym (*circumferential*) i radialnym (*radial*), a także rotację (*rotation*) LV ⁴. Odkształcenie poprzeczne uzyskane w projekcji koniuszkowej odpowiada odkształceniu radialnemu w projekcji przymostkowej. Dzięki metodzie STE można uzyskać wyniki dotyczące wartości przemieszczenia (*displacement*), prędkości przemieszczenia (*velocity*), odkształcenia i SR ^{25 50}. W zależności od algorytmu oprogramowania komputerowego do analizy STE dla niektórych z nich możliwa jest trójwarstwowa analiza deformacji warstwy endokardium, miokardium i epikardium.

Pierwotną wartością, którą uzyskuje się analizując przemieszczenie markerów akustycznych w 2D STE jest „*strain*”. SR jest pochodną czasową odkształcenia. Daje to istotną przewagę STE nad TDI, gdzie odkształcenie obliczane jest na podstawie prędkości miokardialnych (Rycina 2).



Rycina 2. Matematyczna relacja pomiędzy różnymi parametrami deformacji z wykorzystaniem techniki śledzenia markerów akustycznych (STE) i doplera tkankowego (TDI). STE pierwotnie mierzy przemieszczenie (*displacement*), TDI prędkość miokardialną (*tissue velocity*). *Spatial derivative* – pochodna przestrzenna; *time integral* – całka czasu; *strain* – odkształcenie; *strain rate* – tempo odkształcenia. Przedrukowane za zgodą T. Binder i wydawcy⁴⁷.

Metoda STE opiera się na pomiarze tzw. *Lagrangian strain*, który opisuje deformację danego segmentu jako iloraz zmiany długości podczas skurczu do długości końcoworozkurczowej. Natomiast jeśli w równaniu zamiast długości końcoworozkurczowej mianownikiem będzie jakakolwiek długość poprzedzająca wartość skurczową to jest to tzw. „naturalny strain” (*natural strain*), wykorzystywany w technice TDI⁵¹.

Dodatkowym rodzajem deformacji, dopełniającym opis trójwymiarowej mechaniki serca jest tzw. „*shear strain*”, który opisuje zniekształcenie (*distorsion*) danego obszaru mięśnia polegającym na wysuwaniu jednej strony sześciangu w stosunku do jego drugiej strony. Występują trzy komponenty tego typu deformacji: okrężny-podłużny, okrężny-radialny oraz radialny-podłużny^{52 53 54}.

W fizycznym założeniu odkształcenie uzyskane metodą STE odzwierciedla ruch tylko aktywnie kurczących się segmentów miokardium. Nie ma tutaj wpływu pociągania fragmentów akinetycznych przez prawidłową tkankę mięśniową (*tethering*), a także ruchu translacyjnego serca (*cardiac translation*). Metoda 2D STE określana jest jako niezależna od kąta padania

wiązki ultradźwiękowej i w przeciwieństwie do TDI, pozwala na jednakową analizę deformacji wszystkich segmentów miokardium.

Niestety, pomimo powyższych zalet 2D STE, w porównaniu do TDI, nie jest to metoda idealna. Analizę STE można wykonać (z pojedynczymi wyjątkami) tylko w trybie *off-line* w zewnętrznym oprogramowaniu, co zmusza użytkownika do eksportowania danych i analizy na dodatkowej stacji roboczej. Wykonalność badania oraz wyniki zależą przede wszystkim od jakości nagranych obrazów, ponieważ zła wizualizacja i niedokładne śledzenie granicy wsierdzia może prowadzić do zafałszowania wyników, nawet u zdrowych osób⁴⁷. Kolejnym zagadnieniem jest ruch serca wykraczający poza obszar obrazowania w czasie cyklu pracy serca. Nie jest poznane jak wpływa to na wyniki pomiarów STE. Problematyczne może stać się obrazowanie w przypadku patologii, które wywołują znaczne powiększenie LV, ponieważ prawdopodobne jest, że nie uda się jednocześnie uwidocznić wszystkich segmentów, zwłaszcza koniuszkowych⁴⁷. Wraz z upowszechnianiem metody 2D STE kolejni producenci echokardiografów tworzyli oprogramowania komputerowe do analizy odkształcenia mięśnia sercowego. Jednak każda firma ma swój własny matematyczny model analizy deformacji mięśnia LV, nieznanym dla zwykłego użytkownika. Istnieją oprogramowania niezależne, na których można wykonać analizę STE z danych uzyskanych na echokardiografie każdego producenta, jednak wiąże się to z koniecznością posiadania kolejnego programu do analizy STE. Udowodniono, że wyniki parametrów deformacji analizowane na różnych oprogramowaniach różnią się między sobą istotnie⁵⁵.

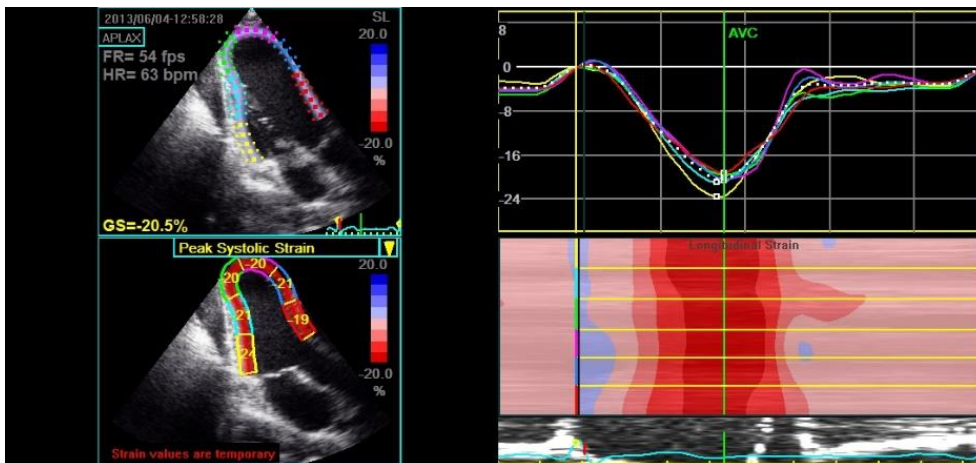
2.5.1. Parametry funkcji skurczowej lewej komory

Odkształcenie – parametr określający stopień deformacji danego fragmentu mięśnia sercowego w stosunku do położenia wyjściowego. Wyrażany jest w procentach. Dla większości opisanych poniżej rodzajów odkształcenia możliwe jest uzyskanie wartości **globalnej (global strain)**, która jest średnią arytmetyczną deformacji dla wszystkich analizowanych segmentów miokardium.

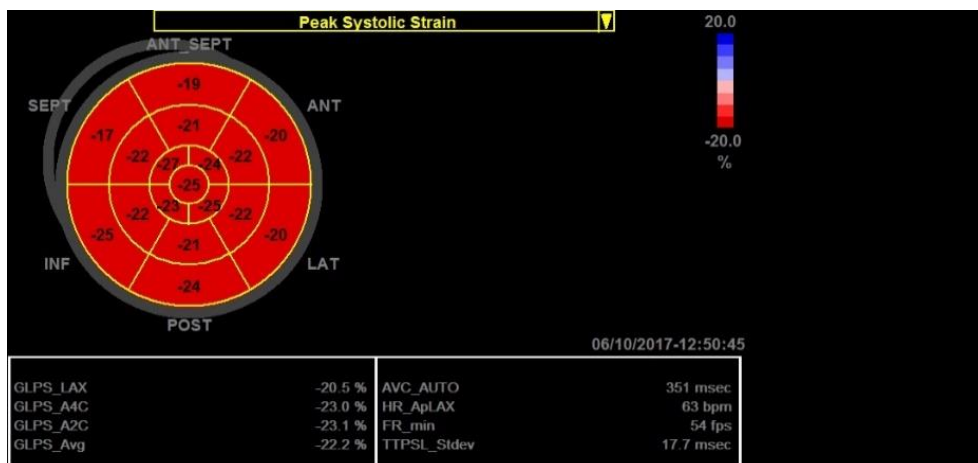
Wyróżnia się 3 składowe deformacji:

- **odkształcenie podłużne (longitudinal strain; LS)** – deformacja mięśnia sercowego od podstawy w kierunku koniuszka serca, analizowana w projekcjach koniuszkowych w osi długiej 4-jamowej, 2-jamowej i 3-jamowej. U zdrowego człowieka włókna mięśniowe ulegają skracaniu w wymiarze podłużnym, stąd wartości liczbowe odkształcenia są ujemne. W celu

uniknięcia nieporozumień dotyczących interpretacji wartości ujemnych odkształcenia zaleca się, aby zmiany wartości parametru przedstawiać jako wzrost lub spadek wartości bezwzględnej¹⁸. Fizjologicznie istnieje gradient odkształcenia LV w osi długiej, najwyższe wartości bezwzględne są przy koniuszku, najniższe przy podstawie serca. Pomiar LS pozwala uzyskać dane na temat globalnej (*global longitudinal strain; GLS*) oraz **odcinkowej (segmental)** funkcji skurczowej lewej komory. W trakcie analizy STE wyznaczając granicę wsierdzia i osierdzia uzyskuje się wartości LS dla warstwy podwsierdziowej, środkowej i epikardialnej mięśnia sercowego. U zdrowego człowieka wartości LS podwsierdziowe są najwyższe, zaś LS epikardialne najniższe⁵⁶. Dla niektórych programów komputerowych możliwa jest topograficzna prezentacja szczytowych wartości LS (*peak longitudinal strain*) w postaci mapy planarnej dla 16, 17 bądź 18 segmentów LV – tzw. **Bull's eye** (oko byka) (Rycina 3 i 4)^{4 18 57}.

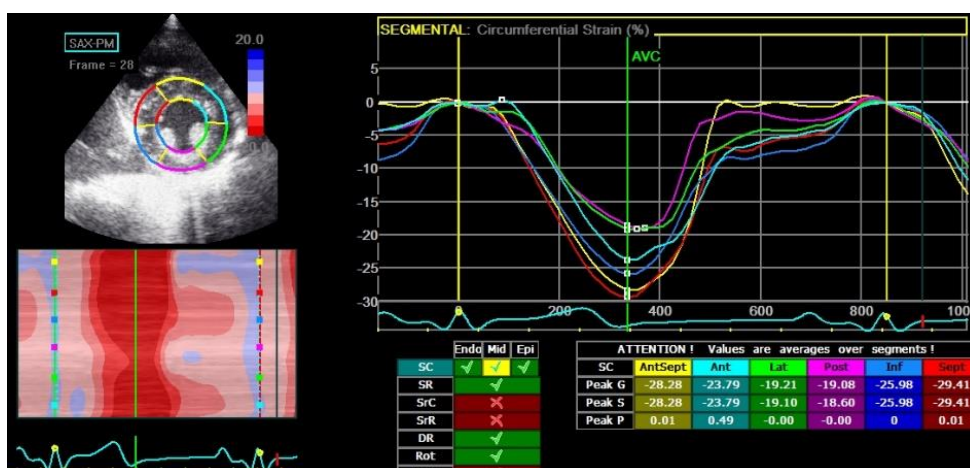


Rycina 3. Odkształcenie podłużne w projekcji 3-jamowej warstwy środkowej mięśnia sercowego LV u zdrowej osoby. Po stronie lewej na górze kolorami zaznaczono poszczególne segmenty mięśnia oraz podano wartość globalną odkształcenia dla tej warstwy mięśnia (GS) równej -20,5%. Po lewej stronie na dole – prezentacja liczbowa odkształcenia dla poszczególnych segmentów mięśnia LV. Po stronie prawej na górze ilustracja odkształcenia na wykresie oraz w prezentacji jednowymiarowej (po stronie prawej na dole).



Rycina 4. Wartości odcinkowego szczytowego odkształcenia podłużnego LV (*peak systolic strain*) przedstawione w formie 17-segmentowej mapy planarnej u zdrowej osoby (tzw. Bull's eye). Na dole podano wartości liczbowe globalnych wartości odkształcenia dla projekcji 3-jamowej (GLPS_LAX), 4-jamowej (GLPS_A4C), 2-jamowej (GLPS_A2C) oraz globalnej wartości odkształcenia dla warstwy środkowej mięśnia sercowego (GLPS_Avg).

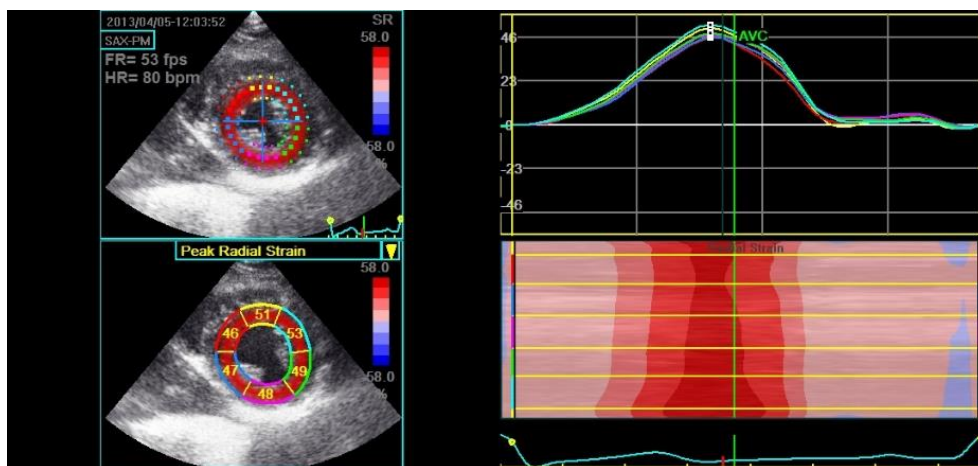
- **odkształcenie okrężne (*circumferential strain* – CS)** – deformacja miokardium polegająca na skracaniu włókien w wymiarze okrężnym, prostopadła do osi radialnej i długiej, prowadząc tym samym do zmniejszenia obwodu LV. CS jest oceniana w projekcjach przymostkowych w osi krótkiej na poziomie płatków zastawki mitralnej, mięśni brodawkowatych oraz koniuszka LV. U zdrowej osoby ma wartości ujemne (Rycina 5).



Ryc. 5. Odkształcenie okrężne w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych u zdrowej osoby. Po stronie lewej na górze kolorami zaznaczono poszczególne segmenty mięśnia LV. Po lewej stronie na dole – odkształcenie segmentów w prezentacji jednowymiarowej. Na wykresie elektrokardiogramu (EKG) podano moment zamknięcia

zastawki aortalnej (AVC). Po stronie prawej na górze ilustracja odkształcenia na wykresie wraz z podaniem wartości liczbowych w tabeli (po stronie prawej na dole). Peak G – szczytowe odkształcenie skurczowe, Peak S – szczytowe odkształcenie w czasie AVC, Peak P – szczytowe odkształcenie „dodatnie” (*positive*; w czasie rozkurczu). AntSpet – segment przednioprzegrodowy, Ant – segment przedni, Lat – segment przednio-boczny, Post – segment tylny (dolno-boczny), Inf – segment dolny, Sept – segment septalny (dolno-przegrodowy).

- **odkształcenie radialne (*radial strain* – RS)** – deformacja miokardium skierowana ku środkowi LV, prostopadła do długiej osi LV i epikardium, oceniana w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie płatków zastawki mitralnej, mięśni brodawkowatych oraz koniuszka LV. Przyjmuje wartość dodatnią ze względu na grubienie mięśnia LV (Rycina 6).



Rycina 6. Odkształcenie radialne w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych u zdrowej osoby. Po stronie lewej kolorami zaznaczono poszczególne segmenty mięśnia. Po stronie prawej na górze ilustracja odkształcenia na wykresie oraz w prezentacji jednowymiarowej (po stronie prawej na dole). Na wykresie elektrokardiogramu (EKG) podano moment zamknięcia zastawki aortalnej (AVC).

Zakres prawidłowych wartości skurczowego szczytowego GLS nie jest do końca zdefiniowany. Główną przyczyną uzyskiwanych rozbieżności w ocenie GLS są aparaty echokardiograficzne różnych producentów oraz oprogramowania komputerowe do analizy odkształcenia, które mają własne algorytmy do analizy odkształcenia¹⁸. Brak jest również jednoznacznych rekomendacji z której warstwy mięśnia sercowego LV – podśierdziowej, środkowej (*midmyocardium*), czy podnasierdziowej powinien być porównywany wynik^{57 58}. Najwięcej badań dotyczy warstwy środkowej miokardium. Aktualne rekomendacje dotyczące oceny jam serca w echokardiografii

ASE/EACVI z 2015 zalecają, iż wartość GLS - (minus) $20\% \pm 2\%$ może być pewną wskazówką prawidłowej funkcji skurczowej u zdrowej osoby¹⁸. Kobiety mają nieco wyższe wartości GLS niż mężczyźni, GLS zmniejsza się również z wiekiem. GLS uznano jako przydatne narzędzie w codziennej praktyce klinicznej, ponieważ jest parametrem powtarzalnym, stosunkowo łatwo wykonalnym, mającym przewagę nad oceną LVEF w wielu sytuacjach klinicznych^{49 50}. Jeśli *follow-up* pacjenta jest wykonywany na aparacie echokardiograficznym tego samego producenta, ocena GLS daje dużą wartość prognostyczną. Jak dotąd GLS jest jedynym parametrem w technice 2D STE ujętym w wytycznych echokardiograficznych¹⁸.

Ocenia się, że $GLS < 12\%$ jest wskaźnikiem ciężkiej dysfunkcji skurczowej LV i złego rokowania⁵³, jak również parametr ten okazał się przydatną metodą w identyfikacji wczesnej dysfunkcji LV u pacjentów poddawanych chemioterapii⁵⁹ oraz u chorych z cukrzycą⁶⁰.

Ważną zaletą 2D STE jest możliwość oceny regionalnej dysfunkcji skurczowej u chorych z potwierdzoną chorobą wieńcową, jak również określenie zakresu niedokrwienia spowodowanego chorobą naczynia wieńcowego jeśli ich stan nie jest jeszcze znany^{53 61 62}. Istnieją doniesienia, że po zawale serca GLS jest niezależnym od LVEF predyktorem wystąpienia arytmii komorowej^{63 64}. Kolejnym istotnym zastosowaniem jest ocena dysfunkcji skurczowej, ryzyka niekorzystnych zdarzeń oraz zaostrzenia objawów u chorych z kardiomiopatią przerostową (*hypertrophic cardiomyopathy*; HCM). Pomimo, że LVEF u tych chorych jest często prawidłowa, wartości GLS mogą na wczesnym etapie choroby być znacznie obniżone^{65 66}, dlatego pomiar GLS ujęty jest również w rekomendacjach diagnostyki HCM⁶⁷.

Obecnie brak jest wytycznych dotyczących zakresu wartości prawidłowych dla odkształcenia okrężnego i radialnego. Problematiczna interpretacja i duża zmienność wyników może wynikać z faktu, iż podczas skurczu warstwy ściany LV nie grubieją jednakowo. W skurczu warstwa podśierdziowa stanowi ponad 50% grubości ściany, zaś warstwa podnasierdziowa niespełna 20%^{53 68}.

Pomimo tych ograniczeń, u pacjentów u których implantuje się stymulator resynchronizujący (*cardiac resynchronization therapy*; CRT) deformacja radialna okazała się być bardzo dobrym parametrem identyfikującym bliznę w LV oraz wskazówką w wyborze optymalnego miejsca implantacji elektrody lewokomorowej. U respondentów w obserwacji odległej wykazano poprawę kliniczną, zmniejszenie śmiertelności i częstości hospitalizacji spowodowanej zaostrzeniem objawów niewydolności serca⁶⁹.

Znacznie obniżone szczytowe wartości odkształcenia podłużnego i okrężnego zaobserwowano u pacjentów z rozpoznaną niewydolnością serca z zachowaną LVEF, nadciśnieniem tętniczym i cukrzycą. Pomimo, że nieujęta w rekomendacjach, deformacja okrężna może być cenną wskazówką w diagnostyce pacjentów ze stwierdzanymi *de novo* objawami niewydolności serca ⁷⁰. Większość postępujących chorób mięśnia sercowego rozpoczyna się od warstwy podwsierdziowej wywołując dysfunkcję włókien podłużnych. W tym czasie funkcja włókien mięśniowych warstwy podnasierdziowej jest zachowana, wartości CS są prawidłowe lub nawet zwiększone aby zachować prawidłowy rzut serca i utrzymać LVEF. Zajęcie przez proces chorobowy całej grubości ściany wywołuje dysfunkcję włókien mięśniowych i zaburzenia deformacji we wszystkich kierunkach. W konsekwencji dochodzi do pogorszenia mechaniki skurczu i obniżenia LVEF ^{68 71}.

2.5.2. Parametry tempa odkształcenia lewej komory

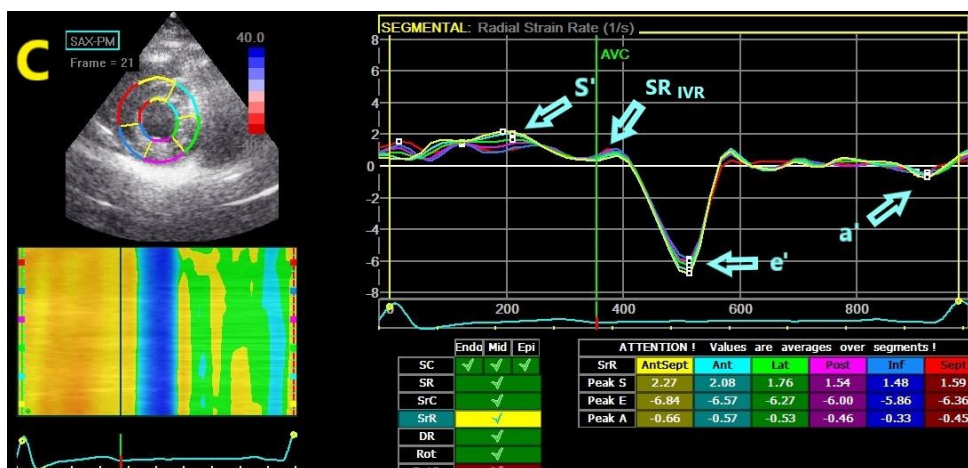
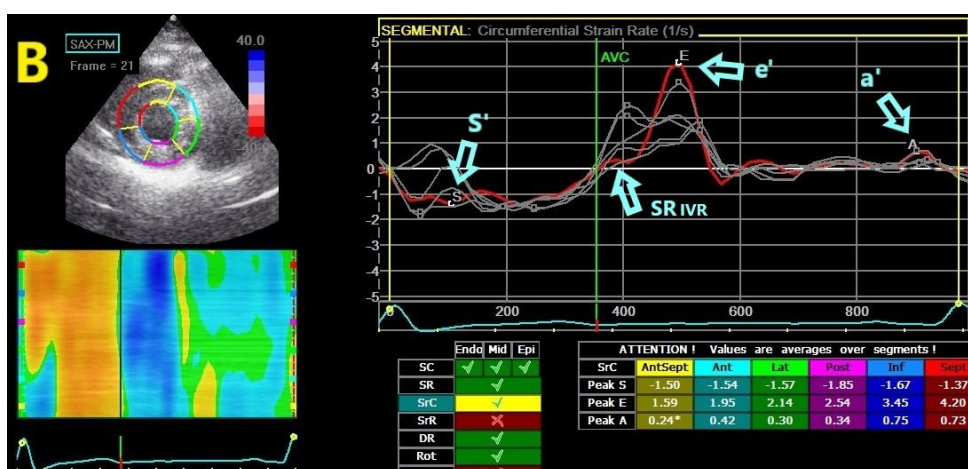
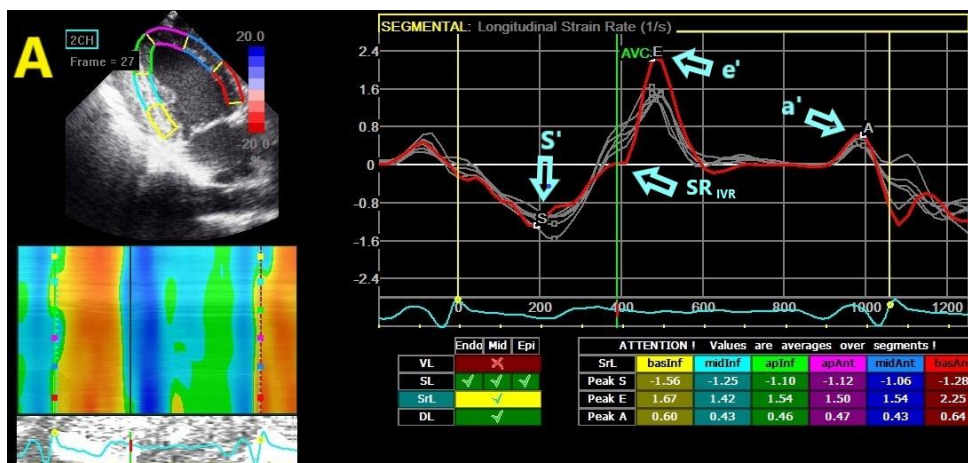
Tempo odkształcenia jest zmianą odkształcenia w czasie i wyrażane jest w s^{-1} . Analogicznie do SR uzyskanego techniką TDI mierzonymi parametrami są (Rycina 7) ⁴:

s'_{SR} (*peak systolic SR*) – **szczytowy skurczowy SR** – tak jak wartość szczytowego skurczowego odkształcenia u osoby zdrowej przyjmuje wartości ujemne dla tempa odkształcenia podłużnego (*longitudinal strain rate; LSR*) i okrężnego (*circumferential strain rate; CSR*) oraz dodatnie dla odkształcenia radialnego (*radial strain rate; RSR*),

SR_{IVR} (*peak SR during isovolumic relaxation*) – szczytowy SR podczas rozkurczu izowolumetrycznego,

$SR_{e'STE}$ (*peak early diastolic SR*) – **SR szczytowy wczesnej fazy napływu krwi do LV**, przyjmuje wartości dodatnie dla LSR i CSR oraz ujemne dla RSR,

$SR_{a'STE}$ (*peak late diastolic SR*) – **SR szczytowy później fazy napływu krwi do LV**, występujący po załamku P w EKG (po skurczu LA), analogicznie do $e'STE$ jest dodatnie dla LSR i CSR oraz ujemne dla RSR.



Rycina 7. Tempo odkształcenia (SR) podłużnego segmentu podstawnego ściany przedniej w projekcji koniuszkowej 2-jamowej (A), SR okrężny segmentu dolno-przegrodowego (*septal*) (B) oraz SR radialny wszystkich segmentów (C) w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych. Po stronie lewej na górze kolorami zaznaczono poszczególne segmenty mięśnia danej projekcji. Po stronie prawej na górze prezentacja krzywej SR na wykresie oraz w prezentacji jednowymiarowej (po stronie lewej na dole). Po stronie prawej na dole podano wartości liczbowe SR dla każdego segmentu. s' (Peak S) – szczytowy skurczowy SR, e' (Peak E) – SR szczytowy wczesnej fazy napływu krwi do LV, SR_{IVR} –

szczytowy SR podczas rozkurczu izowolumetrycznego, a' (Peak A) – SR szczytowy później fazy napływu krwi do LV.

SR może być prezentowany jako wartość globalna (*global SR*; GSR) lub segmentalna dla każdego mierzonego rodzaju deformacji. Brak jest obecnie norm dotyczących wartości prawidłowych parametrów SR ⁴.

Rozkurczowy parametr E/e' uzyskany metodą dopplerowską jest podstawowym parametrem stosowanym w ocenie funkcji rozkurczowej LV i ma związek z ciśnieniem napełniania u pacjentów z zachowaną i nieznacznie obniżoną LVEF ^{72 73}. Wartość wskaźnika E/e' >15 sugeruje wysokie ciśnienie napełniania LV (ciśnienie zaklinowania tętniczek płucnych >15mmHg, [*pulmonary capillary wedge pressure*]; PCWP) i związana jest z wysokim ryzykiem zdarzeń sercowo-naczyniowych. Problematiczne są wartości parametru w zakresie 8 – 15, które stanowią tzw. „szarą strefę”. Prędkość e' w badaniu TDI mierzona jest tylko z części bocznej i septalnej pierścienia mitralnego nie odzwierciedlając tym samym czynności rozkurczowej całej LV. W przypadku regionalnych zaburzeń kurczliwości, dyssynchronii skurczu lub patologii zastawki mitralnej wynik E/e' może być zafałszowany ⁷⁴. Zaproponowano nowy parametr globalnego SR e'_{STE} (SR wczesnego napływu mitralnego) oraz SR_{IVR} (SR w czasie izowolumetrycznego rozkurczu) mierzone techniką STE, które okazały się być lepszymi parametrami niż e' mierzony techniką TDI, ponieważ SR e'_{STE} oraz SR_{IVR} są średnimi pomiarami ze wszystkich segmentów LV. SR e'_{STE} lub SR_{IVR} w połączeniu z prędkością wczesnego napływu mitralnego (stosunek E/SRe'_{STE} oraz E/SR_{IVR}) są nowymi wskaźnikami w echokardiografii stosowanymi w celu oszacowania ciśnienia napełniania LV, ponieważ lepiej niż E/e' korelują z PCWP ^{63 75 76 77}. Lepiej w stosunku do E/e' uzyskanego techniką TDI, parametry te pozwalają na ocenę rokowania u chorych po zawale serca, w przypadku HCM, migotania przedsionków oraz u pacjentów ze skurczową niewydolnością serca ^{63 74 75 78}. Pomiar SR_{IVR} wymaga jednak dużego doświadczenia oraz dobrej rozdzielczości czasowej ⁷⁷. Jak dotąd parametry te nie są zalecanymi w praktyce klinicznej ze względu na zbyt małą ilość badań i rozbieżności w uzyskiwanych wynikach SR ³⁴.

2.5.3. Parametry ruchu obrotowego lewej komory

Mięsień sercowy będąc strukturą trójwymiarową charakteryzuje się również ruchem obrotowym. Opisują go następujące parametry:

- **rotacja (*rotation*)** – kątowe przemieszczenie mięśnia sercowego w osi krótkiej dookoła długiej osi LV w określonej fazie cyklu serca w stosunku do położenia wyjściowego. Parametr wyrażany jest w stopniach. Rotacja koniuszka i podstawy serca zachodzi w przeciwnych kierunkach. W fazie skurczu, podczas wyrzutu krwi z LV do aorty, dochodzi do rotacji koniuszka w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara i kąt rotacji przyjmuje wartości dodatnie zaś podstawa serca porusza się w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara i kąt rotacji jest ujemny,

- **skręt (*twist*)** – bezwzględna różnica pomiędzy maksymalną wartością rotacji na poziomie koniuszka i podstawy serca. Parametr wyrażany w stopniach. Przez niektórych autorów nazywany również *torsion*,

- **skręcenie podłużne znormalizowane o wymiar podłużny LV (*torsion, torsional gradient*)** – iloraz skrętu LV w stosunku do wymiaru podłużnego LV (odległość między podstawą serca i koniuszkiem w projekcji 4-jamowej). Parametr wyrażany w stopniach/cm⁴ 79 80. U osób z dłuższą komorą skręcenie ma większą wartość⁸¹,

- **przeciwskręt (*untwist*)** – parametr rozkurczowy, wyrażany w stopniach. Jest to bezwzględna różnica między wartościami obrotu przeciwskrętnego LV na poziomie koniuszka i podstawy serca.

- **tempo skrętu i przeciwskrętu (*twist rate, untwist rate*)** – parametry określające tempo właściwości skrętnych i przeciwskrętnych LV w czasie skurczu i rozkurczu.

Wartości parametrów obrotowych mięśnia sercowego mierzone techniką STE wykazują dużą zmienność w zależności od wieku, parametrów hemodynamicznych LV oraz obszaru zainteresowania w obrębie mięśnia (region podwiersiowy, podnasierdziowy)⁸². Nie ma obecnie norm dotyczących punktów odcięcia dla wartości prawidłowych i patologicznych, dlatego pomiary ruchu obrotowego metodą 2D STE nie są obecnie zalecane w codziennej praktyce klinicznej. Jest to związane z brakiem wytycznych dotyczących techniki obrazowania oraz różnicami w algorytmach STE pomiędzy oprogramowaniem różnych firm⁴. Mimo to jest coraz więcej prac potwierdzających przydatność parametrów ruchu obrotowego w ocenie funkcji rozkurczowej serca, diagnostyce i monitorowaniu chorych z niewydolnością serca, kardiomiopatiami, nadciśnieniem tętniczym, chorobą wieńcową, u chorych ze schorzeniami zastawki aortalnej i mitralnej, chorobami osierdzia oraz kardiomiopatią Takotsubo^{4 5 83}.

2.5.4. Parametry czasowe i geometria lewej komory w obrazowaniu 2D STE

Praca serca jest procesem cyklicznym, podzielonym na interwały charakteryzujące rozkurczowe napełnianie LV, skurcz izowolumetryczny, okres wyrzutu krwi z LV oraz rozkurcz izowolumetryczny. Tradycyjnie nowy cykl serca w TTE wyznacza klatka po zamknięciu zastawki mitralnej (*mitral valve closure; MVC*), które kończy okres rozkurczu serca (*end diastole; ED*) i rozpoczyna okres skurczu izowolumetrycznego. AVC oznacza koniec skurczu (*end systole; ES*) i początek rozkurczu izowolumetrycznego. Pomimo, że powyższe parametry czasowe nie zawsze odzwierciedlają status włókien mięśniowych, powszechnie przyjęto w echokardiografii odniesienie czasowe do ED i ES⁸⁴. Prawidłowa definicja ED i ES jest kluczowa dla pomiarów odkształcenia LV, dlatego najlepiej, aby poparta była bezpośrednią obserwacją zastawek serca. Możliwe jest również użycie doplera spektralnego o ile czynność serca pomiędzy nagraniami nie różni się istotnie⁸⁵. Zaproponowano również metodę wyznaczania parametrów czasowych w czasie cyklu serca w projekcji 4-jamowej z użyciem techniki znakowania kolorem TDI w prezentacji M-mode na poziomie płątka zastawki mitralnej. Dzięki tej metodzie możliwe jest uzyskanie czasów trwania skurczu i rozkurczu izowolumetrycznego⁸⁶.

Parametr, który w większości oprogramowań komputerowych do analizy STE wyznaczany jest automatycznie jako ED to początek lub szczyt załamek R w EKG. Istnieją inne czynniki związane z MVC tj. początek zespołu QRS w EKG, największy wymiar poprzeczny lub maksymalna objętość LV. Jednak parametry te mogą być niedokładne w przypadku nieprawidłowego zapisu EKG, które jest spowodowane zaburzeniami przewodnictwa śródkomorowego lub u chorych z regionalną dysfunkcją skurczową^{80 85}.

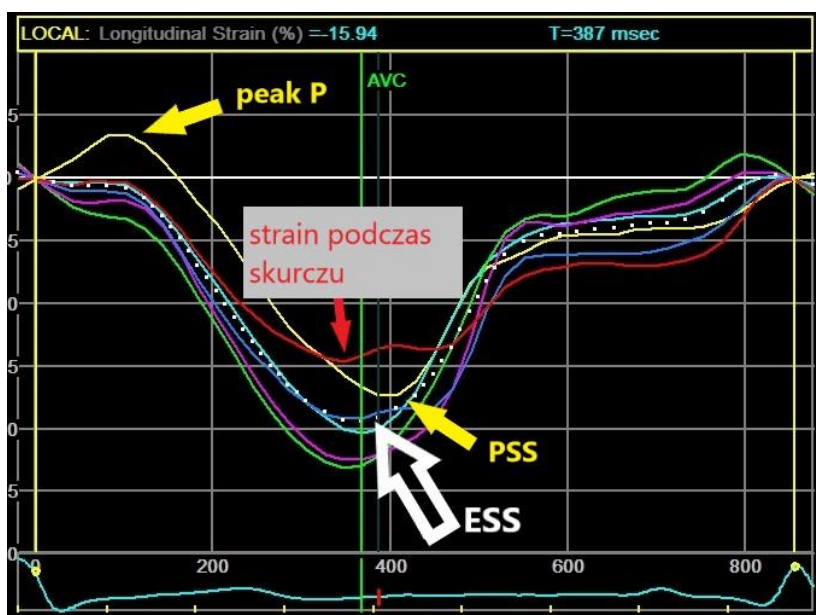
AVC jako koniec ES może być wyznaczony w projekcji przymostkowej lub koniuszkowej projekcji 3-jamowej oraz w badaniu doplera spektralnego. AVC można również wyznaczyć w momencie „szczytu” globalnej wartości odkształcenia skurczowego lub w fazie odpowiadającej minimalnej objętości LV^{25 80}.

Najczęściej stosowanymi parametrami odkształcenia, mającymi związek w wydarzeniach w czasie cyklu serca są (Rycina 8)^{80 87}:

- odkształcenie końcowoskurczowe (*end-systolic strain; ESS*) – wartość odkształcenia podczas ES, wyznaczana w momencie AVC,
- odkształcenie szczytowe podczas skurczu LV,

- dodatnie szczytowe odkształcenie skurczowe (*positive peak systolic strain*) – odzwierciedla lokalne rozciąganie mięśnia sercowego,
- odkształcenie poskurczowe (*post-systolic strain; PSS*) – występujące we wczesnej fazie rozkurczu, obrazuje dalsze skracanie niektórych włókien mięśniowych, występujące głównie u chorych z niedokrwieniem mięśnia sercowego, ale może występować u 30% zdrowych ludzi,
- szczytowe odkształcenie – stanowi szczytową wartość odkształcenia podczas całego cyklu pracy serca, a tym samym może mieć wartość maksymalnego odkształcenia w czasie skurczu, wartość ESS lub PSS.

Zgodnie z zaleceniami EACVI/ASE, ESS jest rekomendowanym parametrem do oceny deformacji mięśnia sercowego. Niemniej, w dużym badaniu porównawczym zainicjowanym przez ekspertów grupy roboczej EACVI/ASE, ocenianym parametrem był szczytowy strain skurczowy^{55 80}. Pozostałe parametry mogą być pomocne zwłaszcza u osób z patologią w obrębie serca i powinny być jednoznacznie zdefiniowane, aby uniknąć nieporozumień⁸⁰.



Rycina 8. Krzywa odkształcenia podłużnego z zaznaczonymi punktami określającymi maksymalne odkształcenie w czasie cyklu serca. Peak P – dodatnie szczytowe odkształcenie skurczowe (segment oznaczony żółtym kolorem), strain podczas skurczu – odkształcenie szczytowe przed zamknięciem zastawki aortalnej (AVC, segment oznaczony kolorem czerwonym), ESS – odkształcenie końcowoskurczowe (średnia ze wszystkich segmentów, oznaczenie kolorem białym), PSS – odkształcenie poskurczowe (segment oznaczony kolorem żółtym). Kolory krzywych odpowiadają poszczególnym segmentom LV. Na dole krzywa EKG.

Aby prawidłowo śledzić ruch plamek w obrazie 2D STE z klatki na klatkę, wymagany jest odpowiedni *frame rate* (FR) opisujący częstość wyświetlanego obrazu w ciągu sekundy (*frame per second; fps*). Optymalna wartość *fps* wynosi 40-60/s. Niższa wartość *fps* powoduje niższą rozdzielczość czasową i może doprowadzić do gorszej jakości obrazu, zaś wyższa wartość *fps* może skutkować zafałszowaniem wyniku ze względu na bardzo mały ruch plamek między kolejnymi klatkami nagrania ⁵².

Analiza STE poprzedzona jest zdefiniowaniem obszaru zainteresowania (*region of interest; ROI*) mięśnia sercowego w analizowanych projekcjach. ROI wyznaczone jest w momencie ED poprzez obrysowanie granicy (wykonane przez badacza lub wyznaczone automatycznie przez oprogramowanie) jednej z trzech warstw LV. Granica endokardium i epikardium wyznacza ROI wewnętrzne i zewnętrzne, natomiast w połowie odległości między nimi leży środkowa linia ROI mięśnia sercowego. Po wyznaczeniu ROI, oprogramowanie dzieli mięśniówkę serca na segmenty. Segmenty są jednostkami anatomicznymi, dla których otrzymuje się wartości liczbowe odkształcenia. W projekcjach koniuszkowych możemy wyróżnić segmenty prawe i lewe: podstawne, środkowe i koniuszkowe. W standardowej prezentacji 6-segmentowej danej projekcji (obraz LV w modelu 16- lub 18-segmentowym) każda jednostka po prawej lub po lewej stronie stanowi 1/3 długości ROI prawego lub lewego. W prezentacji 17-segmentowej każda jednostka podstawna, środkowa i koniuszkowa stanowi 2/7 długości ROI prawego i lewego, zaś „czapeczka koniuszka” 1/7 długości ROI prawego i 1/7 długości ROI lewego. W projekcjach przymostkowych w osi krótkiej segmenty mają zależność kątową od punktu w środku światła LV. Na danym poziomie (podstawny, środkowy i koniuszkowy) ROI podzielone jest na 6 lub 4 segmenty ⁸⁰.

2.6. Technika śledzenia markerów akustycznych w echokardiografii 3D oraz w rezonansie magnetycznym

Ocena globalnej i regionalnej funkcji skurczowej serca jest przedmiotem badań naukowców od wielu lat. Wykorzystywano w tym celu różne technologie. W latach 70. XX wieku opracowano metodę sonomikrometrii, w której z użyciem echokardiografii badano kurczliwość odcinkową na podstawie metalowych znaczników lub kryształów przytwierdzonych do mięśnia sercowego ⁸⁸. Nieinwazyjna echokardiograficzna metoda oceny kurczliwości to kolorkineza (*color kinesis*), która polega na automatycznej detekcji zarysu wsierdzia i kodowaniu go kolorem, a także technika wykorzystująca energię ech rozproszonych od struktur serca (*integrated backscatter*). Jednak żadna z nich nie znalazła powszechnego

zastosowania w praktyce klinicznej będąc metodą inwazyjną (sonomikrometria) lub zbyt niedokładną i czasochłonną jak w przypadku kolorkinezy i metody ech rozproszonych^{4 46}.

Przed powszechnym zastosowaniem techniki 2D STE tylko kardiologiczny rezonans magnetyczny (*cardiac magnetic resonance*; CMR) pozwalał w sposób nieinwazyjny i dokładny opisać skomplikowaną dynamikę serca. CMR jest wiarygodną i dokładną metodą oceny funkcji LV, do dziś uznawaną za „złoty standard” w ocenie LVEF oraz deformacji LV^{88 89}. Wartości odkształcenia uzyskane techniką 2D STE z wynikami uzyskanymi w sonomikrometrii i CMR powinny być zgodne, choć niektóre prace zwracają uwagę na niższe wartości odkształcenia podłużnego oraz koniuszkowej rotacji w stosunku do CMR, co może wynikać z analizy odmiennych płaszczyzn w obu technikach oraz niedoszacowaniem odkształcenia koniuszka w echokardiografii^{5 68 90 91 92 93 94 95 96}.

Ocena odkształcenia mięśnia sercowego może być analizowana z wykorzystaniem różnych technik CMR, m.in. metodą znakowania miokardium, która została opisana 30 lat temu⁹⁷ i mającą wartość prognostyczną w przewidywaniu zdarzeń sercowo-naczyniowych^{98 99}. W obrazie CMR uzyskanym metodą znakowania miokardium brak jest markerów akustycznych, a analiza odkształcenia polega na śledzeniu granicy tkanki mięśniowej i anatomicznych cech tj. mięśnie brodawkowate^{48 100}. Charakteryzuje się jednak niską rozdzielczością czasową, długim czasem akwizycji, koniecznością trzymania długiego wdechu. Ponadto jest to metoda subiektywna, zależna od umiejętności i doświadczenia badacza oraz czasochłonna¹⁰¹. Kilka lat temu wprowadzono nową półautomatyczną metodę śledzenia cech obrazów ruchomych CMR (*feature tracking cardiac magnetic resonance*; FT-CMR), która w sposób szybki i dokładny analizuje deformację obu komór i przedsionków⁹⁴. Jest bardzo dokładnym narzędziem w ocenie anatomii, pomiarze LVEF i analizie ruchomości ściany serca w związku z wysoką rozdzielczością czasową i przestrzenną⁸⁹. CMR jest przydatnym narzędziem do oceny odkształcenia LV, zwłaszcza u pacjentów z suboptymalną jakością obrazu echokardiograficznego⁹⁴.

W ostatnich latach do echokardiografii została wprowadzona technologia trójwymiarowa 3D. Pozwala ona na generowanie wiązki ultradźwiękowej w kształcie piramidy, co daje możliwość rejestracji trójwymiarowego obszaru mięśnia sercowego. Jest to duża zaleta w porównaniu do techniki 2D, w której podczas analizy STE może dojść do „zgubienia” niektórych obszarów mięśnia w trakcie cyklu serca. Podczas badania techniką 3D STE (*three-dimensional Speckle Tracking Echocardiography*) jednocześnie można rejestrować deformację w trzech prostopadłych do siebie kierunkach: podłużnym, okrężnym, radialnym oraz tzw. odkształcenie

powierzchniowe (*area strain*) z jednej projekcji koniuszkowej⁵². Ułatwia to wykonanie analizy STE oraz może skrócić czas wykonania badania^{102 103 104}. Niestety, uzyskane obrazy i analiza 3D STE w dużym stopniu zależą od jakości nagrania a sama technika charakteryzuje się niską rozdzielczością czasową i przestrzenną w porównaniu do techniki 2D, co potencjalnie może wpłynąć na wystąpienie błędnych wyników⁴. Dane na temat porównania wyników odkształcenia między technologią 2D a 3D oraz między oprogramowaniami do analizy 3D różnych firm są jak dotąd sprzeczne^{102 103 105 106}. Obecnie metoda 3D STE wymaga technologicznej poprawy oraz walidacji, aby móc stosować ją w praktyce klinicznej^{48 53 68}.

2.7. Oprogramowania komputerowe do analizy odkształcenia mięśnia sercowego różnych firm dedykowane aparatom echokardiograficznym

Od 2004 roku rozpoczął się intensywny rozwój techniki STE^{46 49}. Przez kilka kolejnych lat producenci aparatów echokardiograficznych prezentowali swoje oprogramowania (*software*) do analizy odkształcenia. Powstały również oprogramowania do analizy deformacji niezależne od sprzętu na którym badanie było zrobione. W 2010 roku po raz pierwszy ukazały się prace porównujące wartości GLS, GCS i GRS u zdrowych osób wyliczone za pomocą oprogramowań różnych firm. Okazało się, że o ile wartości GLS są dość zgodne, GCS i GRS różnią się istotnie między sobą^{107 108}. Zrodziło to przypuszczenia, że porównanie kolejnych grup pacjentów: większej populacji, w różnym wieku, z patologiami mięśnia sercowego, może doprowadzić do niezgodności wyników odkształcenia globalnego, ale również regionalnej funkcji skurczowej¹⁰⁹.

W tabeli 1 zaprezentowano producentów i aparaty echokardiograficzne oraz oprogramowania do analizy odkształcenia metodą 2D STE. Wymieniono te firmy, których wartości odkształcenia metodą 2D STE są dostępne w literaturze i były kiedykolwiek porównywane między sobą.

Producent sprzętu medycznego	Wersja aparatu echokardiograficznego	Oprogramowanie, wersje oprogramowania
Esaote	MyLabAlpha eHD	XStrain 2D v.5.50

General Electric Healthcare	Vivid 7, Vivid E9	EchoPAC 6.2.1; 11.0.0; BT 09; BT12; 110.1.3; 113; BT13 v.20.1
Hitachi Aloka Medical Ltd.	ProSound F75	2DTT Analysis v.6.0
Philips Medical System	iE33	QLAB 7.1; 8.0; 9.0; 10.0; 10.3
Samsung Medison	RS80A with Prestige	Kardia 1.00.0615
Siemens Medical Solution	Acuson S2000 Cv System	Velocity Vector Imaging (VVI) 2.0 – oprogramowanie analizuje dane w formacie DICOM
Toshiba Medical System	Artida 4D, Aplio	Ultra Extend 3.0; 3.2
Producenci niezależnego oprogramowania (analiza w formacie DICOM)		
Epsilon Imaging		Cardio Oncology, EchoInsigt
TomTec Imaging System		2D Cardiac Performance Analysis (CPA 4.5; 1.3)

Tabela 1. Producenci, aparaty echokardiograficzne i wersje oprogramowania do analizy 2D STE, które wykorzystane zostały do porównania parametrów odkształcenia. DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) – obrazowanie cyfrowe i wymiana obrazów w medycynie.

2.8. Inicjatywa EACVI/ASE w celu standaryzacji obrazowania 2D STE pomiędzy oprogramowaniami komputerowymi różnych firm produkujących aparaty echokardiograficzne.

Kilka lat po wprowadzeniu techniki STE i potwierdzeniu jej przydatności w podejmowaniu wielu decyzji klinicznych, stało się faktem, że ograniczeniem jej szerokiego zastosowania i wprowadzenia do standardów echokardiograficznych jest niezadowalająca

powtarzalność wyników pomiędzy różnymi oprogramowaniami^{58 109}. Przyjęto, że różnice w pomiarach nie powinny przekraczać 10% (w odniesieniu do różnicy w pomiarach LVEF w echokardiografii 2D), aby metoda STE mogła być zalecaną w codziennej praktyce klinicznej⁵⁵. W 2010 roku liderzy europejskiego i amerykańskiego towarzystwa echokardiograficznego (EACVI i ASE), we współpracy z towarzystwami japońskim i koreańskim, zaprosili przedstawicieli zainteresowanych firm produkujących aparaty echokardiograficzne i programy komputerowe do analizy deformacji do uczestnictwa w projekcie mającym na celu zmniejszenie różnic w pomiarach odkształcenia mięśnia sercowego¹⁰⁹. W tym celu, najpierw na danych syntetycznych⁵⁸, a następnie na grupie 63 ochotników i pacjentów z różną dysfunkcją mięśnia sercowego w ciągu 5 dni wykonano badania echokardiograficzne na 7 aparatach różnych producentów. Zebrane dane porównano w trybie *off-line* na oprogramowaniach komputerowych dedykowanych danemu producentowi, a także na dwóch oprogramowaniach niezależnych, z danych nagranych w formacie DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine* – obrazowanie cyfrowe i wymiana obrazów w medycynie)⁵⁵. Pierwsze rezultaty inicjatywy zaowocowały dokumentem, w którym wyjaśniono i usystematyzowano techniczne aspekty dotyczące: odmiennych algorytmów STE, zalecanych wartości FR, pozyskiwania obrazów do analizy, stosowanej terminologii oraz odpowiedniej interpretacji zdarzeń w odniesieniu do parametrów czasowych⁸⁰. Następnie, w 2015 roku, ukazała się publikacja porównująca wyniki GLS na różnych oprogramowaniach wśród zdrowych ochotników i chorych pacjentów⁵⁵.

3. CELE PRACY

1. Ustalenie czy jest zgodność wyników odkształcenia oraz tempa odkształcenia mięśnia sercowego globalnego i segmentalnego:
 - a) podłużnego
 - b) okrężnego
 - c) radialnegouzyskanych w dwuwymiarowym badaniu echokardiograficznym wykonanym trzema aparatami różnych producentów oraz dedykowanymi danemu producentowi zewnętrznymi oprogramowaniami do analizy STE (General Electric – EchoPAC, Toshiba – ACP, Philips – Qlab).
2. Ocena zgodności wyników pomiarów odkształcenia oraz tempa odkształcenia podłużnego, okrężnego oraz radialnego u tego samego badacza.
3. Ocena zgodności wyników pomiarów odkształcenia oraz tempa odkształcenia podłużnego, okrężnego oraz radialnego pomiędzy dwoma badaczami.

4. MATERIAŁ I METODY

4.1. Badana grupa

Do badania włączono 45 ochotników (30 kobiet i 15 mężczyzn) w wieku 20 – 26 lat spełniających kryteria włączenia i wyłączenia. Uczestnictwo w badaniu miało charakter dobrowolny. Każdy uczestnik podpisał świadomą zgodę na udział w badaniu (Załącznik 1).

Kryterium włączenia stanowiły:

- prawidłowe lub wysokie prawidłowe ciśnienie tętnicze mierzone w czasie każdej wizyty,
- prawidłowy zapis EKG w czasie każdej wizyty.

Kryterium wyłączenia z badania:

- choroby sercowo-naczyniowe mogące wpływać na czynność serca,
- kardiomiopatie u rodziców i rodzeństwa,
- stosowanie jakichkolwiek leków mogących wpływać na układ sercowo-naczyniowy,
- zawodowe uprawianie sportu,
- ciąża,
- stwierdzone w badaniu echokardiograficznym nieprawidłowe wartości klasycznych parametrów dotyczących wielkości, grubości jam serca, czynności skurczowej i rozkurczowej oraz przepływów zastawkowych^{18 34}.

Badanie podmiotowe opierało się na zebraniu wywiadu dotyczącego przebytych lub aktualnych chorób sercowo-naczyniowych wpływających na czynność serca, wywiadu w kierunku uprawiania zawodowego sportu oraz w kierunku kardiomiopatii w rodzinie.

W trakcie badania przedmiotowego wykonywano pomiar parametrów antropometrycznych: wzrost, masa ciała, powierzchnia ciała (*body surface area*; BSA) i wyliczano wskaźnik masy ciała (*body mass index*; BMI). Pomiaru ciśnienia tętniczego skurczowego i rozkurczowego (w mmHg) dokonywano w pozycji siedzącej po 15-minutowym odpoczynku podczas każdej wizyty (przedstawiono średnią arytmetyczną z pomiarów u każdej osoby). Każdy uczestnik zgodził się na podanie numeru telefonu w celu powiadomienia o kolejnym terminie badania.

Badanie uzyskało zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu (Załącznik 2).

4.2. Badanie echokardiograficzne przy użyciu metod klasycznych

Wszystkie badania TTE wykonywano w Pracowni Echokardiograficznej II Kliniki Kardiologii, w tygodniowych cyklach, łącznie w ciągu 8 tygodni. Dwuwymiarowe badanie

TTE w skali szarości wykonywano w pozycji leżącej na boku, z uniesioną lewą kończyną górną w czasie spokojnego oddechu. Nagrania obrazów wykonywane były podczas zatrzymanego oddechu w czasie 3 cykli serca. Zwracano uwagę, aby pik załamka R był dobrze widoczny w zapisie EKG. TTE wykonywano w standardowych projekcjach echokardiograficznych: przymostkowo w osi długiej i krótkiej na poziomie zastawki aortalnej i zastawki pnia płucnego oraz na poziomie mięśni brodawkowatych LV. W projekcji koniuszkowej wykonano nagrania w projekcji 4-jamowej, 3-jamowej i 2-jamowej. Stosowano zapis doplera fali pulsacyjnej PW i fali ciągłej CW, doplera kolorowego oraz tkankowego na poziomie pierścienia zastawki mitralnej. Zwracano szczególną uwagę na uzyskanie jak najlepszej jakości obrazu, unikając artefaktów, „wychodzenia” mięśnia sercowego poza obszar obrazowania w czasie cyklu serca, „skracania” analizowanych struktur, zwłaszcza koniuszka LV oraz eliptycznych zamiast okrężnych przekrojów LV w projekcji przymostkowej w osi krótkiej^{110 111}. Starano się, aby FR mieścił się w przedziale 60-80 klatek na sekundę, niemniej jeśli częstość pracy serca osoby badanej przekraczała 80/min, starano się uzyskać maksymalnie wysoki FR. Dostosowywano szerokość sektora do wielkości mięśnia sercowego tak, aby zoptymalizować obrazowanie, zwracając uwagę, aby FR nie był zbyt niski. Wszystkie nagrania zostały zapisane na dysku twardym aparatu echokardiograficznego, a następnie jako „surowe dane” (*raw data*) w przypadku aparatu General Electric (GE) i Philips nagrane na dysku zewnętrznym. Badania echokardiograficzne z aparatu firmy Toshiba zostały nagrane na dysku zewnętrznym w formacie DICOM (standardowa forma zapisu danych do analizy *off-line* w modelu aparatu Artida). Z założenia, każdy ochotnik miał mieć wykonane badanie echokardiograficzne (obejmujące parametry klasyczne i parametry do analizy speckle-tracking) na każdym z aparatów echokardiograficznych.

Następnie badania zostały przeniesione do dedykowanego każdemu producentowi oprogramowania komputerowego z dostępną funkcją półautomatycznego śledzenia markerów akustycznych. Wersje oprogramowania na których wykonywano analizę *off-line*:

- GE Vivid 9 (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) – ***EchoPAC wersja 113 (EchoPAC)***,
- Toshiba Artida (Toshiba Medical System, Otawara, Japonia) – ***Advanced Cardiology Package Ultra Extend wersja 2.7.1.6 (ACP)***,
- Philips iE33 (Philips Medical System, Andover, MA, USA) – ***Qlab wersja 10.8 (Qlab)***.

Parametry echokardiografii klasycznej oceniane były zgodnie z wytycznymi EACVI/ASE dotyczącymi pomiarów jam serca¹⁸ oraz oceny funkcji rozkurczowej w echokardiografii³⁴

i zostały wyliczone w oparciu o program EchoPAC firmy GE. W przypadku kiedy osoba nie miała wykonanego badania na aparacie GE, pomiary wykonywano w programie EchoPAC z danych w formacie DICOM nagranych na ultrasonografie firmy Toshiba.

Przed przystąpieniem do badania 2D STE oceniano jakość nagranych projekcji koniuszkowych (2-, 3-, i 4-jamowej) oraz projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych. Jeśli wybrana pętla (*cine loop*) w danej projekcji była niewłaściwa ze względu na złą wizualizację, niestabilny obraz lub nieprawidłowy zapis EKG, zmieniano pętlę EKG lub poszukiwano innego nagrania dla danej projekcji.

4.3. Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody śledzenia markerów akustycznych

Analizę STE wykonano w aplikacjach do analizy odkształcenia będące integralną częścią „stacji roboczej” danego producenta echokardiografu:

- GE *EchoPAC – AFI (Automated Function Imaging)* – dostępny na rynku od 2013 roku,
- Toshiba *ACP – Wall Motion Tracking (WMT)* – dostępny na rynku od 2012 roku,
- Philips *Qlab – Auto Cardiac Motion Quantification (aCMQ)* – dostępny na rynku od 2016 roku.

Do analizy STE wykorzystano oprogramowania komputerowe dostarczone przez przedstawicieli firmy Philips oraz Toshiba oraz program EchoPAC obecny w Pracowni Echokardiografii II Kliniki Kardiologii.

4.3.1. Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania GE EchoPAC

Aplikacja AFI firmy GE pozwala na analizę deformacji w obrazach 2D w skali szarości lub TDI. Zalecana przez producenta wartość FR do analizy 2D wynosi 40-80 *fps*, lub więcej w przypadku szybszej czynności serca. Producent zaleca rozpoczęcie analizy od projekcji 3-jamowej, której oceniany moment AVC będzie używany w dalszej analizie STE. Następnie system automatycznie wyświetla użytkownikowi klatkę nagrania w momencie końca skurczu LV. Aby zdefiniować ROI należy ręcznie wyznaczyć granicę wsierdzia lub jeśli ma być ona wyznaczona automatycznie, należy ustawić dwa punkty na poziomie wsierdzia u podstawy LV oraz jeden punkt odpowiadający wsierdzu koniuszka w projekcji koniuszkowej. W przypadku projekcji przymostkowej w osi krótkiej, należy wyznaczyć punkt centralny w środku LV i jeden

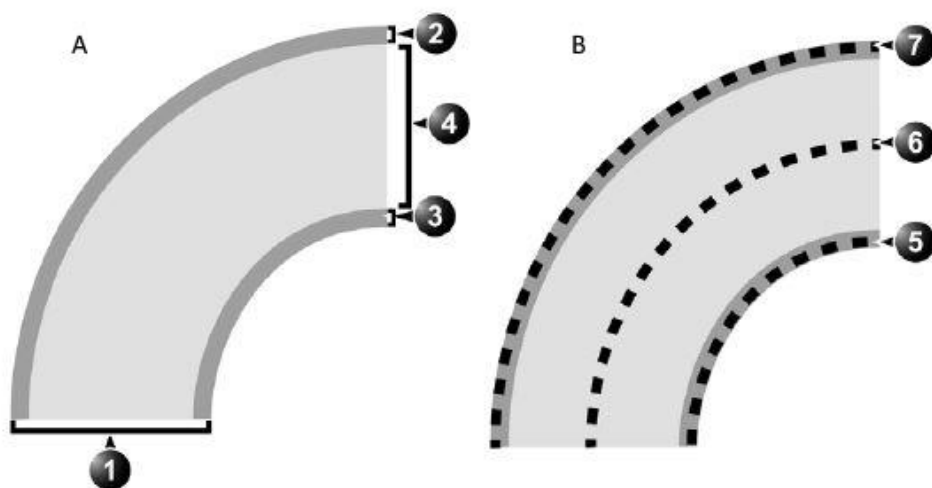
punkt określający wsierdzie pomiędzy segmentem przednim i przednio-przegrodowym. Po zatwierdzeniu linii wsierdzia program wyznacza automatycznie ROI mięśnia sercowego, ale możliwa jest korekta szerokości ROI w przypadku, jeśli rzeczywista grubość mięśnia sercowego jest mniejsza lub większa niż prezentowany zarys. Po zatwierdzeniu, program dzieli region zainteresowania na segmenty (każdy segment prezentowany jest innym kolorem) i ocenia „jakość” śledzenia w formie tabeli. Istnieje nieograniczona możliwość korekty linii endokardialnej i epikardialnej, jeśli badacz nie zgadza się z automatycznie wyznaczonym konturem lub program nie akceptuje śledzonego segmentu (przedstawionego jako krzyżyk w czerwonym polu). Po zatwierdzeniu ewentualnych zmian, program prezentuje dane w formie graficznej 2D i M-mode, wykres wartości danego parametru w czasie z odniesieniem do zapisu EKG. Dla projekcji 3-jamowej istnieje możliwość naniesienia zmiany momentu AVC.

Ocena AVC w programie EchoPAC może być wykonana przez badacza poprzez pomiar AVC w doplerze CW (jeśli pomiar zostanie zapamiętany w systemie) lub z projekcji 3-jamowej na podstawie obserwacji momentu AVC, bądź poprzez pomiar automatyczny determinowany przez kurczliwość segmentów LV (szczytowa wartość odkształcenia w projekcji 3-jamowej). Po uzyskaniu danych na temat odkształcenia LV w projekcji 3-jamowej, należy wykonać pomiary w projekcji 2-jamowej i 4-jamowej.

Tzw. „Bull’s eye” stanowi prezentację wybranych parametrów odkształcenia lub parametrów czasowych w formie 17-segmentowej mapy planarnej dla projekcji koniuszkowych. Mapa planarna nie może być wyświetlana, jeśli istnieje duża różnica w częstości pracy serca pomiędzy projekcjami (producent nie definiuje jaka to różnica).

W projekcjach koniuszkowych w osi długiej dla każdego segmentu dostępne są dane na temat: prędkości, odkształcenia, tempa odkształcenia i przemieszczenia podłużnego miokardium. W przypadku projekcji przymostkowych w osi krótkiej uzyskuje się dane na temat prędkości, odkształcenia, tempa odkształcenia, przemieszczenia okrężnego i radialnego, rotacji i tempa rotacji, a jeśli użytkownik wykonał analizę odkształcenia LV na poziomie zastawki mitralnej oraz koniuszka – również skrętu i tempa skrętu LV. Ponadto istnieje możliwość pomiaru czasu trwania (*timing*) określonego wydarzenia w cyklu serca na wszystkich wykresach odkształcenia.

Analiza STE obejmuje całą grubość mięśnia sercowego LV i jest wyznaczona przez ROI. Prezentowane pomiary dla warstwy endokardialnej (*ENDO*) i epikardialnej (*EPI*) są wartościami odkształcenia na linii wewnętrznej i zewnętrznej ROI (Rycina 9). Środkowa linia (*MID*) reprezentuje średnie wartości odkształcenia dla całej grubości ściany LV ¹¹².



Rycina 9. (A) Warstwy mięśnia sercowego, (B) region zainteresowania (ROI) oraz miejsce pomiaru odkształcenia dla warstwy endokardialnej, środkowej oraz epikardialnej. 1. Warstwy mięśnia LV; 2. Warstwa epikardialna; 3. Warstwa endokardialna; 4. Warstwa środkowa mięśnia sercowego; 5. ROI ENDO – linia pomiaru dla warstwy ENDO; 6. ROI MID – linia warstwy MID prezentująca średnią z grubości ściany LV. 7. ROI EPI – linia pomiaru dla warstwy EPI. Przedrukowane za zgodą M. E. Rasmussen (Global Ad & Promo Manager, Cardiovascular Ultrasound GE Healthcare) ¹¹².

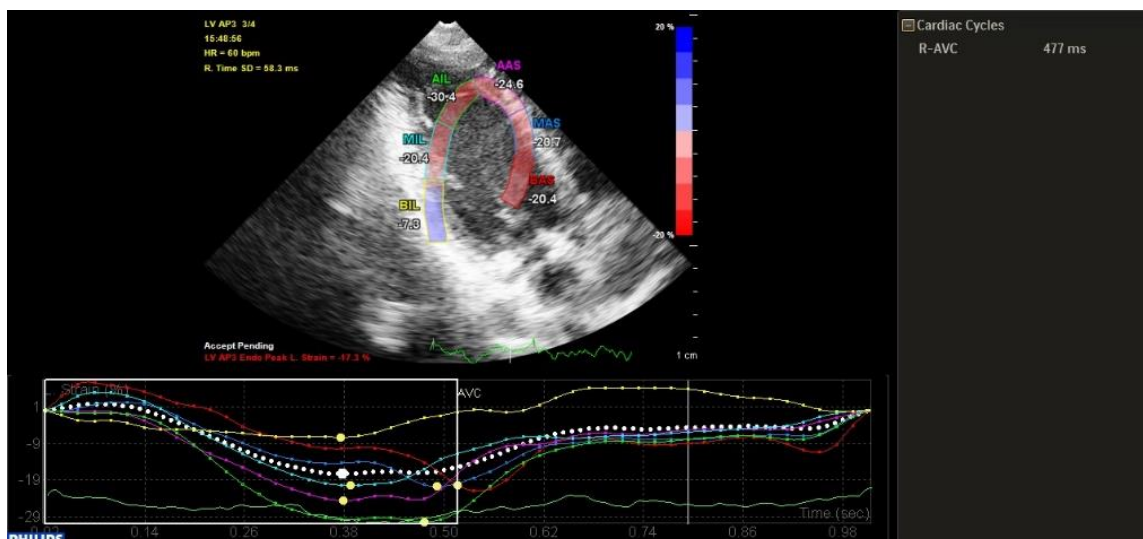
4.3.2. Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania Toshiba ACP

W programie Wall Motion Tracking (WMT) firmy Toshiba do analizy odkształcenia LV nie jest wymagane użycie AVC, stąd nie ma znaczenia projekcja, która została poddana analizie jako pierwsza. W systemie domyślnie ustawiono wyjściową klatkę dla projekcji koniuszkowej na końcowy rozkurcz (marker na zapisie EKG w obrębie załamka R), zaś dla krótkiej osi w projekcji przymostkowej na koniec skurczu (marker na zapisie EKG w fazie końcowej załamka T). Producent zaleca, aby FR podczas zapisu wynosił przynajmniej 30 *fps*. Istnieje możliwość zmiany cyklu serca do analizy STE, jeśli nagrana była więcej niż jedna ewolucja. W projekcjach koniuszkowych ROI wsierdzia i nasierdzia jest wyznaczane automatycznie po naniesieniu 3 punktów odpowiadającym wsierdzu w okolicy podstawy serca (dwa punkty) i koniuszka (jeden punkt). W projekcjach przymostkowych w osi krótkiej należy wyznaczyć punkty wsierdzia „na godzinie 4, 8 i 12”, następnie program wyznacza ROI. Istnieje możliwość ręcznego naniesienia zmian grubości ROI, indywidualnie dla każdego fragmentu mięśnia LV.

Program WMT wylicza wartości prędkości, przemieszczenia, odkształcenia, tempa odkształcenia podłużnego i poprzecznego w projekcjach koniuszkowych. W projekcjach przymostkowych w osi krótkiej uzyskuje się dane na temat prędkości, przemieszczenia, odkształcenia i tempa odkształcenia radialnego oraz odkształcenia i tempa odkształcenia okrężnego, jak również rotacji i tempa rotacji. Na wszystkich wykresach odkształcenia można umieścić znaczniki czasowe ¹¹³. W oprogramowaniu firmy Toshiba nie ma informacji w jaki sposób liczone jest odkształcenie w odniesieniu do warstw mięśnia sercowego. Brak jest również informacji na temat GLS oraz prezentacji wyników w formie „Bull’s eye”.

4.3.3. Badanie echokardiograficzne przy użyciu metody STE z zastosowaniem oprogramowania Philips Qlab

Program Qlab w wersji 10.8 z aplikacją aCMQ firmy Philips umożliwia użytkownikowi wyliczenie w badaniu dopplerowskim parametrów czasowych (czas otwarcia i zamknięcia zastawki aortalnej i mitralnej) i zastosowanie ich do analizy STE, ale tylko w momencie nagrywania obrazów. Wynika to z faktu, iż w oprogramowaniu Qlab nie ma możliwości wykonywania pomiarów struktur serca oraz parametrów czasowych w analizie 2D/TDI. Istnieje możliwość ręcznego wpisania tych danych na podstawie obserwacji ruchu zastawek lub też program samodzielnie wyznacza AVC, który można modyfikować. Producent zaleca aby projekcja 3-jamowa analizowana była jako pierwsza. Wybierając nagrania do analizy, obrazy powinny mieć to samo FR. Załamek R w EKG (końcowa faza rozkurczu) jest momentem od którego program rozpoczyna analizę STE zarówno w projekcjach koniuszkowych jak i w projekcji przymostkowej w osi krótkiej. Po wybraniu odpowiedniego nagrania w projekcji koniuszkowej program automatycznie wyznacza ROI w postaci dwóch linii – endokardium i epikardium. Jeśli śledzenie plamek jest niedokładne, linia ROI może być poprawiona ręcznie lub wyznaczona przez użytkownika samodzielnie (Rycina 10). W tym celu badacz zaznacza 3 punkty odpowiadające endokardium: dwa przy podstawie i jeden przy koniuszku, a następnie program wyznacza ROI, które również można modyfikować. W projekcjach przymostkowych w osi krótkiej należy wyznaczyć dwa punkty (w środku światła LV oraz punkt między segmentem przednim a przednio-przegrodowym), aby program następnie mógł wyznaczyć ROI. Istnieje możliwość poprawienia ROI zarówno w czasie ED jak i ES. Podobnie jak w opisanych powyżej oprogramowaniach można również zmierzyć czas określonych zdarzeń w cyklu serca na wszystkich wykresach deformacji ¹¹⁴.



Ryc. 10. Przykład nieprawidłowego automatycznego wyznaczenia ROI przez aCmQ pomimo zadowalającej wizualizacji projekcji 3-jamowej.

W projekcjach koniuszkowych mierzonymi parametrami deformacji są odkształcenie i tempo odkształcenia podłużnego, prędkość i przemieszczenie poprzeczne, natomiast w projekcji przymostkowej w osi krótkiej uzyskuje się dane na temat: odkształcenia i tempa odkształcenia okrężnego, prędkości i przemieszczenia radialnego oraz rotacji. Globalne wartości odkształcenia można przedstawić w formie 17- bądź 18-elementowej mapy planarnej dla wszystkich warstw mięśnia sercowego ¹¹⁵.

W celu ujednoczenia nomenklatury, w opisie segmentów LV w poszczególnych projekcjach zaprezentowano nazwy obowiązujące zgodnie z rekomendacjami EACVI/ASE dla 18-segmentowego podziału ¹⁸.

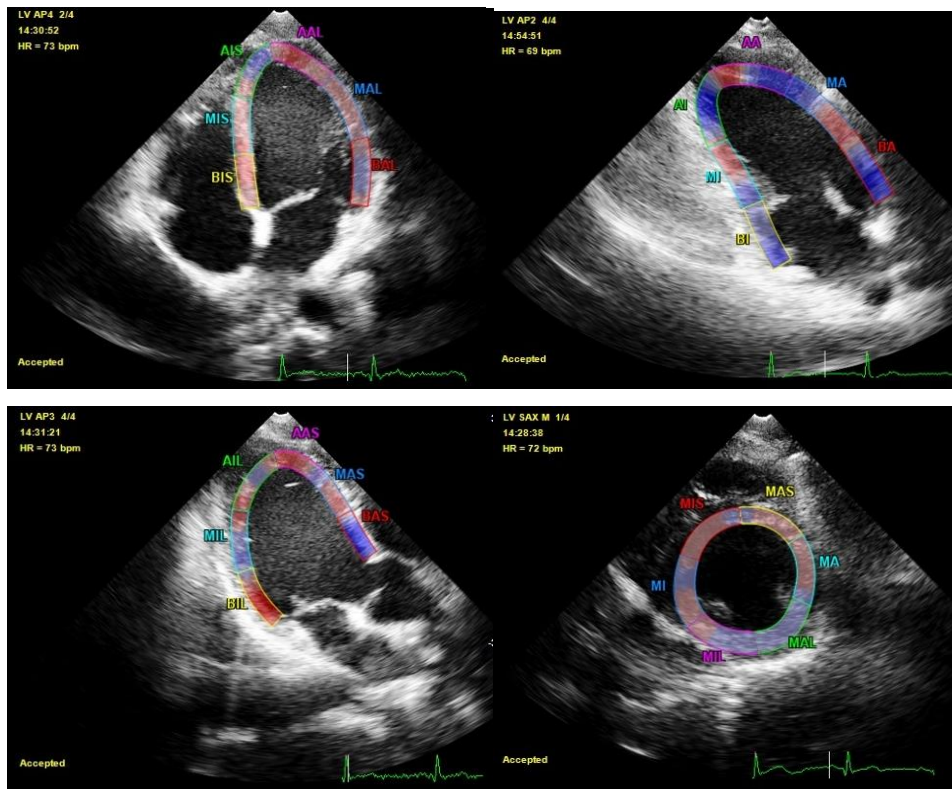
W poszczególnych projekcjach koniuszkowych zaprezentowano podział na 6 segmentów (Rycina 11):

- segmenty w projekcji 4-jamowej: podstawny dolno-przegrodowy (*basal inferoseptal*; BIS), środkowy dolno-przegrodowy (*mid inferoseptal*; MIS), koniuszkowy dolno-przegrodowy (*apical inferosptal*; AIS), koniuszkowy przednio-boczny (*apical anterolateral*; AAL), środkowy przednio-boczny (*mid anterolateral*; MAL), podstawny przednio-boczny (*basal anterolateral*; BAL),

- segmenty w projekcji 2-jamowej: podstawny dolny (*basal inferior*; BI), środkowy dolny (*mid inferior*; MI), koniuszkowy dolny (*apical inferior*; AI), koniuszkowy przedni (*apical anterior*; AA), środkowy przedni (*mid anterior*; MA), podstawny przedni (*basal anterior*; BA),

- segmenty w projekcji 3-jamowej: podstawny dolno-boczny (*basal inferolateral*; BIL), środkowy dolno-boczny (*mid inferolateral*; MIL), koniuszkowy dolno-boczny (*apical inferolateral*; AIL), koniuszkowy przednio-przegrodowy (*apical anteroseptal*; AAS), środkowy przednio-przegrodowy (*mid anteroseptal*; MAS), podstawny przednio-przegrodowy (*basal anteroseptal*; BAS).

- segmenty w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych zostały nazwane zgodnie z nomenklaturą programu Qlab, której nazwy odpowiadają segmentom w projekcjach koniuszkowych: segment przednio-przegrodowy (*mid anteroseptal*; MAS), przedni (*mid anterior*; MA), przednio-boczny (*mid anterolateral*; MAL), dolno-boczny (*mid inferolateral*; MIL), dolny (*mid inferior*; MI), dolno-przegrodowy (*mid inferoseptal*; MIS).



Ryc. 11. Prezentacja segmentów lewej komory w czterech analizowanych projekcjach: od lewej na górze: 4-jamowa, 2-jamowa, 3-jamowa po lewej na dole i przymostkowa w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych po prawej na dole. Rozwinięcie skrótów segmentów nad rycinami.

Badanie z wykorzystaniem metody STE rozpoczynano się od projekcji 3-jamowej, w której na podstawie obserwacji ruchu płatków zastawki aortalnej identyfikowano moment AVC. Jeśli pomiar automatyczny nie zgadzał się z oceną wizualną, modyfikowano ręcznie czas

AVC. Po wyznaczeniu ROI (automatycznym lub ręcznym) wizualnie oceniano uzyskane wyniki odkształcenia, zarówno obrys mięśnia LV jak również krzywą wykresu i wartości liczbowe, które akceptowano lub nie. Jeśli ROI było nieprawidłowe w czasie cyklu serca starano się poprawić linię wsierdzia bądź nasierdzia, jeśli było to możliwe do momentu uzyskania zadowalającego wyniku. Analizowano szczytową wartość odkształcenia w czasie cyklu pracy serca, ponieważ z założenia w badaniu brały udział osoby zdrowe, u których fizjologicznie mógł wystąpić PSS. Dodatkowym argumentem wyboru tego parametru był fakt zmiennej częstości pracy serca pomiędzy nagraniami u niektórych osób, co mogło powodować niedokładne wyznaczenie AVC. Wszystkie dane dotyczące parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia zapisywano domyślnie w formie obrazów w formacie jpg i wartości liczbowych w arkuszu Excel. Zwracano szczególną uwagę na rejestrację odkształcenia globalnego (prezentowanego na wykresie za pomocą grubszej białej przerywanej linii), jeśli dane te nie były zapisywane automatycznie, notowano je ręcznie (w przypadku programu Qlab). Następnie przystępowano do analizy STE w projekcjach 4-jamowej, 2-jamowej, na końcu zaś w projekcji przymostkowej w osi krótkiej. Jeśli jeden segment w danej projekcji, pomimo korekty, nie był śledzony prawidłowo, wynik odkształcenia poszczególnego segmentu odrzucano. Jeśli przynajmniej 2 segmenty w danej projekcji były śledzone nieprawidłowo – całą projekcję wykluczano z badania. Wszystkie zebrane dane liczbowe w formacie Excel oraz obrazy analizowano po zakończeniu obliczeń na danym oprogramowaniu. Przyjęto, że pod uwagę brany jest szczytowy strain skurczowy, niezależnie czy przypada on przed AVC, w czasie AVC czy jest odkształceniem poskurczowym (Rycina 8).

W prezentowanej pracy, do analizy GLS włączano tylko te badania, w których dostępne były wyniki odkształcenia dla wszystkich trzech projekcji koniuszkowych.

Do oceny odcinkowej w projekcjach koniuszkowych zastosowano podział na segmenty podstawne, środkowe i koniuszkowe. Odkształcenie danego segmentu wyliczane było jako średnia arytmetyczna odkształcenia z dwóch przeciwległych segmentów tego samego poziomu LV.

Ocenę zgodności otrzymywanych wyników u tego samego badacza oceniano na podstawie wykonania pomiarów LS, CS i RS oraz odpowiadających im SR u 20 wybranych osób w programie EchoPAC firmy GE w odstępie 1 miesiąca od pierwszej analizy STE. Analizowano *off-line* kolejno wykonywane badania echokardiograficzne w czasie rekrutacji ochotników. Do badania porównawczego włączano badania z dobrą wizualizacją wszystkich projekcji. W przypadku gdy jakakolwiek projekcja nie nadawała się do analizy (z powodu złej

wizualizacji lub nieprawidłowej rejestracji nagrania), całe badanie zostało wykluczone z porównania. Ocena zgodności tych samych parametrów odkształcenia została wykonana również przez doświadczonego echokardiografistę kardiologa wśród 20 badań wybranych do analizy STE przez autora pracy. W czasie analizy STE badacze nie mieli wglądu w uprzednio uzyskane wyniki tego samego pacjenta.

4.3.4. Porównywane parametry deformacji wyliczone za pomocą oprogramowania EchoPAC, ACP i Qlab

W tabeli 2 przedstawiono odpowiadające sobie parametry deformacji na poziomie segmentów, które będą analizowane w dalszej części pracy. Do porównania globalnego i segmentalnego tempa odkształcenia podłużnego oraz okrężnego pomiędzy oprogramowaniami zastosowano wartości warstwy środkowej (MID) programu ACP i Qlab oraz podaną pojedynczą wartość liczbową programu EchoPAC (producent nie definiuje, czy mierzona wartość jest tempem odkształcenia warstwy środkowej mięśnia sercowego czy średnią ze wszystkich warstw ściany LV).

	GLS	GLSR	GCS	GCSR	GRS	GRSR
EchoPAC	ENDO, MID, EPI	1 wartość liczbowa, brak informacji z której warstwy ściany LV	ENDO, MID, EPI	1 wartość liczbowa, brak informacji z której warstwy ściany LV	Brak wartości globalnej, pojedyncza wartość liczbowa dla poszczególnych segmentów	Brak wartości globalnej, pojedyncza wartość liczbowa dla poszczególnych segmentów
ACP	INNER, MID, OUTER	INNER, MID, OUTER	INNER, MID, OUTER	INNER, MID, OUTER	INNER, OUTER, TOTAL	INNER, OUTER, TOTAL
Qlab	ENDO, MID, EPI	ENDO, MID, EPI	ENDO, MID, EPI	ENDO, MID, EPI	-	-

Tabela 2. Analizowane w STE warstwy ściany lewej komory (LV) oraz nazewnictwo. GLS – globalne odkształcenie podłużne i jego tempo (GLSR), GCS – globalne odkształcenie okrężne i jego tempo (GCSR), GRS – globalne odkształcenie radialne i jego tempo (GRSR). ENDO i INNER – warstwa

endokardialna, MID – warstwa środkowa mięśnia lewej komory, EPI i OUTER – warstwa epikardialna, TOTAL – wartość dla całej grubości ściany.

4.4 Metody analizy statystycznej

Zgodność rozkładu zmiennych ciągłych analizowano z użyciem testu Shapiro-Wilka. Dane wyrażone są jako średnia \pm odchylenie standardowe (SD). Dane w skali nominalnej obliczano przy pomocy testu niezależności Chi-kwadrat. Różnice pomiędzy trzema pomiarami sprawdzano za pomocą analizy wariancji (ANOVA) z analizą post hoc Tukeya. Różnice pomiędzy dwoma grupami niezależnymi sprawdzano testem T-studenta dla zmiennych niezależnych, zaś dla zmiennych zależnych – testem T-studenta dla zmiennych zależnych. Powtarzalność wyników u tego samego badacza i pomiędzy badaczami analizowano z użyciem testu T-studenta dla zmiennych zależnych, korelacji liniowej Pearsona oraz wykresu Blandta-Altmana. Testy uważane były za istotne statystycznie przy $p < 0,05$. Analiza statystyczna wykonano została w programie Statistica 12.0 (Statsoft Inc.).

5. WYNIKI

5.1. Ogólna charakterystyka grupy badanej

Wśród włączonych do badania 45 ochotników (30 kobiet i 15 mężczyzn), dwie osoby (mężczyzna i kobieta) zostały wyłączone ze względu na prezentowane w EKG w trakcie badania echokardiograficznego zaburzenia przewodnictwa śródkomorowego pod postacią bloku prawej odnogi pęczka Hisa (rozpoznanie potwierdzone w 12-odprowadzeniowym zapisie EKG u mężczyzny) oraz bardzo złej wizualizacji w trakcie badania TTE, która uniemożliwiała prawidłową interpretację wyników (kobieta). Średnia wieku grupy badanej wynosiła 22 lata ($\pm 1,3$ lat). Podstawowe parametry antropometryczne oraz wartości ciśnienia tętniczego z podziałem na płeć przedstawione są w tabeli 3.

Parametr	Ogółem	Kobiety	Mężczyźni
Wzrost (m)	1,75 ($\pm 0,08$)	1,70 ($\pm 0,05$)	1,84 ($\pm 0,06$)
Masa ciała (kg)	65,3 ($\pm 8,9$)	61,0 ($\pm 7,0$)	74,2 ($\pm 5,0$)
BMI (kg/m^2)	21,3 ($\pm 2,0$)	21,0 ($\pm 2,1$)	21,9 ($\pm 1,6$)
BSA (m^2)	1,79 ($\pm 0,16$)	1,71 ($\pm 0,10$)	1,97 ($\pm 0,09$)
Ciśnienie tętnicze skurczowe (mmHg)	114 (± 10)	111 (± 8)	120 (± 12)
Ciśnienie tętnicze rozkurczowe (mmHg)	69 (± 8)	68 (± 8)	71 (± 9)

Tabela 3. Podstawowe parametry antropometryczne oraz wartości ciśnienia tętniczego w grupie badanej. BMI (*body mass index*) – wskaźnik masy ciała, BSA (*body surface area*) – pole powierzchni ciała. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD).

5.2. Analiza parametrów echokardiograficznych z zastosowaniem klasycznej echokardiografii

Uczestnictwo w badaniu miało charakter dobrowolny, dlatego nie wszyscy uczestnicy mieli wykonane badania echokardiograficzne na trzech aparatach. Na aparacie firmy Philips badania wykonano u 42 osób, na aparacie GE – 38 osób oraz na aparacie firmy Toshiba – 37 osób.

Średni FR nagranych badań dla trzech projekcji koniuszkowych w programie Qlab wynosił 50 *fps*, w programie GE 56 *fps*, zaś ACP – 48 *fps*. FR dla projekcji przymostkowej w osi krótkiej

dla programu Qlab i GE wynosił 55 *fps*, a ACP – 47 *fps*. Średnia częstość pracy serca w trakcie badania ze wszystkich projekcji wyniosła odpowiednio: 71/min, 70/min i 70/min dla programu Qlab, EchoPAC i ACP.

Podstawowe wymiary w badaniu echokardiograficznym 2D oraz parametry dopplerowskie, z podziałem na płeć, przedstawiono są w tabeli 4.

Parametr	Ogółem	Kobiety	Mężczyźni
LVEDd (mm)	45 ± 4	44 ± 3 (N: 38-52)	49 ± 2 (N:42-58)
LVESd (mm)	30 ± 4	29 ± 4 (N: 22-35)	32 ± 4 (N: 25-40)
IVSd (mm)	9 ± 1	9 ± 1 (N: 6-9)	9 ± 1 (6-10)
IVSs (mm)	13 ± 2	13 ± 2	14 ± 2
LVPWd (mm)	7 ± 1	7 ± 1 (N: 6-9)	8 ± 1 (6-10)
LVPWs (mm)	12 ± 2	12 ± 3	13 ± 2
Masa lewej komory (g) – metoda linearna	139 ± 36	125 ± 25 (N: 67-162)	173 ± 35 (N: 88-224)
Masa lewej komory/BSA (g/m ²)	77 ± 16	73 ± 12 (N: 43-95)	88 ± 18 (N: 49-115)
LA (mm)	30 ± 4	29 ± 4 (N: 27-38)	32 ± 3 (N: 30-40)
RV (mm)	32 ± 4 (N: 25-41)	30 ± 3	35 ± 4
LVEF (%)	66 ± 4	67 ± 4 (N: 54-74)	64 ± 3 (N: 52-72)
Fala E (cm/s)	87 ± 14	89 ± 14	82 ± 15
Fala A (cm/s)	51 ± 10	53 ± 11	46 ± 6
DecT (ms) *	175 ± 49 (N: 138-194)	168 ± 34	179 ± 55
E/A	1,8 ± 0,4 (N: ≥ 0,8)	1,7 ± 0,4	1,8 ± 0,3
e' (cm/s) *	19 ± 3 (N: 10-28)	19 ± 3	20 ± 3
E/e'	5 ± 1 (N: <8)	5 ± 1	4 ± 1
AV max (m/s)	1,3 ± 0,2	1,3 ± 0,1	1,2 ± 0,2

Tabela 4. Podstawowe parametry echokardiografii klasycznej oraz parametry dopplerowskie. Normy wymiarów (N) przedstawiono zgodnie z rekomendacjami EACVI/ASE z 2015 roku ¹⁸. Normy rozkurczowych parametrów dopplerowskich na podstawie wytycznych z 2009 i 2016 roku ^{34 116}. LVEDd – wymiar końcoworozkurczowy lewej komory, LVESd – wymiar końcowoskurczowy lewej komory, IVSd – wymiar końcoworozkurczowy przegrody międzykomorowej, IVSs – wymiar końcowoskurczowy przegrody międzykomorowej, LVPWd – wymiar końcoworozkurczowy ściany dolno-bocznej, LVPWs – wymiar końcowoskurczowy ściany dolno-bocznej, LA – wymiar lewego

przedsionka w projekcji przymostkowej w osi długiej, RV – wymiar prawej komory w projekcji 4-jamowej, LVEF – frakcja wyrzutowa lewej komory mierzona metodą Simpsona, fala E – fala wczesnorozkurczowego napływu mitralnego, fala A – fala późnorozkurczowego napływu mitralnego, DecT – czas deceleracji fali E, wskaźnik E/A – stosunek prędkości fali E do A, e' – prędkość ruchu pierścienia mitralnego (średnia z pomiaru prędkości bocznej i septalnej, zakres normy dla obu wartości), E/e' – stosunek prędkości E do e', AV max – maksymalna prędkość przepływu przez zastawkę aortalną, \pm SD – odchylenie standardowe, * - normy dla wieku 21-40 lat.

5.3. Wykonalność badania echokardiograficznego, wizualizacja segmentów lewej komory oraz wykonalność analizy 2D STE na trzech aparatach echokardiograficznych różnych producentów

Łącznie wykonano 117 badań echokardiograficznych. 33 osoby miały wykonane badanie na wszystkich trzech aparatach echokardiograficznych różnych producentów (łącznie 99 badań), 8 osób na dwóch aparatach (16 badań) oraz 2 osoby miały badanie tylko na jednym aparacie echokardiograficznym. Przyczynami niewykonania zaplanowanych badań echokardiograficznych były: brak możliwości kontaktu telefonicznego w celu ustalenia dokładnej daty badania, odmowa kolejnego badania po kontakcie telefonicznym, brak stawienia się na umówione badanie w wyznaczonym terminie.

Nagrano łącznie 468 projekcji echokardiograficznych (trzy projekcje koniuszkowe: 4-, 2- i 3-jamowa oraz jedna projekcja przymostkowa w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych). Jedno całe badanie na aparacie Philips wykluczono ze względu na złą wizualizację wszystkich projekcji. Dane liczbowe na temat wykonalności badania echokardiograficznego umieszczone są w tabeli 5. 6 projekcji (po jednej na aparacie Philips i GE oraz 4 na aparacie Toshiba) wykluczono ze względu na problemy techniczne związane ze złym bramkowaniem, nieprawidłowo nagrany lub niestabilnością zapisu EKG. Kolejne 33 projekcje (po 9 na aparacie Philips i GE oraz 15 na aparacie Toshiba), łącznie u 18 osób, wykluczono ze względu na złą jakość nagrania, przed przystąpieniem do analizy poszczególnych segmentów LV w STE. Różnica w liczbie wykluczonych projekcji pomiędzy trzema oprogramowaniami nie była istotna statystycznie ($p=0,16$; Tabela 5).

Dzieląc każdą projekcję na 6 segmentów, ostatecznie analizowano 2550 segmentów LV.

Aparat echokardiograficzny	Wykonane badania echo	Liczba nagranych projekcji	Wykluczone projekcje przed analizą poszczególnych segmentów w STE (łącznie: zła wizualizacja i problemy techniczne)	Liczba ostatecznie analizowanych segmentów w STE
Philips	42	168	14* (8%)	924
GE	38	152	10 (6,6%)	852
Toshiba	37	148	19 (12,8%)	774
Ogółem	117	468	43 (9,2%)	2550

Tabela 5. Dane liczbowe na temat wykonalności badania echokardiograficznego z podziałem na aparaty echokardiograficzne różnych producentów. * – w tym 4 projekcje badania wykluczonego ze względu na złą wizualizację. W nawiasach podano odsetek projekcji wykluczonych z analizy.

Analizę odkształcenia wykonywano po ocenie parametrów klasycznych. W tabeli 6 podano liczbę nieprawidłowo śledzonych segmentów w analizie STE w zależności od badanej projekcji i oprogramowania. Wykazano istotną różnicę w liczbie nieprawidłowo śledzonych segmentów LV pomiędzy oprogramowaniem EchoPAC a Qlab oraz EchoPAC a ACP (w obu przypadkach $p < 0,01$).

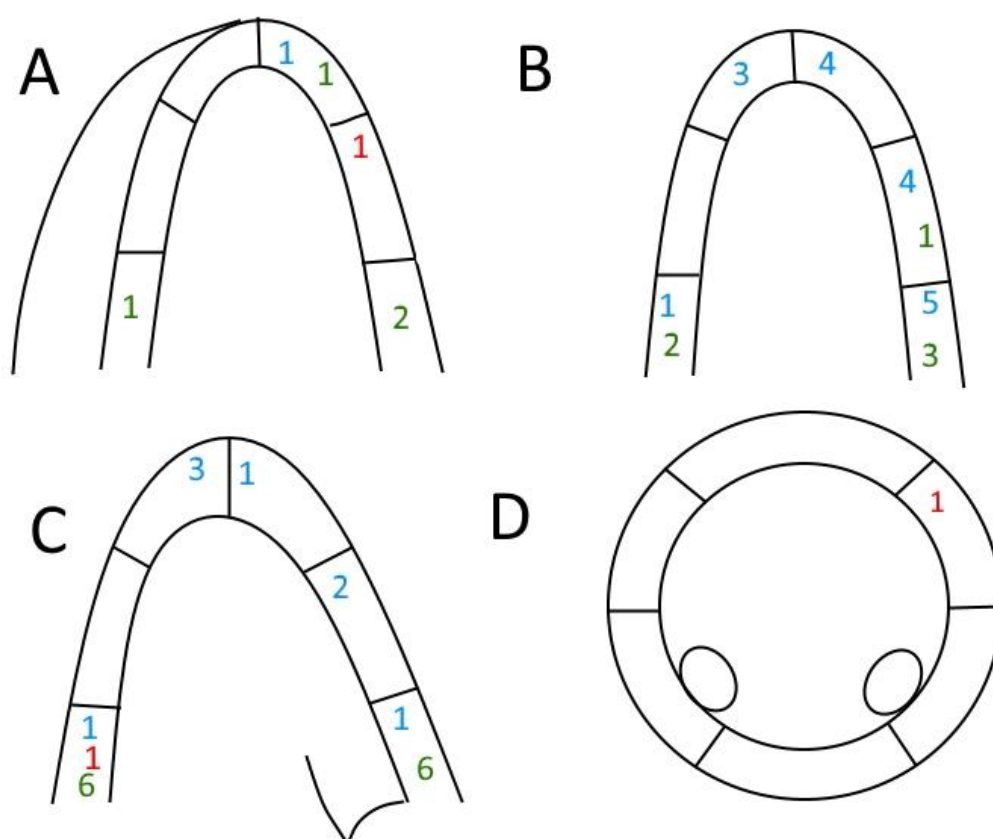
Na rycinie 12 przedstawiono graficznie wszystkie nieprawidłowo śledzone segmenty LV. Zwraca uwagę bardzo dobre śledzenie segmentów w osi krótkiej, natomiast złe w segmentach podstawnych w projekcji 2-jamowej i 3-jamowej programu Qlab i ACP.

Oprogramowanie	Razem liczba nieprawidłowo śledzonych segmentów	Projekcja 3-jamowa	Projekcja 2-jamowa	Projekcja 4-jamowa	Projekcja w osi krótkiej
Qlab (n=924)	25 (2,7%)	8	16	1	0
EchoPAC (n=852)	3 (0,4%)	1	0	1	1
ACP (n=774)	22 (3,2%)	12	6	4	0
Łącznie (n=2550)	50 (2,0%)	21	22	6	1

Tabela 6. Liczba nieprawidłowo śledzonych segmentów lewej komory w zależności od projekcji i oprogramowania. W pierwszej kolumnie w nawiasie podano ilość (n) analizowanych segmentów. W drugiej kolumnie w nawiasie podano wartość procentową odrzuconych segmentów w stosunku do

liczby n. Włączono dane z przynajmniej 1 nieprawidłowo śledzonym segmentem w danej projekcji, jeśli liczba ta wynosiła ≥ 2 , analizowaną projekcję wykluczano z dalszej analizy.

Po odjęciu projekcji z nieprawidłową wizualizacją (na podstawie oceny wizualnej, przed analizą STE), z problemami technicznymi i po odrzuceniu badań, w których przynajmniej 2 segmenty były nieprawidłowo śledzone, ostateczne wyniki uzyskano dla 416 projekcji, czyli **2496 segmentów (89% segmentów spośród wszystkich wykonanych badań echokardiograficznych)**.



Rycina 12. Nieprawidłowo śledzone segmenty lewej komory w zależności od projekcji i oprogramowania. A – projekcja koniuszkowa 4-jamowa, B – projekcja koniuszkowa 2-jamowa, C – projekcja koniuszkowa 3-jamowa, D – projekcja przymostkowa w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych. Kolorem niebieskim zaznaczono liczbę nieprawidłowo śledzonych segmentów w programie Qlab, na czerwono – w programie EchoPAC, na zielono – w programie ACP.

5.4. Analiza globalnego podłużnego odkształcenia mięśnia sercowego (GLS) na 3 aparatach echokardiograficznych.

W tabeli 7 przedstawione są wyniki GLS dla warstw mięśnia sercowego: endokardialnej, środkowej i epikardialnej. GLS liczone jest jako średnia arytmetyczna ze wszystkich trzech projekcji koniuszkowych. GLS dla pojedynczej projekcji (4-jamowej, 2-jamowej i 3-jamowej) powstaje poprzez wyliczenie średniej arytmetycznej odkształcenia ze wszystkich warstw ściany LV. Najwyższe wartości bezwzględne deformacji LV zostały wyliczone w programie EchoPAC, najniższe w programie ACP i istotnie różnią się między sobą ($p < 0,01$). Analizując strukturę warstwową LV, najwyższe GLS wyliczono dla warstwy endokardialnej. Obserwowano zmniejszanie się gradientu podłużnego od warstwy podwierzdzowej do warstwy podnasierdziowej. Gradienty pomiędzy wszystkimi warstwami LV w każdym oprogramowaniu różniły się istotnie ($p < 0,05$).

Analizując poszczególne projekcje koniuszkowe, w programie Qlab i ACP wartości GLS były najwyższe w projekcji 2-jamowej, zaś w EchoPAC – w projekcji 3-jamowej i między oprogramowaniami różniły się istotnie ($p < 0,01$; Tabela 7). Na oprogramowaniu Qlab wykazano istotną różnicę pomiędzy GLS w projekcji 2-jamowej a GLS w projekcji 4-jamowej i 3-jamowej ($p = 0,01$), zaś na oprogramowaniu EchoPAC wykazano różnicę statystyczną pomiędzy GLS w projekcji 4-jamowej a GLS w projekcji 2-jamowej i 3-jamowej ($p < 0,01$). Wyniki GLS pomiędzy projekcjami w oprogramowaniu ACP nie różniły się istotnie ($p = 0,69$).

Parametr GLS średniej ze wszystkich projekcji koniuszkowych i warstw ściany LV (średnia 4CH-2CH-3CH) różnił się istotnie między oprogramowaniami ($p < 0,01$) i wartość liczbową zbliżona była do parametru GLS MID (Tabela 7).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
GLS ENDO	-22,1 ($\pm 1,3$) ^a	-24,1 ($\pm 1,6$) ^b	-21,8 ($\pm 1,9$) ^a	<0,01
GLS MID	-20,5 ($\pm 1,1$) ^a	-21,0 ($\pm 1,5$) ^a	-18,9 ($\pm 1,6$) ^b	<0,01
GLS EPI	-18,1 ($\pm 1,0$) ^a	-18,3 ($\pm 1,4$) ^a	-14,8 ($\pm 1,4$) ^b	<0,01
GLS 4CH	-19,8 ($\pm 1,8$) ^a	-20,0 ($\pm 2,4$) ^a	-18,0 ($\pm 2,4$) ^b	<0,01
GLS 2CH	-20,7 ($\pm 1,5$) ^a	-21,6 ($\pm 2,2$) ^a	-18,7 ($\pm 2,0$) ^b	<0,01
GLS 3CH	-19,6 ($\pm 1,3$) ^{a,b}	-22,3 ($\pm 2,4$) ^a	-18,4 ($\pm 7,2$) ^b	<0,01
GLS średnia 4CH-2CH-3CH	-20,2 ($\pm 1,1$) ^a	-21,0 ($\pm 1,9$) ^a	-18,7 ($\pm 1,4$) ^b	<0,01

Tabela 7. Średnie wartości globalnego odkształcenia podłużnego (GLS) lewej komory. GLS średnia 4CH-2CH-3CH to średnia wartość odkształcenia podłużnego dla wszystkich warstw i projekcji. Warstwy mięśnia sercowego: ENDO – endokardialna, MID – środkowa, EPI – epikardialna; 4CH, 2CH, 4CH – projekcja 4-, 2- i 3-jamowa. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD). p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b} – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie statystycznie).

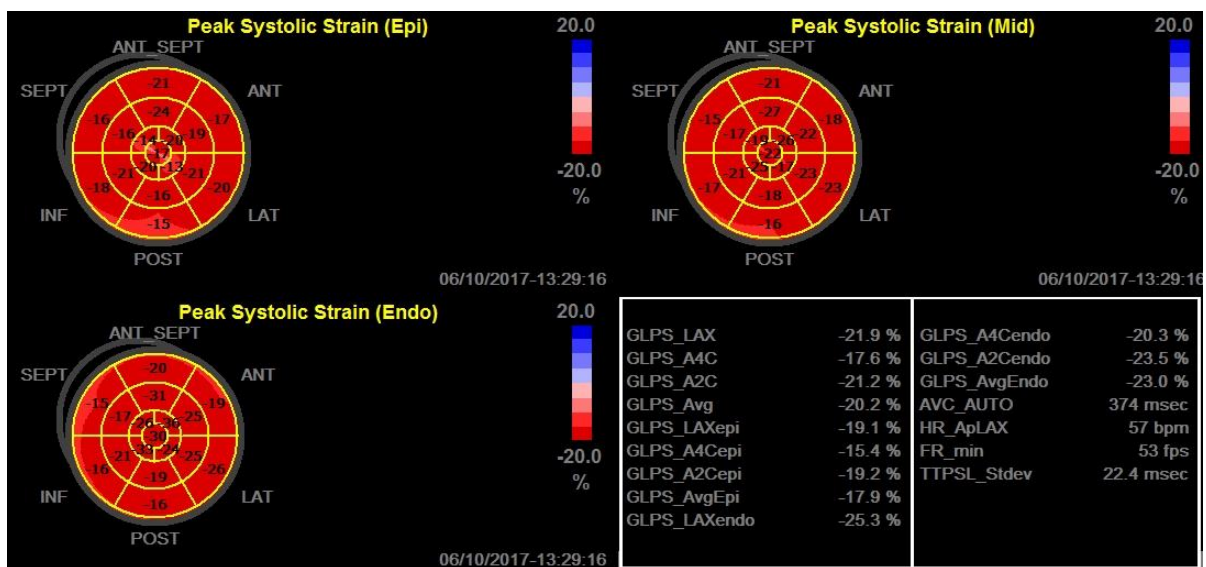
W tabeli 8 podano wyniki GLS w zależności od płci. Wyniki oceny GLS dla poszczególnych warstw i projekcji uzyskane dla kobiet i mężczyzn nie różniły się istotnie w zakresie każdego oprogramowania ($p > 0,05$). Natomiast stwierdzono istotne różnice statystyczne GLS dla poszczególnych warstw i projekcji pomiędzy oprogramowaniami ($p < 0,05$).

Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLS ENDO	-22,4 (\pm 1,1)	-21,5 (\pm 1,5)	0,07
GLS MID	-20,3 (\pm 1,0)	-19,8 (\pm 1,2)	0,20
GLS EPI	-18,2 (\pm 1,1)	-18,1 (\pm 1,0)	0,74
GLS 4CH	-19,8 (\pm 1,8)	-19,8 (\pm 1,9)	0,98
GLS 2CH	-21,0 (\pm 1,3)	-20,1 (\pm 1,7)	0,09
GLS 3CH	-19,6 (\pm 1,4)	-19,4 (\pm 1,2)	0,59
GLS średnia 4CH-2CH-3CH	-20,4 (\pm 1,1)	-19,8 (\pm 1,2)	0,22
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLS ENDO	-24,2 (\pm 1,8)	-24,0 (\pm 1,3)	0,78
GLS MID	-21,1 (\pm 1,7)	-20,7 (\pm 1,2)	0,44
GLS EPI	-18,5 (\pm 1,6)	-17,9 (\pm 1,1)	0,26
GLS 4CH	-20,2 (\pm 2,5)	-19,5 (\pm 2,4)	0,41
GLS 2CH	-21,8 (\pm 2,5)	-21,1 (\pm 1,6)	0,40
GLS 3CH	-21,9 (\pm 2,6)	-21,5 (\pm 1,9)	0,70
GLS średnia 4CH-2CH-3CH	-21,0 (\pm 2,2)	-20,8 (\pm 1,2)	0,80
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLS ENDO	-21,9 (\pm 2,0)	-21,6 (\pm 1,9)	0,75
GLS MID	-19,0 (\pm 1,6)	-18,4 (\pm 1,4)	0,42

GLS EPI	-15,1 (±1,6)	-14,1 (±0,5)	0,13
GLS 4CH	-18,1 (±2,4)	-17,8 (±2,3)	0,69
GLS 2CH	-18,9 (±2,0)	-18,0 (±2,0)	0,32
GLS 3CH	-16,7 (±8,2)	-17,7 (±1,3)	0,76
GLS średnia 4CH- 2CH-3CH	-18,7 (±1,6)	-18,7 (±1,0)	0,99

Tabela 8. Wyniki globalnego podłużnego odkształcenia (GLS) lewej komory w zależności od płci. Warstwy mięśnia sercowego: ENDO – endokardialna, MID – środkowa, EPI – epikardialna. 4CH, 2CH, 3CH – projekcja 4-, 2- i 3-jamowa. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD); p – poziom istotności (p<0,05), test T-studenta.

GLS jest prezentowany w oprogramowaniu Qlab oraz EchoPAC w formie 17-segmentowej mapy planarnej – tzw. „Bull’s eye” (Rycina 13). W oprogramowaniu ACP brak możliwości uzyskania danych na temat GLS i prezentacji w formie mapy planarnej. Przedstawiany przez oprogramowanie firmy GE oraz Philips parametr GLS, rekomendowany przez EACVI/ASE do stosowania w praktyce klinicznej jest średnim odkształceniem dla warstwy środkowej mięśnia sercowego ze wszystkich projekcji koniuszkowych (GLS MID, na rycinie 13 opisany jako GLPS_Avg [EchoPAC] i LV Global Mid Peak L. Strain [Qlab]).





Rycina 13. Prezentacja średniej wartości odkształcenia podłużnego lewej komory – GLPS (EchoPAC) oraz Peak L. Strain (Qlab) dla poszczególnych warstw ściany lewej komory u tej samej osoby. Na górze prezentacja w programie EchoPAC, na dole w programie Qlab. Peak systolic strain – szczytowe odkształcenie skurczowe (EchoPAC); Peak L. Strain – szczytowe odkształcenie podłużne (Qlab); GLPS_Avg (EchoPAC) – średnia z trzech projekcji koniuszkowych odpowiada parametrowi LV Global Mid Peak L. Strain (Qlab).

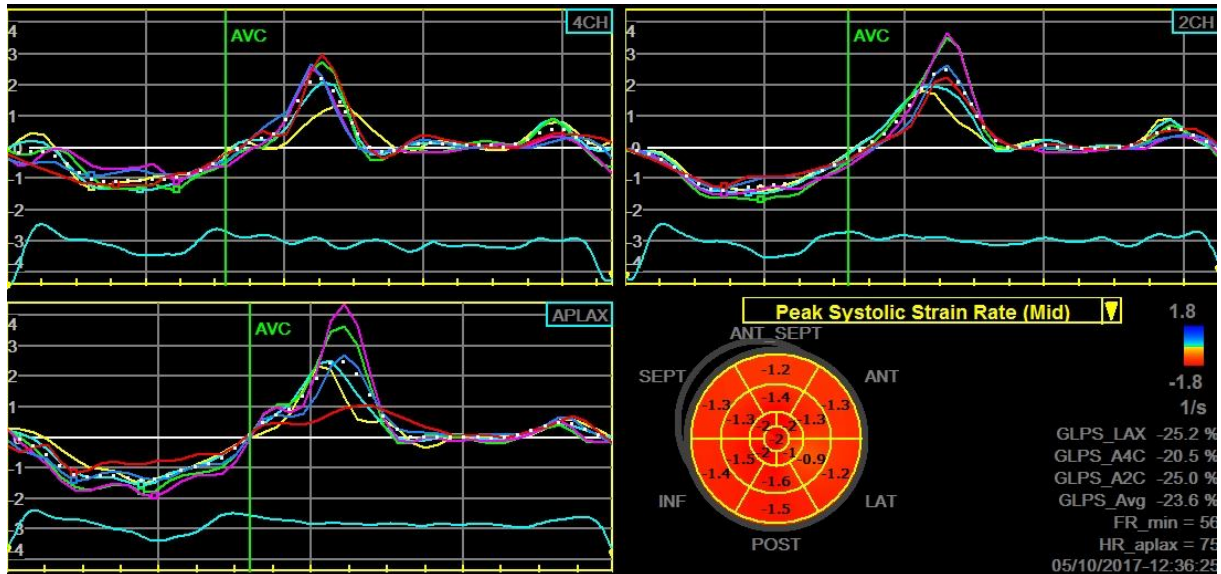
5.5. Analiza globalnego podłużnego tempa odkształcenia mięśnia sercowego (GLSR) na 3 aparatach echokardiograficznych

W tabeli 9 zaprezentowano wartości globalnego SR podłużnego (GLSR) mięśnia LV jako średnią SR z trzech projekcji koniuszkowych. Wartości SR skurczowego (GLSR skurczowy_{STE}) i SR wczesnego napływu mitralnego (GLSR e'_{STE}) były 2 razy wyższe, zaś SR późnego napływu mitralnego (GLSR a'_{STE}) 4 razy wyższe w programie Qlab niż ACP. Na rycinie 14 przedstawiono wykresy GLSR poszczególnych projekcji oraz w formie mapy planarnej. W tabeli 10 porównano GLSR w zależności od płci. Wykazano brak różnic pomiędzy parametrami między kobietami a mężczyznami z wyjątkiem GLSR e'_{STE} na oprogramowaniu ACP. Wykazano natomiast istotne różnice statystyczne wartości GLSR (skurczowych i rozkurczowych) pomiędzy oprogramowaniami dla obu płci (p<0,01).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
GLSR skurczowy _{STE}	-1,8 (±0,2) ^a	-1,1 (±0,1) ^b	-0,9 (±0,1) ^c	<0,01
GLSR e' _{STE}	2,7 (±0,4) ^a	1,9 (±0,2) ^b	,3 (±0,2) ^c	<0,01
GLSR a' _{STE}	1,2 (±0,3) ^a	0,5 (±0,1) ^b	0,3 (±0,1) ^c	<0,01

Tabela 9. Wartości średniego podłużnego tempa odkształcenia (GLSR) w zależności od zastosowanego oprogramowania. GLSR skurczowy_{STE} – globalny SR podłużny skurczowy; GLSR e'_{STE} – globalny SR

podłużny wczesnego napływu mitralnego; GLSR a'_{STE} – globalny SR podłużny późnego napływu mitralnego. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD); p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b,c} – grupy poprzedzone literami różnią istotnie statystycznie).



Rycina 14. Prezentacja globalnego SR podłużnego w formie wykresu w zależności od projekcji koniuszkowej (4CH – 4-jamowa, 2CH – 2-jamowa, APLAX – 3-jamowa) oraz jako szczytowa wartość skurczowego SR warstwy środkowej (Peak Systolic Strain Rate) w formie mapy planarnej w programie EchoPAC.

Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLSR skurczowy STE	-1,8 (\pm 0,1)	-1,8 (\pm 0,2)	0,53
GLSR e' _{STE}	2,8 (\pm 0,4)	2,6 (\pm 0,4)	0,11
GLSR a' _{STE}	1,2 (\pm 0,4)	1,2 (\pm 0,2)	0,96
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLSR skurczowy STE	-1,1 (\pm 0,1)	-1,1 (\pm 0,1)	0,78
GLSR e' _{STE}	1,9 (\pm 0,2)	1,8 (\pm 0,2)	0,17
GLSR a' _{STE}	0,6 (\pm 0,1)	0,5 (\pm 0,0)	0,11
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
GLSR skurczowy STE	-0,9 (\pm 0,1)	-0,9 (\pm 0,1)	0,90
GLSR e' _{STE}	1,3 (\pm 0,2)	1,2 (\pm 0,2)	0,049
GLSR a' _{STE}	0,3 (\pm 0,1)	0,4 (\pm 0,1)	0,35

Tabela 10. Wartości globalnego tempa odkształcenia podłużnego (GLSR) lewej komory w czasie cyklu serca w zależności od płci. GLSR skurczowy $_{STE}$ – globalny SR podłużny skurczowy; GLSR e'_{STE} – globalny SR podłużny wczesnego napływu mitralnego; GLSR a'_{STE} – globalny SR podłużny późnego napływu mitralnego. W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$); p – poziom istotności ($p < 0,05$); test T-studenta.

5.5.1. Analiza współczynnika E/e'_{STE} w programie EchoPAC

Wartości stosunku doplerowskiej fali wczesnego napływu mitralnego (fala E) do GLSR e'_{STE} uzyskanego techniką STE (rozkurczowy współczynnik E/e'_{STE}) zawierały się między wartością minimalną równą 30, a maksymalną równą 60. Współczynnik nie różnił się między kobietami i mężczyznami (Tabela 11).

Ogółem	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	p * (K vs. M)
47,6 ($\pm 8,0$)	47,6 ($\pm 7,9$)	47,5 ($\pm 8,7$)	0,99

Tabela 11. Wartości liczbowe współczynnika E/e'_{STE} w grupie badanej w programie EchoPAC. W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), K – Kobiety, M – mężczyźni, p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

5.6. Analiza globalnych wartości odkształcenia w poszczególnych projekcjach na 3 aparatach echokardiograficznych

5.6.1. Globalne podłużne odkształcenie mięśnia sercowego (globalne LS) w projekcji koniuszkowej 2-, 3- i 4-jamowej

Globalne LS wyliczono osobno dla każdej z trzech warstw mięśnia sercowego w projekcji 2-, 3- i 4-jamowej LV. Wartości nie są średnią arytmetyczną wyliczoną z odkształcenia poszczególnych segmentów. W tabeli 12 przedstawiono wartości globalne LS, które różnią się istotnie między oprogramowaniami różnych producentów. Podobnie jak w przypadku GLS, najwyższe wartości bezwzględne odkształcenia uzyskano dla warstwy endokardialnej, najniższe – dla warstwy epikardialnej i różnice te były istotne statystycznie pomiędzy warstwami ściany LV dla każdego oprogramowania do analizy STE (wszystkie wartości $p < 0,01$). Nie wykazano istotności statystycznej w pomiarach globalnych wartości LS pomiędzy kobietami i mężczyznami (oprócz warstwy endokardialnej projekcji 2-jamowej programu Qlab, $p = 0,02$; Tabela 13). Wykazano natomiast różnice istotne statystycznie

między oprogramowaniami zarówno dla kobiet jak i dla mężczyzn ($p < 0,05$), z wyjątkiem LS endokardialnego i warstwy środkowej w projekcji koniuszkowej 4-jamowej u mężczyzn (odpowiednio $p = 0,34$ oraz $p = 0,08$) oraz parametru LS endokardialnego w projekcji 3-jamowej u kobiet ($p = 0,21$).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 4-jamowej				
ENDO	-21,6 ($\pm 2,0$) ^{a,b}	-22,8 ($\pm 2,6$) ^a	-21,2 ($\pm 3,1$) ^b	0,01
MID	-19,8 ($\pm 1,9$) ^a	-19,7 ($\pm 2,2$) ^a	-18,4 ($\pm 2,3$) ^b	<0,01
EPI	-18,0 ($\pm 1,8$) ^a	-17,1 ($\pm 2,1$) ^a	-14,5 ($\pm 2,3$) ^b	<0,01
Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 2-jamowej				
ENDO	-22,6 ($\pm 1,8$) ^a	-24,6 ($\pm 2,5$) ^b	-22,3 ($\pm 2,7$) ^a	0,02
MID	-20,7 ($\pm 1,5$) ^a	-21,4 ($\pm 2,2$) ^a	-19,2 ($\pm 2,1$) ^b	<0,01
EPI	-18,7 ($\pm 1,5$) ^a	-18,5 ($\pm 2,3$) ^a	-14,5 ($\pm 2,3$) ^b	<0,01
Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 3-jamowej				
ENDO	-21,9 ($\pm 2,1$) ^{a,b}	-24,7 ($\pm 2,2$) ^a	-19,1 ($\pm 8,7$) ^b	<0,01
MID	-19,6 ($\pm 1,4$) ^{a,b}	-21,6 ($\pm 2,4$) ^a	-17,2 ($\pm 7,1$) ^b	<0,01
EPI	-17,4 ($\pm 1,4$) ^a	-18,9 ($\pm 2,6$) ^a	-14,5 ($\pm 6,0$) ^b	<0,01

Tabela 12. Globalne podłużne odkształcenie mięśnia sercowego w poszczególnych projekcjach koniuszkowych. ENDO, MID, EPI – warstwy: endokardialna, środkowa i epikardialna mięśnia sercowego. W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b} – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie statystycznie).

Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 4-jamowej			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-21,7 ($\pm 1,9$)	-21,6 ($\pm 2,2$)	0,92
MID	-19,8 ($\pm 1,9$)	-19,8 ($\pm 1,9$)	0,96
EPI	-17,9 ($\pm 2,0$)	-18,1 ($\pm 1,6$)	0,81
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-22,9 ($\pm 2,5$)	-22,5 ($\pm 2,9$)	0,62
MID	-19,9 ($\pm 2,2$)	-19,3 ($\pm 2,4$)	0,44
EPI	-17,4 ($\pm 2,1$)	-16,6 ($\pm 2,1$)	0,33
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p

ENDO	-21,2 (±3,2)	-21,3 (±2,9)	0,91
MID	-18,6 (±2,4)	-18,0 (±2,2)	0,57
EPI	-14,7 (±2,5)	-13,9 (±2,2)	0,42
Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 2-jamowej			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-23,2 (±1,5)	-21,7 (±1,9)	0,02
MID	-21,1 (±1,3)	-20,1 (±1,7)	0,08
EPI	-18,9 (±1,4)	-18,4 (±1,6)	0,37
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-24,7 (±2,8)	-24,2 (±1,9)	0,57
MID	-21,6 (±2,4)	-20,9 (±1,6)	0,38
EPI	-18,7 (±2,6)	-18,1 (±1,5)	0,53
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-22,3 (±3,0)	-22,1 (±2,2)	0,88
MID	-19,5 (±2,1)	-18,5 (±2,1)	0,31
EPI	-14,8 (±2,1)	-13,4 (±2,7)	0,16
Globalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 3-jamowej			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-21,8 (±1,8)	-22,1 (±2,6)	0,71
MID	-19,7 (±1,4)	-19,6 (±1,3)	0,93
EPI	-17,4 (±1,3)	-17,3 (±1,6)	0,86
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-24,8 (±2,6)	-24,6 (±1,3)	0,90
MID	-21,7 (±2,6)	-21,3 (±1,9)	0,65
EPI	-19,1 (±2,7)	-18,5 (±2,4)	0,52
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
ENDO	-18,6 (±9,8)	-20,7 (±2,5)	0,61
MID	-16,9 (±8,1)	-18,3 (±1,2)	0,69
EPI	-14,6 (±6,8)	-14,3 (±1,7)	0,91

Tabela 13. Porównanie wartości globalnego podłużnego odkształcenia między kobietami a mężczyznami w zależności od analizowanej projekcji koniuszkowej. ENDO, MID, EPI – warstwy: endokardialna, środkowa i epikardialna mięśnia sercowego. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

5.6.2 Globalne okrężne odkształcenie mięśnia sercowego w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory

W tabeli 14 przedstawiono średnie wartości globalnego CS dla warstw mięśnia LV na poziomie mięśni brodawkowatych, które różnią się istotnie pomiędzy oprogramowaniami. Bezwzględne wartości liczbowe dla warstwy endokardialnej i środkowej są wyższe, a dla warstwy epikardialnej niższe niż odpowiadające im odkształcenie podłużne w projekcjach koniuszkowych. Średnia arytmetyczna globalnej wartości CS ze wszystkich warstw ściany LV jest wyższa dla deformacji okrężnej niż podłużnej. Stwierdzono narastanie gradientu odkształcenia pomiędzy warstwami ściany LV, różnice te są istotne statystycznie pomiędzy każdą z warstw ściany LV ($p < 0,01$).

Wartości CS u kobiet i mężczyzn na badanym poziomie LV różnią się istotnie w programie EchoPAC, w przeciwieństwie do programu Qlab i ACP (Tabela 15). Wykazano różnice istotne statystycznie pomiędzy oprogramowaniami w pomiarach CS u kobiet i mężczyzn, z wyjątkiem parametru CS endokardialnego ($p = 0,08$) oraz warstwy środkowej LV ($p = 0,15$) u mężczyzn.

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
ENDO	-28,4 ($\pm 3,7$) ^a	-33,2 ($\pm 4,7$) ^b	-30,0 ($\pm 4,2$) ^a	<0,01
MID	-21,0 ($\pm 2,7$) ^a	-21,5 ($\pm 3,6$) ^a	-18,4 ($\pm 2,8$) ^b	<0,01
EPI	-14,9 ($\pm 2,9$) ^a	-13,0 ($\pm 3,5$) ^{a,b}	-11,8 ($\pm 2,6$) ^b	<0,01
Globalne CS	-21,5 ($\pm 2,8$) ^{a,b}	-22,7 ($\pm 4,3$) ^a	-20,0 ($\pm 2,7$) ^b	<0,01

Tabela 14. Średnie wartości odkształcenia okrężnego (CS) poszczególnych warstw ściany lewej komory. ENDO, MID, EPI – odkształcenie warstwy endokardialnej, środkowej, epikardialnej; globalne CS – średnia wartość odkształcenia ze wszystkich warstw mięśnia lewej komory. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b} – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie statystycznie).

Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
ENDO	-28,8 (±3,9)	-27,6 (±3,2)	0,34
MID	-21,2 (±2,9)	-20,8 (±2,4)	0,64
EPI	-15,0 (±3,1)	-14,9 (±2,5)	0,91
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
ENDO	-34,7 (±4,5)	-29,7 (±3,0)	<0,01
MID	-22,6 (±3,3)	-18,7 (±2,6)	<0,01
EPI	-13,9 (±3,6)	-10,9 (±2,8)	0,01
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
ENDO	-30,8 (±4,3)	-27,8 (±2,8)	0,06
MID	-18,7 (±2,9)	-17,7 (±2,5)	0,38
EPI	-11,9 (±2,6)	-11,6 (±2,7)	0,77

Tabela 15. Średnie wartości odkształcenia okrężnego na poziomie mięśni brodawkowatych w zależności od płci. ENDO, MID, EPI – warstwy endokardialna, środkowa i epikardialna mięśnia sercowego. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

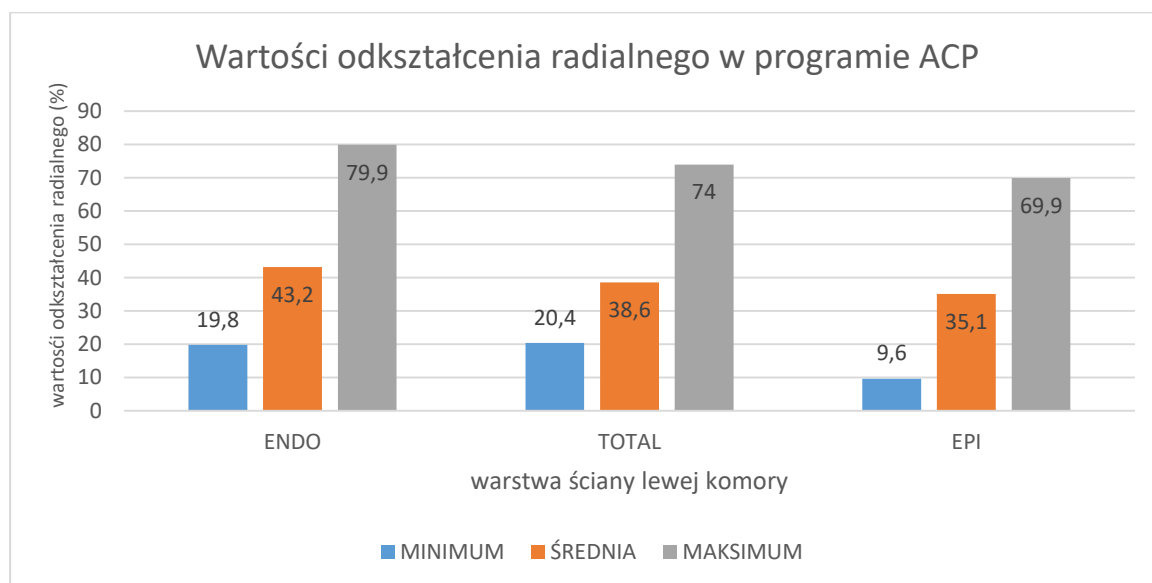
5.6.3. Globalne radialne odkształcenie mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w programie ACP firmy Toshiba

Globalne wartości odkształcenia i tempa odkształcenia radialnego z poszczególnych segmentów LV na poziomie mięśni brodawkowatych możliwe są do uzyskania tylko w programie ACP. W programie EchoPAC dostępne są wartości odkształcenia dla poszczególnych segmentów, bez podania wartości globalnej (podobnie jak w przypadku LS i CS globalne odkształcenie nie jest średnią arytmetyczną poszczególnych segmentów). W tabeli 16 podane są wartości globalnej deformacji radialnej w zależności od warstwy ściany LV. Najwyższe wartości reprezentowane są przez warstwę endokardialną; stwierdzono istotną różnicę pomiędzy warstwą endokardialną i epikardialną ($p < 0,01$; warstwa TOTAL jest średnią z całej grubości ściany). Wyższe wartości są mierzone u kobiet w stosunku do mężczyzn, jednak nie ma między nimi różnicy istotnej statystycznie. Wartości globalnego odkształcenia radialnego warstwy endokardialnej i epikardialnej różnią się istotnie u kobiet ($p < 0,01$), natomiast nie wykazano istotności statystycznej u mężczyzn ($p = 0,46$). Uwagę zwraca duże

odchylenie standardowe mierzonych wartości wszystkich warstw ściany LV. Na wykresie 1 podano wartości minimalne i maksymalne globalnej deformacji radialnej.

ACP	Ogółem	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p (K vs. M)
ENDO	43,2 ($\pm 12,7$) *	44,9 ($\pm 13,2$) *	39,0 ($\pm 10,9$)	0,22
TOTAL	38,6 ($\pm 9,8$)	39,7 ($\pm 10,8$)	36,0 ($\pm 6,5$)	0,32
EPI	35,1 ($\pm 11,5$) *	35,3 ($\pm 10,9$) *	34,9 ($\pm 13,3$)	0,93

Tabela 16. Globalne odkształcenie radialne na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w programie ACP firmy Toshiba. Warstwy mięśnia lewej komory: ENDO – endokardialna, EPI – epikardialna, TOTAL – średnia wartość przez całą grubość ściany lewej komory. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), K – kobiety, M – mężczyźni, p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta. * – stwierdzono istotną różnicę pomiędzy warstwą endokardialną i epikardialną, test T-studenta.



Wykres 1. Wartości minimalne, średnie i maksymalne globalnej deformacji radialnej w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych w warstwie endokardialnej (ENDO), epikardialnej (EPI) i przez całą grubość ściany (TOTAL) lewej komory w programie ACP.

5.7. Analiza globalnych wartości tempa odkształcenia w poszczególnych projekcjach na 3 aparatach echokardiograficznych

5.7.1. Globalne tempo odkształcenia podłużnego mięśnia sercowego w projekcji koniuszkowej 2, 3 i 4-jamowej

W tabeli 17 przedstawiono porównanie globalnych wartości LSR w trzech projekcjach koniuszkowych. Największe różnice pomiarów pomiędzy oprogramowaniami można zaobserwować w parametrze SR skurczowego STE (nawet ponad 2-krotna) oraz SR a' STE (nawet 4-krotna) programu Qlab w stosunku do ACP. Zasadniczo brak jest istotnych różnic w pomiarach globalnego SR w projekcjach koniuszkowych między kobietami i mężczyznami, wykazano jednak istotne różnice wyników (parametrów skurczowego i rozkurczowych) pomiędzy oprogramowaniami zarówno dla kobiet jak i dla mężczyzn ($p < 0,01$).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 4-jamowej				
skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,2$) ^a	-1,0 ($\pm 0,2$) ^b	-0,9 ($\pm 0,1$) ^c	<0,01
e' STE	2,9 ($\pm 0,6$) ^a	1,9 ($\pm 0,4$) ^b	1,3 ($\pm 0,3$) ^c	<0,01
a' STE	1,2 ($\pm 0,3$) ^a	0,6 ($\pm 0,1$) ^b	0,3 ($\pm 0,1$) ^c	<0,01
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 2-jamowej				
skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,2$) ^a	-1,1 ($\pm 0,2$) ^b	-0,9 ($\pm 0,1$) ^c	<0,01
e' STE	2,8 ($\pm 0,5$) ^a	1,8 ($\pm 0,3$) ^b	1,4 ($\pm 0,3$) ^c	<0,01
a' STE	1,2 ($\pm 0,3$) ^a	0,5 ($\pm 0,3$) ^b	0,3 ($\pm 0,1$) ^c	<0,01
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 3-jamowej				
skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,3$) ^a	-1,2 ($\pm 0,2$) ^b	-0,8 ($\pm 0,1$) ^c	<0,01
e' STE	2,6 ($\pm 0,5$) ^a	1,9 ($\pm 0,3$) ^b	1,3 ($\pm 0,3$) ^c	<0,01
a' STE	1,3 ($\pm 0,6$) ^a	0,5 ($\pm 0,1$) ^b	0,4 ($\pm 0,1$) ^b	<0,01
Globalny LSR w zależności od płci:				
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 4-jamowej				
Qlab				
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p	
Skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,2$)	-1,9 ($\pm 0,2$)	0,62	
e' STE	2,9 ($\pm 0,5$)	2,7 ($\pm 0,7$)	0,19	
a' STE	1,2 ($\pm 0,3$)	1,3 ($\pm 0,2$)	0,46	
EchoPAC				
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p	

skurczowy STE	-1,1 ($\pm 0,1$)	-1,0 ($\pm 0,2$)	0,28
e ² STE	2,0 ($\pm 0,4$)	1,8 ($\pm 0,3$)	0,18
a ² STE	0,6 ($\pm 0,1$)	0,5 ($\pm 0,1$)	0,15
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-0,9 ($\pm 0,1$)	-0,9 ($\pm 0,2$)	0,99
e ² STE	1,4 ($\pm 0,3$)	1,1 ($\pm 0,3$)	0,02
a ² STE	0,3 ($\pm 0,1$)	0,4 ($\pm 0,1$)	0,37
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 2-jamowej			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,2$)	-1,7 ($\pm 0,2$)	0,28
e ² STE	2,9 ($\pm 0,4$)	2,6 ($\pm 0,6$)	0,09
a ² STE	1,2 ($\pm 0,4$)	1,2 ($\pm 0,3$)	0,59
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-1,1 ($\pm 0,2$)	-1,1 ($\pm 0,2$)	0,87
e ² STE	1,8 ($\pm 0,4$)	1,8 ($\pm 0,2$)	0,77
a ² STE	0,6 ($\pm 0,4$)	0,4 ($\pm 0,1$)	0,14
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-0,9 ($\pm 0,1$)	-0,8 ($\pm 0,1$)	0,41
e ² STE	1,4 ($\pm 0,3$)	1,2 ($\pm 0,4$)	0,17
a ² STE	0,3 ($\pm 0,1$)	0,4 ($\pm 0,1$)	0,32
Globalny LSR w projekcji koniuszkowej 3-jamowej			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-1,8 ($\pm 0,3$)	-1,8 ($\pm 0,2$)	0,85
e ² STE	2,6 ($\pm 0,5$)	2,6 ($\pm 0,4$)	0,75
a ² STE	1,3 ($\pm 0,7$)	1,2 ($\pm 0,3$)	0,79
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy STE	-1,1 ($\pm 0,1$)	-1,2 ($\pm 0,2$)	0,24
e ² STE	1,9 ($\pm 0,3$)	1,7 ($\pm 0,2$)	0,13
a ² STE	0,5 ($\pm 0,2$)	0,6 ($\pm 0,1$)	0,94

ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy _{STE}	-0,8 (±0,1)	-0,8 (±0,1)	0,74
e' _{STE}	1,3 (±0,3)	1,2 (±0,1)	0,71
a' _{STE}	0,4 (±0,1)	0,4 (±0,1)	0,33

Tabela 17. Średnie wartości globalnego tempa odkształcenia podłużnego (LSR) w projekcjach koniuszkowych w zależności od oprogramowania komputerowego oraz płci. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD), p – poziom istotności (p<0,05), dla porównania wyników na różnych oprogramowaniach użyto testu ANOVA (^{a,b,c} – grupy poprzedzone literami różnią istotnie statystycznie), dla porównania w zależności od płci – test T-studenta.

5.7.2 Globalne tempo odkształcenia okrężnego mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory

Podobnie jak wartości globalnego SR podłużnego, wszystkie parametry SR okrężnego istotnie różnią się pomiędzy oprogramowaniami – SR e'_{STE} i SR a'_{STE} są 3-krotnie wyższe w programie Qlab w stosunku do ACP (Tabela 18). Uzyskano istotną różnicę pomiarów pomiędzy kobietami a mężczyznami w programie EchoPAC oraz parametru SR e'_{STE} w programie ACP (Tabela 18). Natomiast wszystkie wyniki globalnego okrężnego SR pomiędzy oprogramowaniami uzyskane dla kobiet i mężczyzn różniły się istotnie statystycznie (p<0,01).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
Globalny CSR				
skurczowy _{STE}	-2,1 (±0,3) ^a	-1,3 (±0,2) ^b	-0,9 (±0,1) ^c	<0,01
e' _{STE}	3,3 (±0,6) ^a	1,7 (±0,4) ^b	1,1 (±0,3) ^c	<0,01
a' _{STE}	0,9 (±0,3) ^a	0,4 (±0,1) ^b	0,3 (±0,1) ^c	<0,01
Globalny CSR w zależności od płci:				
Globalny CSR				
Qlab				
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p	
skurczowy _{STE}	-2,1 (±0,4)	-2,2 (±0,3)	0,62	
e' _{STE}	3,4 (±0,7)	3,0 (±0,5)	0,10	
a' _{STE}	1,0 (±0,3)	0,9 (±0,3)	0,21	
EchoPAC				

	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy _{STE}	-1,3 (±0,2)	-1,1 (±0,2)	0,02
e' _{STE}	1,8 (±0,3)	1,4 (±0,2)	<0,01
a' _{STE}	0,5 (±0,1)	0,4 (±0,1)	0,03
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
skurczowy _{STE}	-0,9 (±0,1)	-0,9 (±0,1)	0,82
e' _{STE}	1,2 (±0,3)	0,9 (±0,3)	0,02
a' _{STE}	0,2 (±0,1)	0,3 (±0,1)	0,74

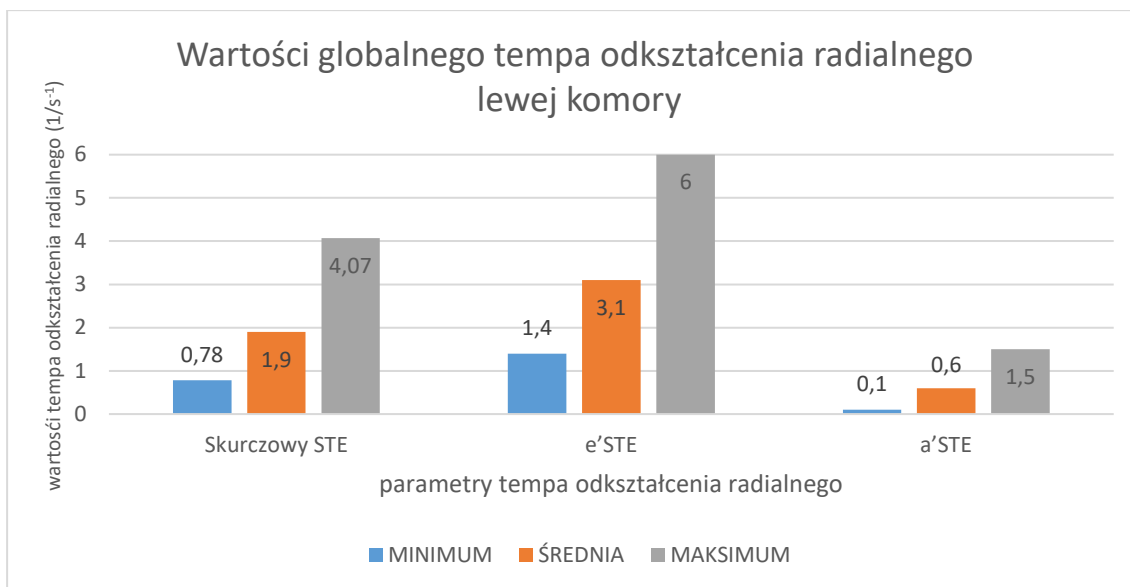
Tabela 18. Średnie wartości globalnego tempa odkształcenia okrężnego (CSR) na poziomie mięśni brodawkowatych w zależności od oprogramowania komputerowego oraz płci. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD), p – poziom istotności (p<0,05), dla porównania wyników na różnych oprogramowaniach użyto testu ANOVA (^{a,b,c} – grupy poprzedzone literami różnią istotnie statystycznie), porównanie w zależności od płci – test T-studenta.

5.7.3. Globalne tempo odkształcenia radialnego mięśnia sercowego w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w programie ACP

Podobnie jak odkształcenie radialne, wartości radialnego SR całej grubości ściany LV prezentują dużą rozpiętość wyników pomiędzy wartością minimalną i maksymalną (Tabela 19, wykres 2). Wyniki globalnego SR radialnego nie różnią się istotnie pomiędzy kobietami i mężczyznami.

Oprogramowanie	Ogółem	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p* (K vs. M)
Globalny RSR				
skurczowy _{STE}	1,9 (±0,6)	1,9 (±0,6)	1,9 (±0,5)	0,91
e' _{STE}	-3,1 (±0,9)	-3,2 (±0,9)	-2,9 (±1,1)	0,39
a' _{STE}	-0,6 (±0,4)	-0,6 (±0,4)	-0,6 (±0,2)	0,89

Tabela 19. Średnie wartości globalnego tempa odkształcenia radialnego (RSR) przez całą grubość ściany lewej komory na poziomie mięśni brodawkowatych w oprogramowaniu ACP oraz w zależności od płci. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD), K – kobiety, M – mężczyźni, p – poziom istotności (p<0,05), do porównania wyników według płci użyto testu T-studenta.

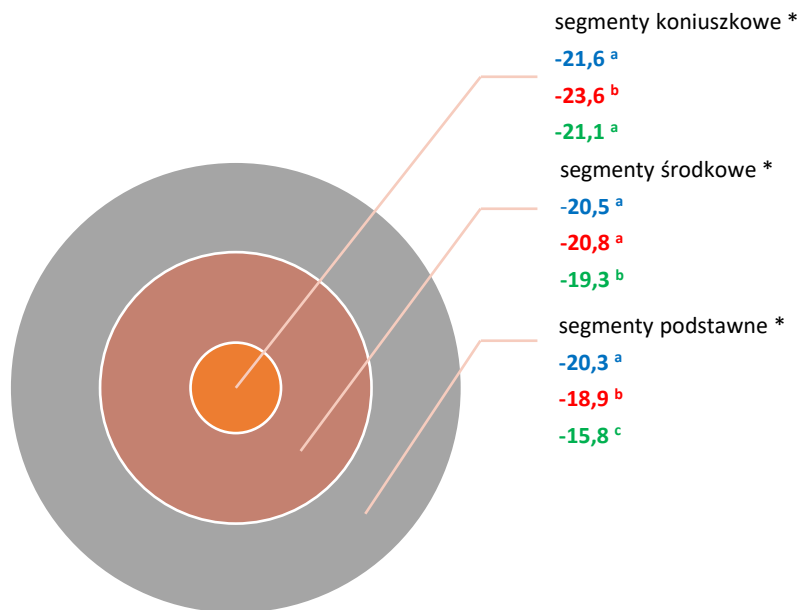


Wykres 2. Wartości minimalne, średnie i maksymalne tempa deformacji radialnej w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych całej grubości ściany lewej komory w programie ACP. Na wykresie podano bezwzględne wartości liczbowe.

5.8. Analiza segmentalnych wartości odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego na 3 aparatach echokardiograficznych

5.8.1. Segmentalne odkształcenie podłużne i tempo odkształcenia podłużnego mięśnia sercowego

Wartości segmentalnego odkształcenia podłużnego istotnie różnią się pomiędzy oprogramowaniami do analizy STE (Rycina 15; wartości mierzone jako średnia arytmetyczna warstwy środkowej ściany LV z projekcji koniuszkowych 2, 3 i 4-jamowej). Obserwowano narastanie wartości odkształcenia podłużnego od segmentów podstawnych w kierunku segmentów koniuszkowych, które okazało się istotne statystycznie pomiędzy segmentami w oprogramowaniu EchoPAC i ACP ($p < 0,01$; na Rycinie 15 wartości liczbowe w kolorze czerwonym dla oprogramowania EchoPAC i zielonym dla oprogramowania ACP).



Rycina 15. Średnie (średnia arytmetyczna) wartości segmentalnego odkształcenia podłużnego warstwy środkowej ściany lewej komory w projekcjach koniuszkowych (4-, 2- i 3-jamowej) w zależności od oprogramowania do analizy STE. Kolorem niebieskim oznaczono program Qlab, czerwonym – EchoPAC, zielonym – ACP. * – wartości odkształcenia różnią się istotnie ($p < 0,05$) pomiędzy oprogramowaniami różnych producentów na danym poziomie lewej komory (test ANOVA, ^{a,b,c} – grupy poprzedzone tą samą literą w obrębie danego segmentu nie różnią istotnie statystycznie).

W tabeli 20 podano średnie wartości odkształcenia podłużnego segmentów warstwy środkowej LV osobno dla każdej projekcji koniuszkowej. Wartości odkształcenia podłużnego nie różnią się istotnie pomiędzy oprogramowaniami na poziomie segmentów koniuszkowych w projekcji 4-jamowej i 2-jamowej oraz segmentów środkowych projekcji 4-jamowej. Najwyższe mierzone wartości deformacji podłużnej segmentów koniuszkowych (warstwy środkowej ściany LV) występują w programie EchoPAC, zaś segmentów podstawnych – w programie Qlab we wszystkich projekcjach. Porównując oprogramowania komputerowe, najniższe wartości LS na każdym poziomie mierzone były w programie ACP (Tabela 20). Zwracają również uwagę wysokie wartości odkształcenia segmentów podstawnych w projekcji 2-jamowej w programie Qlab, jednak nie była to różnica istotna statystycznie w porównaniu do segmentów środkowych i koniuszkowych na tym oprogramowaniu ($p = 0,05$). Wykazano natomiast istotne różnice pomiędzy segmentalnymi wartościami dla projekcji 2-jamowej w oprogramowaniu EchoPAC i ACP oraz projekcji 4-jamowej i 3-jamowej dla wszystkich oprogramowań ($p < 0,05$).

Kobiety prezentują wyższe wartości segmentalnej deformacji podłużnej w porównaniu do mężczyzn, ale różnice te nie są istotne statystycznie (Tabela 21). Nie wykazano również istotności statystycznej pomiędzy oprogramowaniami dla segmentów środkowych (kobiety $p=0,07$; mężczyźni $p=0,62$) i koniuszkowych (kobiety $p=0,70$; mężczyźni $p=0,93$) w projekcji 4-jamowej dla obu płci. W projekcji 2-jamowej nie wykazano istotności statystycznej dla segmentów środkowych u kobiet ($p=0,09$) oraz koniuszkowych u obu płci (dla kobiet $p=0,67$; dla mężczyzn $p=0,73$), natomiast w projekcji 3-jamowej nie wykazano istotności statystycznej dla wszystkich segmentów LV u mężczyzn ($p=0,06$; $p=0,05$ oraz $p=0,57$ odpowiednio dla segmentów podstawnych, środkowych i koniuszkowych).

	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 4-jamowej WARSTWA MID				
Segmenty podstawne	-20,1 ($\pm 2,5$) ^a	-17,9 ($\pm 2,0$) ^b	-14,7 ($\pm 3,2$) ^c	<0,01
Segmenty środkowe	-20,7 ($\pm 3,1$)	-20,0 ($\pm 1,9$)	-19,3 ($\pm 2,3$)	0,05
Segmenty koniuszkowe	-21,8 ($\pm 3,4$)	-22,7 ($\pm 4,1$)	-21,6 ($\pm 4,1$)	0,71
Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 2-jamowej WARSTWA MID				
Segmenty podstawne	-22,4 ($\pm 3,6$) ^a	-20,4 ($\pm 2,2$) ^b	-17,5 ($\pm 3,7$) ^c	<0,01
Segmenty środkowe	-19,9 ($\pm 3,5$) ^{a, b}	-21,2 ($\pm 2,2$) ^a	-19,7 ($\pm 1,9$) ^b	0,03
Segmenty koniuszkowe	-22,0 ($\pm 5,0$)	-23,5 ($\pm 3,8$)	-21,1 ($\pm 3,8$)	0,61
Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 3-jamowej WARSTWA MID				
Segmenty podstawne	-19,2 ($\pm 3,5$) ^a	-19,1 ($\pm 2,4$) ^a	-14,9 ($\pm 3,8$) ^b	<0,01
Segmenty środkowe	-20,8 ($\pm 3,1$) ^a	-21,5 ($\pm 2,4$) ^a	-19,0 ($\pm 1,7$) ^b	<0,01
Segmenty koniuszkowe	-21,6 ($\pm 4,0$) ^a	-25,2 ($\pm 3,5$) ^b	-22,1 ($\pm 4,0$) ^a	<0,01

Tabela 20. Średnie wartości odkształcenia podłużnego warstwy środkowej mięśnia lewej komory (WARSTWA MID) w zależności od poziomu segmentu i oprogramowania do analizy STE.

W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b,c} – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie statystycznie).

Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 4-jamowej WARSTWA MID			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-20,1 (\pm 2,7)	-20,0 (\pm 2,0)	0,95
Segmenty środkowe	-20,7 (\pm 2,9)	-20,7 (\pm 3,5)	0,93
Segmenty koniuszkowe	-21,7 (\pm 3,4)	-22,0 (\pm 3,3)	0,75
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-18,1 (\pm 2,1)	-17,5 (\pm 1,9)	0,44
Segmenty środkowe	-20,2 (\pm 1,8)	-19,5 (\pm 2,1)	0,27
Segmenty koniuszkowe	-22,8 (\pm 4,1)	-22,5 (\pm 4,4)	0,83
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-15,1 (\pm 3,2)	-13,6 (\pm 2,7)	0,21
Segmenty środkowe	-19,6 (\pm 2,5)	-18,7 (\pm 1,4)	0,35
Segmenty koniuszkowe	-21,4 (\pm 4,0)	-22,2 (\pm 4,4)	0,63
Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 2-jamowej WARSTWA MID			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-23,1 (\pm 3,1)	-21,2 (\pm 4,1)	0,13
Segmenty środkowe	-20,7 (\pm 3,3)	-18,6 (\pm 3,3)	0,09
Segmenty koniuszkowe	-23,5 (\pm 3,5)	-22,5 (\pm 3,2)	0,68
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŻNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-20,6 (\pm 2,1)	-19,9 (\pm 2,3)	0,38
Segmenty środkowe	-21,5 (\pm 2,4)	-20,8 (\pm 1,7)	0,38
Segmenty koniuszkowe	-23,6 (\pm 2,4)	-23,4 (\pm 2,8)	0,94

ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-18,2 (±3,6)	-15,3 (±3,2)	0,07
Segmenty środkowe	-20,1 (±1,8)	-18,7 (±2,0)	0,10
Segmenty koniuszkowe	-22,9 (±4,1)	-21,6 (±2,8)	0,69
Segmentalne odkształcenie podłużne w projekcji koniuszkowej 3-jamowej WARSTWA MID			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-19,5 (±4,1)	-18,8 (±2,0)	0,59
Segmenty środkowe	-21,1 (±3,2)	-20,3 (±3,0)	0,43
Segmenty koniuszkowe	-21,3 (±4,4)	-22,1 (±3,1)	0,58
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-19,3 (±2,2)	-18,6 (±2,9)	0,45
Segmenty środkowe	-21,7 (±2,3)	-21,1 (±2,7)	0,47
Segmenty koniuszkowe	-25,6 (±3,6)	-24,4 (±3,2)	0,37
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
Segmenty podstawne	-14,9 (±3,9)	-14,9 (±3,7)	0,97
Segmenty środkowe	-19,2 (±1,9)	-18,2 (±0,9)	0,21
Segmenty koniuszkowe	-22,1 (±4,4)	-22,1 (±2,4)	0,99

Tabela 21. Średnie wartości odkształcenia podłużnego warstwy środkowej mięśnia lewej komory (WARSTWA MID) w zależności od poziomu segmentu i oprogramowania do analizy STE według płci. W nawiasach podano odchylenie standardowe (±SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

W tabeli 22 zaprezentowano skurczowe i rozkurczowe średnie segmentalne wartości tempa odkształcenia podłużnego warstwy środkowej mięśnia sercowego LV we wszystkich projekcjach koniuszkowych (średnia arytmetyczna z projekcji 4-, 2- i 3-jamowej). Bezwzględne wartości podłużnego SR w odpowiadających sobie segmentach LV są ponad 2-krotnie wyższe w programie Qlab w stosunku do programu ACP. Wykazano różnicę istotną

statystycznie pomiędzy tymi samymi segmentami na wszystkich trzech oprogramowaniach; $p < 0,01$).

Porównując parametry tempa odkształcenia w kierunku od podstawy do koniuszka serca brak jest ogólnej tendencji do narastania bądź zmniejszania tempa deformacji, jak w przypadku odkształcenia (indeks ^{x,y,z} w Tabeli 22). Rozkurczowy parametr tempa odkształcenia podłużnego a'_{STE} nie różni się istotnie pomiędzy segmentami w oprogramowaniu EchoPAC i ACP. W tabeli 23 przedstawiono wyniki podłużnego SR dla poszczególnych projekcji koniuszkowych.

Segmentalny LSR we wszystkich projekcjach koniuszkowych			
Qlab			
	Skurczowy $_{STE}$	e'_{STE}	a'_{STE}
Segmenty podstawne	-2,3 ^x ($\pm 0,3$)	3,1 ^x ($\pm 0,6$)	1,5 ^x ($\pm 0,4$)
Segmenty środkowe	-2,0 ^y ($\pm 0,2$)	3,2 ^x ($\pm 0,6$)	1,2 ^y ($\pm 0,3$)
Segmenty koniuszkowe	-2,2 ^x ($\pm 0,4$)	3,6 ^y ($\pm 0,7$)	1,3 ^y ($\pm 0,3$)
Poziom istotności p	<0,01	<0,01	<0,01
EchoPAC			
	Skurczowy $_{STE}$	e'_{STE}	a'_{STE}
Segmenty podstawne	-1,2 ^x ($\pm 0,2$)	1,6 ^x ($\pm 0,3$)	0,6 ($\pm 0,2$)
Segmenty środkowe	-1,2 ^x ($\pm 0,1$)	1,9 ^y ($\pm 0,2$)	0,6 ($\pm 0,1$)
Segmenty koniuszkowe	-1,4 ^y ($\pm 0,2$)	2,8 ^z ($\pm 0,5$)	0,6 ($\pm 0,2$)
Poziom istotności p	<0,01	<0,01	0,86
ACP			
	Skurczowy $_{STE}$	e'_{STE}	a'_{STE}
Segmenty podstawne	-0,9 ^x ($\pm 0,2$)	1,3 ^x ($\pm 0,5$)	0,4 ($\pm 0,1$)
Segmenty środkowe	-0,9 ^{x,y} ($\pm 0,1$)	1,5 ^y ($\pm 0,3$)	0,4 ($\pm 0,1$)
Segmenty koniuszkowe	-0,9 ^y ($\pm 0,1$)	1,7 ^z ($\pm 0,4$)	0,4 ($\pm 0,1$)
Poziom istotności p	<0,01	<0,01	0,27

Tabela 22. Średnie wartości segmentalnego tempa odkształcenia podłużnego (LSR skurczowe i rozkurczowe) warstwy środkowej mięśnia lewej komory (WARSTWA MID) w trzech projekcjach koniuszkowych (średnia arytmetyczna) w zależności od oprogramowania komputerowego. W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), p – poziom istotności dla wartości LSR segmentów podstawnych, środkowych i koniuszkowych danego oprogramowania ($p < 0,05$), test ANOVA (^{x,y,z} – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie pomiędzy segmentami dla danego oprogramowania).

Segmentalny LSR w projekcji koniuszkowej 4-jamowej			
Qlab			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-2,3 (±0,4)	3,0 (±0,7)	1,4 (±0,4)
Segmenty środkowe	-2,1 (±0,4)	3,4 (±0,8)	1,3 (±0,4)
Segmenty koniuszkowe	-2,2 (±0,4)	3,6 (±0,8)	1,5 (±0,4)
EchoPAC			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-1,1 (±0,2)	1,6 (±0,4)	0,7 (±0,3)
Segmenty środkowe	-1,1 (±0,2)	1,9 (±0,3)	0,6 (±0,2)
Segmenty koniuszkowe	-1,3 (±0,3)	2,9 (±1,0)	0,7 (±0,3)
ACP			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-0,9 (±0,2)	1,1 (±0,5)	0,3 (±0,1)
Segmenty środkowe	-1,0 (±0,2)	1,5 (±0,2)	0,4 (±0,1)
Segmenty koniuszkowe	-1,0 (±0,2)	1,7 (±0,4)	0,4 (±0,2)
Segmentalny LSR w projekcji koniuszkowej 2-jamowej			
Qlab			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-2,3 (±0,5)	3,4 (±1,0)	1,7 (±0,7)
Segmenty środkowe	-1,9 (±0,3)	3,0 (±0,6)	1,1 (±0,5)
Segmenty koniuszkowe	-2,1 (±0,5)	3,4 (±0,9)	1,2 (±0,5)
EchoPAC			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-1,3 (±0,3)	1,8 (±0,4)	0,6 (±0,3)
Segmenty środkowe	-1,2 (±0,1)	1,8 (±0,4)	0,5 (±0,1)
Segmenty koniuszkowe	-1,4 (±0,3)	2,5 (±0,7)	0,5 (±0,1)
ACP			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-1,0 (±0,2)	1,5 (±0,5)	0,4 (±0,2)
Segmenty środkowe	-0,9 (±0,1)	1,5 (±0,4)	0,4 (±0,1)
Segmenty koniuszkowe	-1,0 (±0,3)	1,6 (±0,5)	0,4 (±0,2)
Segmentalny LSR w projekcji koniuszkowej 3-jamowej			
Qlab			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE

Segmenty podstawne	-2,4 ($\pm 0,5$)	2,9 ($\pm 0,7$)	1,4 ($\pm 0,4$)
Segmenty środkowe	-2,0 ($\pm 0,4$)	3,2 ($\pm 0,8$)	1,4 ($\pm 0,4$)
Segmenty koniuszkowe	-2,4 ($\pm 0,6$)	3,8 ($\pm 1,0$)	1,4 ($\pm 0,4$)
EchoPAC			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-1,2 ($\pm 0,2$)	1,5 ($\pm 0,4$)	0,6 ($\pm 0,2$)
Segmenty środkowe	-1,2 ($\pm 0,2$)	2,0 ($\pm 0,3$)	0,6 ($\pm 0,2$)
Segmenty koniuszkowe	-1,4 ($\pm 0,2$)	3,0 ($\pm 0,6$)	0,5 ($\pm 0,2$)
ACP			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
Segmenty podstawne	-0,8 ($\pm 0,3$)	1,0 ($\pm 0,5$)	0,5 ($\pm 0,3$)
Segmenty środkowe	-0,9 ($\pm 0,1$)	1,4 ($\pm 0,3$)	0,4 ($\pm 0,1$)
Segmenty koniuszkowe	-1,0 ($\pm 0,2$)	1,8 ($\pm 0,5$)	0,5 ($\pm 0,2$)

Tabela 23. Średnie wartości segmentalnego tempa odkształcenia podłużnego (LSR skurczowe i rozkurczowe) warstwy środkowej mięśnia lewej komory (WARSTWA MID) w poszczególnych projekcjach koniuszkowych w zależności od oprogramowania komputerowego. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD).

5.8.2. Segmentalne odkształcenie okrężne i tempo odkształcenia okrężnego mięśnia sercowego

Średnie wartości segmentalnego odkształcenia okrężnego warstwy środkowej mięśnia sercowego na poziomie mięśni brodawkowatych różnią się istotnie między oprogramowaniami (Tabela 24 A). Najwyższe bezwzględne wartości w programie Qlab prezentowane są w segmencie dolno-bocznym oraz dolnym, w programie EchoPAC w segmencie dolno-przegrodowym, zaś w programie ACP – dolno-przegrodowym i dolnym. Najniższe wartości zostały zmierzone dla wszystkich programów w segmentach: przednio-bocznym, przednim, a dla programu EchoPAC również dolno-bocznym. Segmentalne wartości deformacji okrężnej w obrębie danego oprogramowania różnią się istotnie ($p < 0,01$; Tabela 24 B). W porównaniu do segmentalnych wartości odkształcenia podłużnego, wartości odkształcenia okrężnego mają wyższe SD, największe dla programu EchoPAC. Kobiety prezentują wyższe średnie wartości segmentalnej deformacji radialnej niż mężczyźni w programie EchoPAC oraz ACP, natomiast w programie Qlab wyższe wartości dla segmentów przednio-przegrodowych oraz przednio-bocznych prezentują mężczyźni (Tabela 25). Wśród mężczyzn różnicę istotną statystycznie pomiędzy oprogramowaniami uzyskano tylko dla segmentu przednio-bocznego i dolno-

bocznego (w obu przypadkach $p < 0,01$), natomiast u kobiet nieistotny statystycznie okazał się wyłącznie pomiar CS dla segmentu przednio-bocznego ($p = 0,37$).

A. Segmentalny CS na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory WARSTWA MID							
Segmenty	Qlab	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p			
MAS	-20,6 ($\pm 5,9$) ^a	-24,3 ($\pm 6,3$) ^b	-18,4 ($\pm 3,9$) ^a	<0,01			
MA	-18,9 ($\pm 5,4$) ^{a,b}	-20,9 ($\pm 5,9$) ^a	-17,1 ($\pm 4,1$) ^b	<0,01			
MAL	-19,8 ($\pm 5,1$) ^a	-17,3 ($\pm 7,7$) ^{a,b}	-16,5 ($\pm 4,5$) ^b	0,03			
MIL	-23,3 ($\pm 6,2$) ^a	-17,1 ($\pm 7,4$) ^b	-18,1 ($\pm 4,6$) ^b	<0,01			
MI	-23,1 ($\pm 5,3$) ^a	-24,3 ($\pm 5,3$) ^a	-20,2 ($\pm 5,1$) ^b	<0,01			
MIS	-22,3 ($\pm 4,5$) ^a	-27,7 ($\pm 6,1$) ^b	-20,0 ($\pm 4,5$) ^a	<0,01			
B. Segmentalny CS na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory WARSTWA MID							
Qlab	MAS ^{x,y,z}	MA ^y	MAL ^{y,z}	MIL ^x	MI ^x	MIS ^{x,z}	<0,01
EchoPAC	MAS ^{x,y}	MA ^{y,z}	MAL ^z	MIL ^z	MI ^{x,y}	MIS ^{x,z}	<0,01
ACP	MAS ^{x,y}	MA ^y	MAL ^y	MIL ^{x,y}	MI ^x	MIS ^x	<0,01

Tabela 24. Segmentalne wartości odkształcenia okrężnego (CS) warstwy środkowej mięśnia sercowego (WARSTWA MID) na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w zależności od oprogramowania komputerowego (A) oraz porównanie segmentalnych wartości CS na każdym oprogramowaniu do analizy STE (B). MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test ANOVA (^{a,b} [A] oraz ^{x,y,z} [B]) – grupy poprzedzone tą samą literą nie różnią się istotnie statystycznie).

Segmentalne CS na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory WARSTWA MID			
Qlab			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
MAS	-20,1 ($\pm 5,2$)	-23,5 ($\pm 6,4$)	0,02
MA	-19,2 ($\pm 5,9$)	-18,3 ($\pm 4,4$)	0,63
MAL	-19,4 ($\pm 5,2$)	-20,8 ($\pm 5,0$)	0,41
MIL	-24,3 ($\pm 6,9$)	-21,2 ($\pm 3,6$)	0,14
MI	-24,2 ($\pm 5,7$)	-20,7 ($\pm 3,1$)	0,045
MIS	-22,5 ($\pm 4,1$)	-22,1 ($\pm 5,4$)	0,80
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p

MAS	-24,5 ($\pm 7,1$)	-23,7($\pm 4,0$)	0,71
MA	-21,7 ($\pm 6,5$)	-19,2 ($\pm 4,0$)	0,25
MAL	-18,1 ($\pm 8,3$)	-15,4 ($\pm 6,2$)	0,33
MIL	-18,6 ($\pm 7,0$)	-13,4 ($\pm 7,2$)	0,049
MI	-25,8 ($\pm 5,0$)	-20,7 ($\pm 4,4$)	<0,01
MIS	-28,5 ($\pm 6,8$)	-25,7 ($\pm 3,5$)	0,20
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
MAS	-18,4 ($\pm 4,3$)	-18,4 ($\pm 2,7$)	0,99
MA	-17,6 ($\pm 3,9$)	-15,7 ($\pm 4,6$)	0,24
MAL	-16,8 ($\pm 4,0$)	-15,8 ($\pm 5,7$)	0,56
MIL	-18,2 ($\pm 5,1$)	-17,8 ($\pm 3,2$)	0,80
MI	-20,8 ($\pm 5,5$)	-18,7 ($\pm 3,6$)	0,28
MIS	-20,3 ($\pm 4,7$)	-19,2 ($\pm 4,1$)	0,51

Tabela 25. Segmentalne wartości odkształcenia okrężnego (CS) warstwy środkowej mięśnia sercowego (WARSTWA MID) na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w zależności od płci i oprogramowania komputerowego. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

Podobnie jak w przypadku segmentalnego SR podłużnego, najwyższe bezwzględne wartości skurczowe i rozkurczowe segmentalnego SR okrężnego uzyskano w oprogramowaniu Qlab. Były one ponad 2-krotnie wyższe dla SR skurczowego STE oraz nawet ponad 3-rotnie wyższe dla a'_{STE} w porównaniu do programu firmy Toshiba i różniły się między sobą istotnie ($p < 0,01$; z wyjątkiem SR a'_{STE} segmentu przednio-bocznego pomiędzy oprogramowaniem EchoPAC i ACP). SR okrężny, podobnie jak odkształcenie okrężne, charakteryzuje się dużą wysoką wartością SD, szczególnie dla programu EchoPAC (Tabela 26).

Segmentalne CSR na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory			
Qlab			
	Skurczowy STE	e'_{STE}	a'_{STE}
MAS	-2,4 ($\pm 0,6$)	3,9 ($\pm 1,4$)	1,2 ($\pm 0,7$)
MA	-2,3 ($\pm 0,7$)	3,1 ($\pm 1,0$)	1,0 ($\pm 0,5$)
MAL	-2,3 ($\pm 0,6$)	3,4 ($\pm 1,2$)	0,8 ($\pm 0,5$)

MIL	-2,7 ($\pm 0,8$)	4,2 ($\pm 1,6$)	1,0 ($\pm 0,5$)
MI	-2,8 ($\pm 0,6$)	4,0 ($\pm 1,4$)	1,4 ($\pm 0,5$)
MIS	-2,6 ($\pm 0,6$)	3,7 ($\pm 1,1$)	1,3 ($\pm 0,5$)
EchoPAC			
	Skurczowy STE	e' STE	a' STE
MAS	-1,7 ($\pm 0,4$)	2,4 ($\pm 0,8$)	0,6 ($\pm 0,3$)
MA	-1,5 ($\pm 0,4$)	1,7 ($\pm 0,7$)	0,6 ($\pm 0,3$)
MAL	-1,5 ($\pm 0,5$)	1,7 ($\pm 0,6$)	0,5 ($\pm 0,3$)
MIL	-1,6 ($\pm 0,5$)	2,1 ($\pm 0,7$)	0,6 ($\pm 0,4$)
MI	-1,7 ($\pm 0,5$)	2,5 ($\pm 0,9$)	0,8 ($\pm 0,3$)
MIS	-1,7 ($\pm 0,5$)	2,7 ($\pm 0,9$)	0,8 ($\pm 0,4$)
ACP			
	skurczowy STE	e' STE	a' STE
MAS	-0,9 ($\pm 0,3$)	1,2 ($\pm 0,4$)	0,3 ($\pm 0,2$)
MA	-0,9 ($\pm 0,3$)	1,1 ($\pm 0,5$)	0,4 ($\pm 0,2$)
MAL	-0,9 ($\pm 0,3$)	1,1 ($\pm 0,5$)	0,3 ($\pm 0,2$)
MIL	-1,0 ($\pm 0,3$)	1,2 ($\pm 0,4$)	0,3 ($\pm 0,2$)
MI	-1,0 ($\pm 0,4$)	1,4 ($\pm 0,5$)	0,4 ($\pm 0,2$)
MIS	-1,0 ($\pm 0,3$)	1,4 ($\pm 0,4$)	0,4 ($\pm 0,2$)

Tabela 26. Segmentalne wartości tempa odkształcenia okrężnego (CSR) mięśnia sercowego na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory w zależności od oprogramowania komputerowego. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD).

5.8.3. Segmentalne odkształcenie radialne i tempo odkształcenia radialnego mięśnia sercowego

Segmentalne wartości odkształcenia radialnego dostępne są w oprogramowaniach firm GE oraz Toshiba. Wyższe wartości RS wyliczone zostały dla programu EchoPAC niż ACP. W przypadku segmentu przednio-bocznego oraz dolno-bocznego wartości nie różnią się istotnie. Segmentalne wartości RS nie różnią się między sobą istotnie zarówno dla oprogramowania EchoPAC ($p=0,56$), jak również ACP ($p=0,55$). Jednak, w stosunku do segmentalnych wartości LS i CS, RS charakteryzuje się dużą wartością SD dla obu programów (Tabela 27). Wykazano, że różnice pomiędzy wartościami RS u kobiet i mężczyzn nie są istotne

statystycznie (Tabela 28). Porównując wyniki pomiędzy oprogramowaniami okazało się, że wśród kobiet istotna statystycznie jest tylko różnica pomiaru RS segmentu przednio-bocznego ($p=0,01$), natomiast wśród mężczyzn nieistotne statystycznie okazały się tylko wyniki pomiarów segmentu dolnego ($p=0,07$) oraz dolno-przegrodowego ($p=0,31$).

Segmentalne RS na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory			
Segmenty	EchoPAC	ACP	Poziom istotności p
MAS	44,4 ($\pm 10,2$)	36,2 ($\pm 11,4$)	<0,01
MA	44,6 ($\pm 12,1$)	38,6 ($\pm 15,5$)	0,04
MAL	45,1 ($\pm 12,1$)	40,2 ($\pm 17,0$)	0,15
MIL	45,1 ($\pm 13,0$)	40,3 ($\pm 17,9$)	0,18
MI	44,8 ($\pm 12,2$)	39,1 ($\pm 13,9$)	0,049
MIS	43,9 ($\pm 11,7$)	37,0 ($\pm 1,2$)	0,03

Tabela 27. Wartości segmentalnego odkształcenia radialnego (RS) mięśnia sercowego na poziomie mięśni brodawkowatych pomiędzy dwoma oprogramowaniami. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W programie ACP przedstawiono wyniki dla warstwy TOTAL (średnia z całej grubości ściany). W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta dla prób zależnych.

Segmentalne RS na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory			
EchoPAC			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
MAS	42,8 ($\pm 11,9$)	43,0 ($\pm 11,3$)	0,96
MA	42,1 ($\pm 14,3$)	45,9 ($\pm 13,2$)	0,46
MAL	43,8 ($\pm 14,7$)	46,7 ($\pm 11,6$)	0,57
MIL	45,1 ($\pm 16,7$)	44,8 ($\pm 13,0$)	0,96
MI	45,0 ($\pm 14,3$)	43,9 ($\pm 13,6$)	0,83
MIS	43,1 ($\pm 11,3$)	42,7 ($\pm 14,1$)	0,92
ACP			
	KOBIETY	MĘŻCZYŹNI	Poziom istotności p
MAS	36,1 ($\pm 10,7$)	36,6 ($\pm 12,1$)	0,90
MA	39,0 ($\pm 14,4$)	35,6 ($\pm 17,0$)	0,55
MAL	42,9 ($\pm 18,1$)	35,2 ($\pm 10,3$)	0,22
MIL	43,2 ($\pm 19,6$)	36,6 ($\pm 9,6$)	0,32

MI	41,1 ($\pm 15,8$)	37,9 ($\pm 12,5$)	0,57
MIS	38,2 ($\pm 14,6$)	37,7 (± 20)	0,94

Tabela 28. Wartości segmentalnego odkształcenia radialnego (RS) mięśnia sercowego na poziomie mięśni brodawkowatych pomiędzy dwoma oprogramowaniami dla kobiet i mężczyzn. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W programie ACP przedstawiono wyniki dla warstwy TOTAL (średnia z całej grubości ściany). W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta.

Wartości segmentalnego SR radialnego nie różnią się istotnie statystycznie pomiędzy dwoma oprogramowaniami ($p > 0,05$), z wyjątkiem wartości późnorozkurczowego segmentalnego SR radialnego (a'_{STE}), gdzie wyższe wartości bezwzględne uzyskano dla programu EchoPAC ($p < 0,05$; Tabela 29).

Segmentalne RSR na poziomie mięśni brodawkowatych lewej komory			
EchoPAC			
	skurczowy STE	e'_{STE}	a'_{STE}
MAS	2,1 ($\pm 0,6$)	-3,4 ($\pm 1,3$)	-0,9 ($\pm 0,6$)
MA	2,2 ($\pm 0,7$)	-3,5 ($\pm 1,3$)	-1,0 ($\pm 0,5$)
MAL	2,3 ($\pm 0,7$)	-3,5 ($\pm 1,2$)	-1,1 ($\pm 0,6$)
MIL	2,2 ($\pm 0,8$)	-3,5 ($\pm 1,3$)	-1,1 ($\pm 0,7$)
MI	2,1 ($\pm 0,8$)	-3,5 ($\pm 1,4$)	-1,0 ($\pm 0,7$)
MIS	2,1 ($\pm 0,8$)	-3,3 ($\pm 1,3$)	-0,9 ($\pm 0,5$)
ACP			
	skurczowy STE	e'_{STE}	a'_{STE}
MAS	2,0 ($\pm 0,7$)	-3,1 ($\pm 1,3$)	-0,6 ($\pm 0,4$)
MA	2,1 ($\pm 0,9$)	-3,2 ($\pm 1,5$)	-0,7 ($\pm 0,6$)
MAL	2,2 ($\pm 1,0$)	-3,5 ($\pm 1,7$)	-0,6 ($\pm 0,5$)
MIL	2,1 ($\pm 0,8$)	-3,6 ($\pm 1,6$)	-0,6 ($\pm 0,3$)
MI	2,0 ($\pm 0,8$)	-3,5 ($\pm 1,3$)	-0,6 ($\pm 0,4$)
MIS	2,1 ($\pm 0,9$)	-3,1 ($\pm 1,5$)	-0,6 ($\pm 0,4$)

Tabela 29. Wartości segmentalnego tempa odkształcenia radialnego (RSR) mięśnia sercowego na poziomie mięśni brodawkowatych pomiędzy dwoma oprogramowaniami. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W programie ACP przedstawiono wyniki dla

warstwy TOTAL (średnia z całej grubości ściany). W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD).

5.9. Ocena zgodności otrzymywanych wyników u tego samego badacza i między badaczami

Do analizy porównawczej włączono 20 osób, w tym 6 mężczyzn. Uzyskano wyniki dla wszystkich parametrów LS, CS, RS i odpowiadające im SR. Żaden segment LV nie został wykluczony z badania. Parametry GLS z podziałem na warstwy ściany LV oraz GLSR skurczowy i rozkurczowe charakteryzowały się ogólną dobrą powtarzalnością wyników u tego samego badacza i między badaczami (Tabela 30 i 32, A1 – pierwsza analiza autora, A2 – druga analiza autora, R – drugi badacz) z wyjątkiem pomiarów GLS warstwy środkowej i epikardialnej u tego samego badacza. Choć wartości liczbowe tych parametrów były zbliżone, to uzyskano istotność statystyczną równą $p=0,03$ (Tabela 30). Na wykresie 3 i 4 zaprezentowano wykresy Blandta-Altmana i wykresy korelacji liniowej dla parametrów GLS i GLSR u tego samego badacza, zaś na wykresie 5 i 6 – dla dwóch badaczy. Podobną dobrą powtarzalność wyników uzyskano dla globalnych wartości LS warstwy środkowej ściany LV w poszczególnych projekcjach koniuszkowych (oprócz porównania u tego samego badacza projekcji 2-jamowej; tabela 31 i 33). Najmniejszą średnią różnicę pomiarów u tego samego badacza uzyskano dla GLS warstwy endokardialnej oraz globalnego LS w projekcji 4-jamowej, a także skurczowego GLSR. Porównując wyniki dwóch badaczy najlepszą zgodność pomiarów uzyskano dla GLS warstwy epikardialnej, w projekcjach koniuszkowych – dla projekcji 2-jamowej oraz parametru GLSR a'_{STE} .

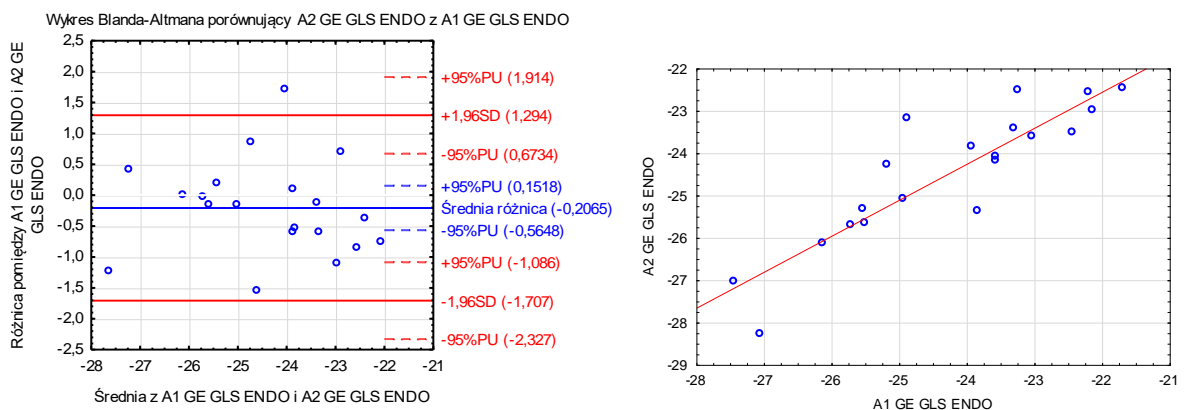
CS charakteryzował się dobrą powtarzalnością wyników globalnego CS u tego samego badacza (odpowiednio dla warstwy endokardialnej, środkowej i epikardialnej $p=0,69$, $p=0,62$ i $p=0,21$) i gorszą między badaczami (dla warstwy endokardialnej $p=0,80$, dla warstwy środkowej i epikardialnej $p<0,05$).

Segmentalne wartości RS nie różniły się w sposób istotny u tego samego badacza i między badaczami, pomimo dużej wartości średniej różnicy (Tabela 31 i 33). Segmenty zlokalizowane wzdłuż padania wiązki ultradźwiękowej (segmenty przednio-przegrodowe, dolno-przegrodowe) charakteryzowały się lepszą zgodnością wyników między badaczami niż segmenty przednie i boczne (Tabela 33).

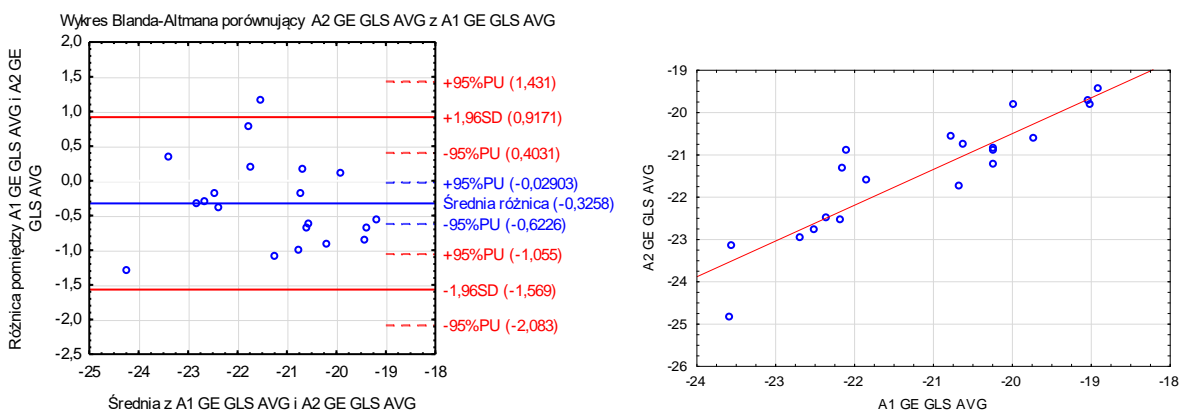
	A1	A2	Poziom istotności p
GLS ENDO	-24,3 ($\pm 1,7$)	-24,5 ($\pm 1,6$)	0,24
GLS MID	-21,1 ($\pm 1,5$)	-21,4 ($\pm 1,4$)	0,03
GLS EPI	-18,4 ($\pm 1,4$)	-18,9 ($\pm 1,3$)	0,03
GLSR skurczowy STE	-1,1 ($\pm 0,1$)	-1,1 ($\pm 0,1$)	0,83
GLSR e' STE	1,9 ($\pm 0,2$)	1,8 ($\pm 0,3$)	0,86
GLSR a' STE	0,5 ($\pm 0,1$)	0,6 ($\pm 0,1$)	0,25

Tabela 30. Porównanie parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia podłużnego lewej komory u tego samego badacza (pomiarzy A1 i A2). GLS – globalne odkształcenie podłużne, GLSR – globalne tempo odkształcenia podłużnego. Warstwy mięśnia sercowego: ENDO – endokardialna, MID – środkowa, EPI – epikardialna. e' STE, a' STE – parametry rozkurczowe GLSR. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta dla zmiennych powiązanych.

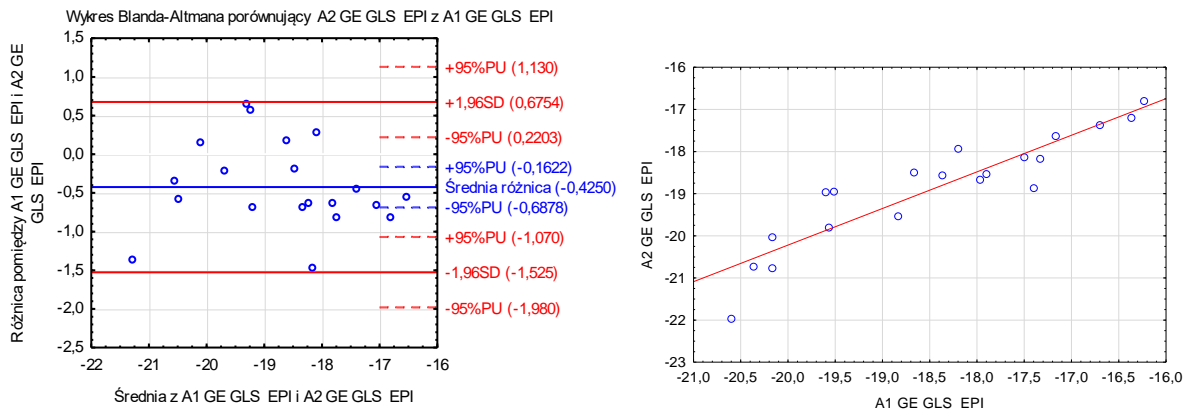
A



B

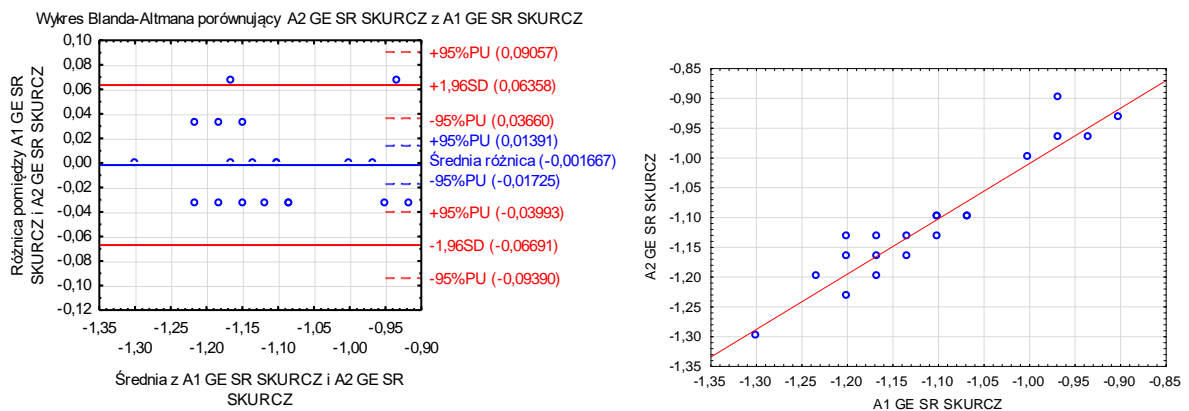


C

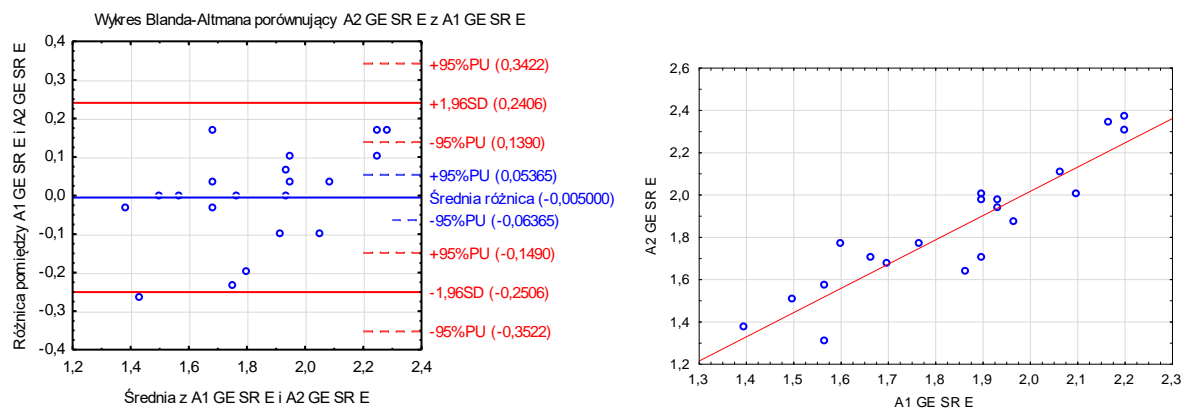


Wykres 3. Wykresy Blandta-Altmana (po lewej) oraz korelacji liniowej (po prawej) dla oceny zgodności otrzymywanych wyników globalnego odkształcenia podłużnego (GLS) warstw (A) ENDO (GLS ENDO), (B) MID (GLS AVG) i (C) EPI (GLS EPI) ściany lewej komory. A1 – pierwszy pomiar, A2 – drugi pomiar tego samego badacza. Na wykresie Blandta-Altmana niebieska linia ciągła wskazuje średnią różnicę dwóch pomiarów i jej przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU); czerwona linia ciągła – ($\pm 1,96$ odchylenie standardowe SD) oraz jego przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU).

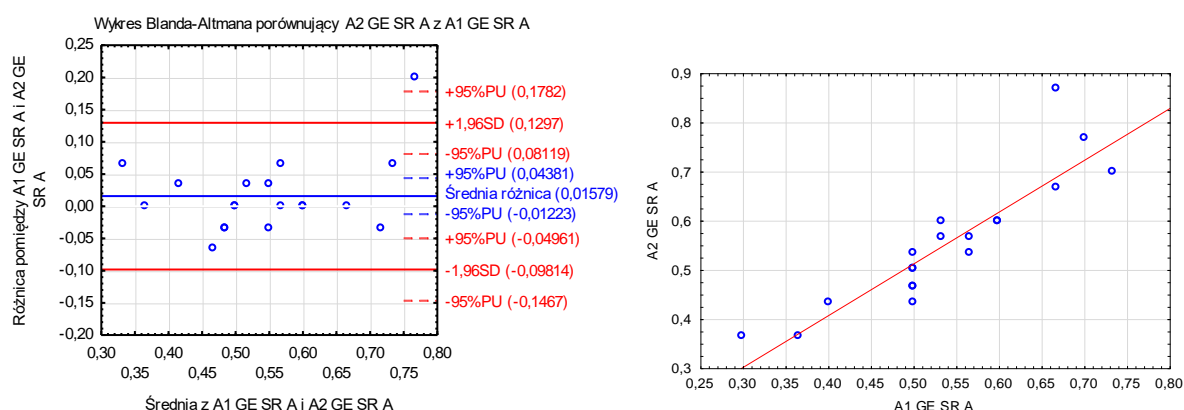
A



B



C



Wykres 4. Wykresy Blandta-Altmana (po lewej) oraz korelacji liniowej (po prawej) dla oceny zgodności otrzymywanych wyników globalnego tempa odkształcenia podłużnego (GLSR) (A) skurczowego (GE SR SKURCZ), (B) wczesnego napływu mitralnego (GE SR E) oraz (C) późnego napływu mitralnego (GE SR A). A1 – pierwszy pomiar, A2 – drugi pomiar tego samego badacza. Na wykresie Blandta-Altmana niebieska linia ciągła wskazuje średnią różnicę dwóch pomiarów i jej przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU), czerwona linia ciągła – ($\pm 1,96$ odchylenie standardowe SD) oraz jego przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU).

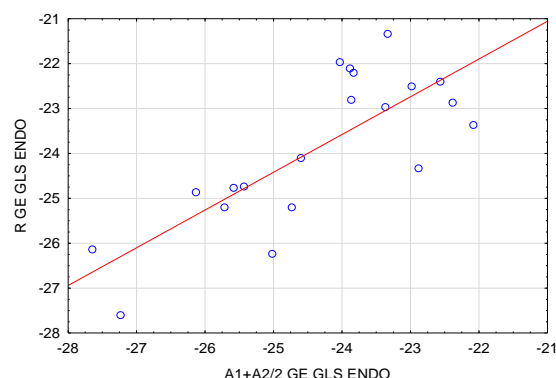
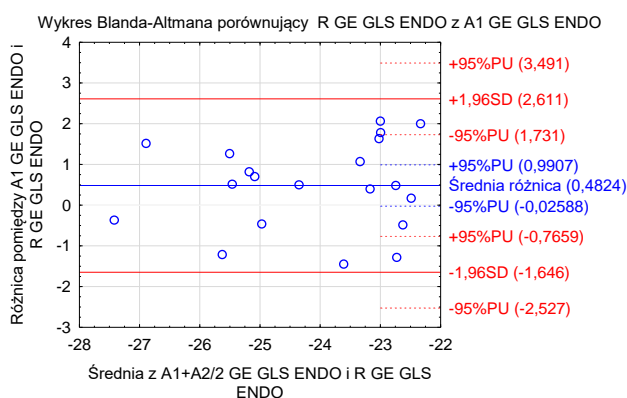
	A1	A2	Poziom istotności p	Średnia różnica	Przedział ufności CI: $\pm 95\%$
Globalne odkształcenie podłużne w poszczególnych projekcjach koniuszkowych WARSTWA MID					
LS 4CH	-19,9 ($\pm 1,9$)	-19,9 ($\pm 1,8$)	0,93	0,02	-0,52 – 0,48
LS 2CH	-21,4 ($\pm 2,2$)	-22,0 ($\pm 2,2$)	0,01	-0,60	0,13 – 1,06
LS 3CH	-22,0 ($\pm 2,0$)	-22,6 ($\pm 1,8$)	0,11	-0,62	-0,16 – 1,40
Globalne odkształcenie okrężne w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych WARSTWA MID					
Globalny CS	-21,9 ($\pm 3,0$)	-22,1 ($\pm 2,7$)	0,62	-0,27	-0,86 – 1,40
Segmentalne odkształcenie radialne w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych					
MAS	43,4 ($\pm 12,3$)	43,4 ($\pm 12,9$)	0,99	0,02	-5,59 – 5,55
MA	43,1 ($\pm 14,9$)	45,7 ($\pm 17,8$)	0,36	2,61	-8,45 – 3,22
MAL	45,0 ($\pm 15,2$)	48,0 ($\pm 18,5$)	0,30	3,01	-8,98 – 2,94
MIL	47,0 ($\pm 16,8$)	48,0 ($\pm 13,4$)	0,72	0,98	-6,76 – 4,80
MI	45,0 ($\pm 14,4$)	48,0 ($\pm 17,6$)	0,33	3,02	-9,38 – 3,33
MIS	43,6 ($\pm 12,9$)	46,5 ($\pm 15,5$)	0,38	2,88	-9,61 – 3,85

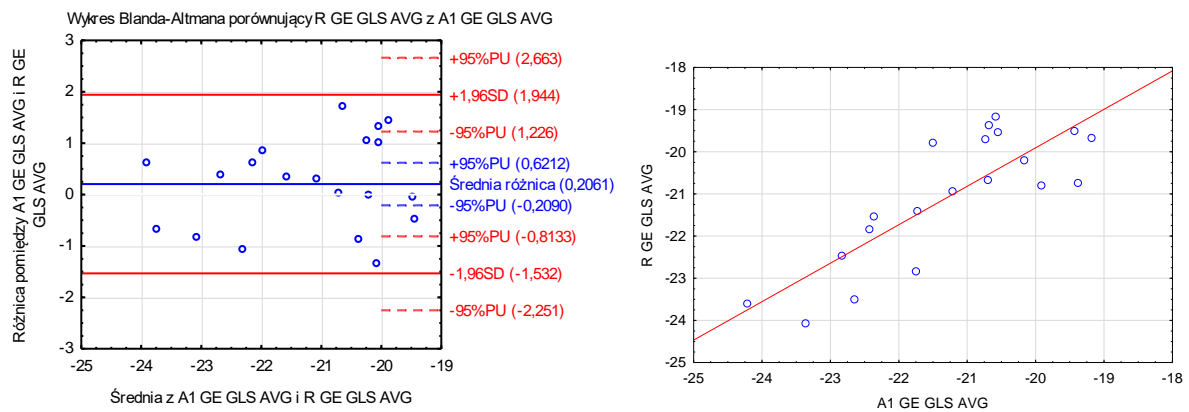
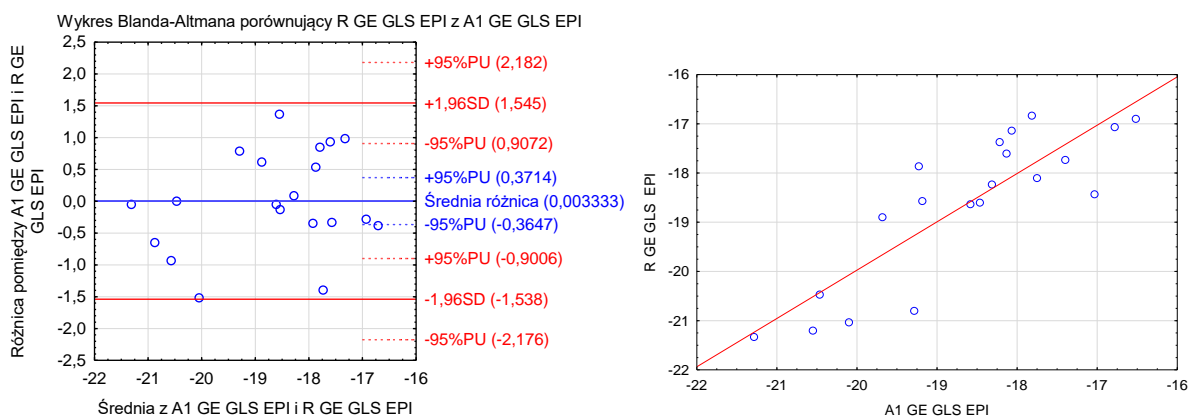
Tabela 31. Porównanie parametrów odkształcenia lewej komory u tego samego badacza (badanie A1 i A2). LS – odkształcenie podłużne, CS – odkształcenie okrężne, RS – odkształcenie radialne. 4CH, 2CH, 3CH – projekcja 4-, 2-, 3- jamowa. MID – środkowa warstwa mięśnia sercowego. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta dla zmiennych powiązanych, średnia różnica oraz jej przedziały ufności ($CI \pm 95\%$) dla wykresu Blandta-Altmana.

	A1	R	Poziom istotności p
Parametry GLS i GLSR			
GLS ENDO	-24,4 (\pm 1,6)	-23,9 (\pm 1,7)	0,06
GLS MID	-21,3 (\pm 1,4)	-21,1 (\pm 1,5)	0,31
GLS EPI	-18,6 (\pm 1,3)	-18,6 (\pm 1,5)	0,98
GLSR skurczowy STE	-1,1 (\pm 0,1)	-1,1 (\pm 0,1)	0,35
GLSR e' STE	1,8 (\pm 0,3)	1,7 (\pm 0,7)	0,39
GLSR a' STE	0,5 (\pm 0,1)	0,5 (\pm 0,1)	0,48

Tabela 32. Porównanie parametrów odkształcenia podłużnego (GLS) i tempa odkształcenia podłużnego (GLSR) lewej komory między badaczami (A1 oraz R). GLS – globalne odkształcenie podłużne, GLSR – globalne tempo odkształcenia podłużnego. Warstwy mięśnia sercowego: ENDO – endokardialna, MID – środkowa, EPI – epikardialna. e' STE, a' STE – parametry rozkurczowe GLSR. W nawiasach podano odchylenie standardowe (\pm SD), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta dla zmiennych powiązanych.

A

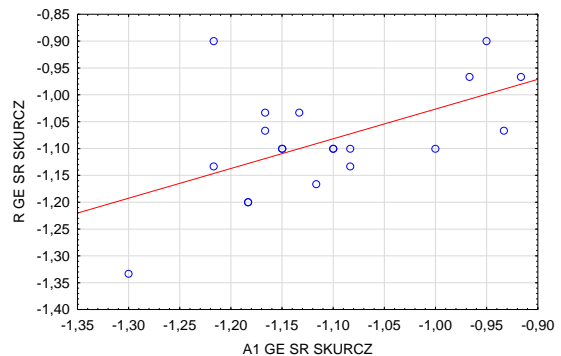
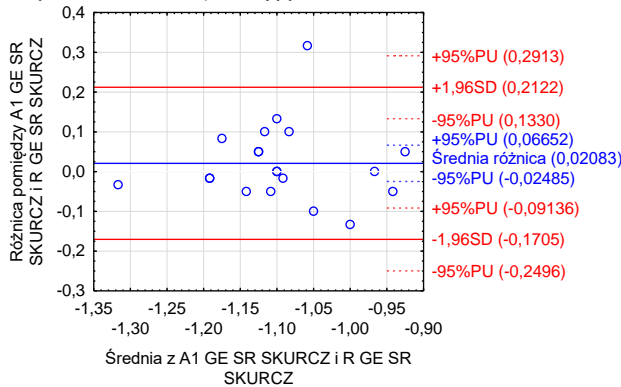


B**C**

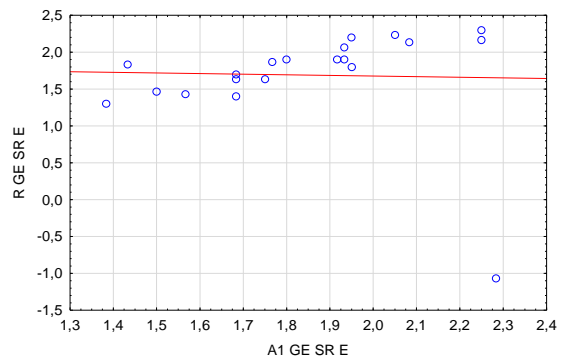
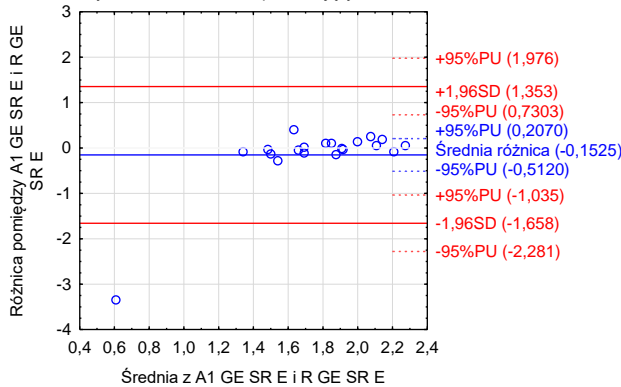
Wykres 5. Wykresy Blandta-Altmana (po lewej) oraz korelacji liniowej (po prawej) dla oceny zgodności otrzymywanych wyników globalnego odkształcenia podłużnego (GLS) między badaczami warstw (A) ENDO (GLS ENDO), (B) MID (GLS AVG) i (C) EPI (GLS EPI) ściany lewej komory. A1 – pomiar pierwszego badacza, R – pomiar drugiego badacza. Na wykresie Blandta-Altmana niebieska linia ciągła wskazuje średnią różnicę dwóch pomiarów i jej przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU), czerwona linia ciągła – ($\pm 1,96$ odchylenie standardowe SD) oraz jego przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU).

A

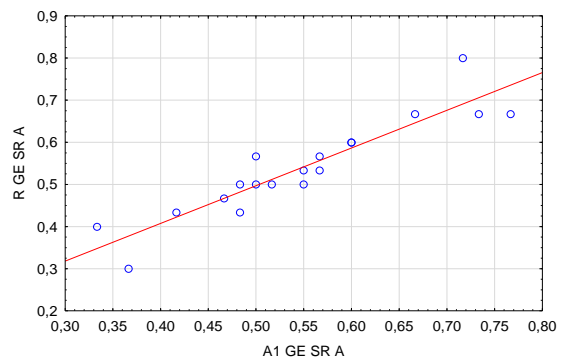
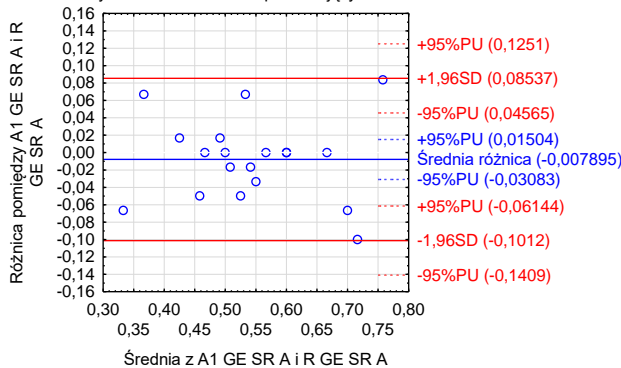
Wykres Blandta-Altmana porównujący R GE SR SKURCZ z A1 GE SR SKURCZ

**B**

Wykres Blandta-Altmana porównujący R GE SR E z A1 GE SR E

**C**

Wykres Blandta-Altmana porównujący R GE SR A z A1 GE SR A



Wykres 6. Wykresy Blandta-Altmana (po lewej) oraz korelacji liniowej (po prawej) dla oceny zgodności otrzymywanych wyników globalnego tempa odkształcenia podłużnego (GLSR) między badaczami (A) skurczowego (GE SR SKURCZ) (B) wczesnego napływu mitralnego (GE SR E) oraz (C) późnego napływu mitralnego (GE SR A). A1 – pomiar pierwszego badacza, R – pomiar drugiego badacza. Na wykresie Blandta-Altmana niebieska linia ciągła wskazuje średnią różnicę dwóch pomiarów i jej przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU), czerwona linia ciągła ($\pm 1,96$ odchylenie standardowe SD) oraz jego przedziały ufności ($\pm 95\%$ przedział ufności PU).

	A1	R	Poziom istotności p	Średnia różnica	Przedział ufności CI: $\pm 95\%$
Globalne odkształcenie podłużne w poszczególnych projekcjach koniuszkowych WARSTWA MID					
LS 4CH	-19,9 ($\pm 1,8$)	-19,5 ($\pm 1,6$)	0,19	-0,42	-1,07 – 0,23
LS 2CH	-21,7 ($\pm 2,1$)	-21,7 ($\pm 2,0$)	0,79	-0,07	-0,50 – 0,64
LS 3CH	-22,3 ($\pm 1,7$)	-22,2 ($\pm 2,0$)	0,60	-0,10	-0,42 – 0,62
Globalne odkształcenie okrężne w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych WARSTWA MID					
Globalny CS	-22,0 ($\pm 2,6$)	-23,5 ($\pm 3,1$)	<0,01	-1,53	0,73 – 2,33
Segmentalne odkształcenie radialne w projekcji przymostkowej na poziomie mięśni brodawkowatych					
MAS	43,4 ($\pm 11,1$)	39,7 ($\pm 16,1$)	0,19	-3,74	-1,96 – 9,46
MA	44,4 ($\pm 15,1$)	36,5 ($\pm 15,7$)	0,049	-7,92	0,03 – 15,81
MAL	46,5 ($\pm 15,7$)	38,0 ($\pm 16,7$)	0,05	-8,55	-0,12 – 17,22
MIL	47,5 ($\pm 13,9$)	41,8 ($\pm 20,4$)	0,19	-5,63	-3,05 – 14,3
MI	46,5 ($\pm 14,6$)	41,2 ($\pm 19,4$)	0,18	-5,28	-2,77 – 13,34
MIS	45,0 ($\pm 12,3$)	40,8 ($\pm 19,9$)	0,25	-4,18	-3,27 – 11,64

Tabela 33. Porównanie parametrów odkształcenia lewej komory między badaczami (A1 oraz R). LS – odkształcenie podłużne, CS – odkształcenie okrężne, RS – odkształcenie radialne; 4CH, 2CH, 3CH – projekcja 4-, 2-, 3-jamowa. MID – środkowa warstwa mięśnia sercowego. MAS – segment przednio-przegrodowy, MA – segment przedni, MAL – segment przednio-boczny, MIL – segment dolno-boczny, MI – segment dolny, MIS – segment dolno-przegrodowy. W nawiasach podano odchylenie standardowe ($\pm SD$), p – poziom istotności ($p < 0,05$), test T-studenta dla zmiennych powiązanych, średnia różnica oraz jej przedziały ufności ($CI \pm 95\%$) dla wykresu Blandta-Altmana.

5.10. Podsumowanie wyników

1. W badaniu porównującym oprogramowania komputerowe do analizy STE (Qlab firmy Philips, EchoPAC firmy GE oraz ACP firmy Toshiba) wykazano:
 - a) istotne różnice statystyczne w pomiarach parametrów GLS oraz GLSR, a także globalnych wartości LS i LSR w poszczególnych projekcjach koniuszkowych (4-, 2- i 3-jamowej),
 - b) brak istotnej różnicy statystycznej w pomiarach segmentalnych wartości LS w segmentach koniuszkowych oraz środkowych w projekcji 4-jamowej oraz segmentów koniuszkowych w projekcji 2-jamowej warstwy środkowej LV,

- c) istotną różnicę w pomiarach globalnych wartości CS oraz CSR, jak również wartości segmentalnych CS na poziomie mięśni brodawkowatych warstwy środkowej LV,
 - d) zgodność pomiarów segmentalnych wartości RS w segmencie przednio-bocznym oraz dolno-bocznym pomiędzy oprogramowaniami firmy GE oraz Toshiba. Segmentalne wartości RS i RSR charakteryzowały się dużym odchyleniem standardowym w obu oprogramowaniach.
2. Wykazano, że warstwa endokardialna mięśnia LV charakteryzuje się najwyższą wartością odkształcenia: GLS, globalnego LS w projekcjach 4-, 2- i 3-jamowej, globalnego CS na poziomie mięśni brodawkowatych oraz globalnego RS na poziomie mięśni brodawkowatych we wszystkich analizowanych oprogramowaniach. Wykazano gradient odkształcenia zmniejszający się w kierunku warstwy epikardialnej.
 3. Analiza segmentalnych wartości odkształcenia podłużnego warstwy środkowej mięśnia LV wykazała, iż segmenty koniuszkowe charakteryzują się najwyższym średnim LS. Istnieje gradient odkształcenia podłużnego zmniejszający się istotnie w kierunku segmentów podstawnych, z wyjątkiem projekcji 2-jamowej w oprogramowaniu Qlab.
 4. Porównanie wyników odkształcenia i SR u tego samego badacza na oprogramowaniu firmy GE wykazało:
 - a) zgodność pomiarów GLS endokardialnego oraz parametrów GLSR,
 - b) zgodność pomiarów globalnego LS warstwy środkowej ściany LV w projekcji 4- i 3-jamowej,
 - c) zgodność pomiarów globalnej wartości CS warstwy środkowej mięśnia LV na poziomie mięśni brodawkowatych,
 - d) zgodność segmentalnych wartości RS.
 5. Porównanie wyników odkształcenia i SR pomiędzy badaczami na oprogramowaniu firmy GE wykazało:
 - a) zgodność pomiarów GLS wszystkich warstw ściany LV oraz parametrów GLSR,
 - b) zgodność pomiarów globalnego LS warstwy środkowej ściany LV w projekcji 4-, 2- i 3-jamowej
 - c) brak zgodności pomiarów globalnej wartości CS warstwy środkowej mięśnia LV na poziomie mięśni brodawkowatych,
 - d) zgodność segmentalnych wartości RS z wyjątkiem segmentu przedniego.

6. DYSKUSJA

6.1. Wprowadzenie

Od niespełna piętnastu ostatnich lat echokardiograficzna metoda śledzenia markerów akustycznych stosowana jest w wielu pracowniach echokardiograficznych i stała się techniką wykorzystywaną do oceny funkcji serca w wielu, nie tylko stricte kardiologicznych, sytuacjach klinicznych. Pomimo licznych obiecujących wyników prac naukowych, również dających przewagę 2D STE nad klasyczną echokardiografią¹¹⁷, nadal na przeszkodzie ku pełnemu jej wykorzystaniu stoi niedostateczna powtarzalność wyników odkształcenia uzyskiwanych na echokardiografach i oprogramowaniach komputerowych różnych producentów^{118 119}. Ma to szczególne znaczenie w przypadku pracowni echokardiograficznych, w których stosowany jest sprzęt ultrasonograficzny różnych firm¹²⁰. Pierwszym krokiem w kierunku ujednoczenia techniki STE było utworzenie przez ekspertów z dziedziny echokardiografii grupy roboczej do spraw standaryzacji obrazowania metodą 2D STE (EACVI/ASE Task Force to Standardize Deformation Imaging). Na podstawie wcześniejszych doniesień oraz dużego badania porównawczego grupa ta wydała zalecenia, dzięki którym parametr GLS otrzymany techniką 2D STE znalazł się w rekomendacjach oceny globalnej funkcji skurczowej LV^{18 55}. Możliwości wykorzystania techniki STE są dużo większe, nadal jednak nie ma jednoznacznych danych, które potwierdziłyby, że ewentualna aktualizacja oprogramowań do zaleceń grupy roboczej EACVI/ASE wpłynęła na lepszą powtarzalność parametrów STE. W prezentowanej pracy podjęto próbę porównania wyników odkształcenia LV uzyskanych techniką 2D STE między dedykowanymi danemu producentowi echokardiografów oprogramowaniami komputerowymi. W tym celu u młodych zdrowych osób wykonano badania echokardiograficzne, w trybie *off-line* analizowano poszczególne parametry deformacji podłużnej, okrężnej i radialnej oraz odpowiadające im wartości tempa deformacji, a następnie otrzymane wyniki porównano.

Przeprowadzona analiza badań echokardiograficznych na trzech oprogramowaniach komputerowych: Qlab firmy Philips, EchoPAC firmy GE oraz ACP firmy Toshiba oraz ich aplikacje do analizy STE: (odpowiednio) aCMQ, AFI oraz WMT umożliwiają półautomatyczną ocenę dwuwymiarowego odkształcenia LV. Po krótkim szkoleniu przez przedstawiciela firmy, wszystkie systemy są łatwe w obsłudze i „przyjazne” użytkownikowi. Zaobserwowano jednak dość istotne różnice między nimi:

- analiza STE w programie Qlab jest bardziej czasochłonna niż z użyciem pozostałych programów. Wynika to z konieczności ręcznego wyznaczania granic wsierdza, ponieważ te

zaproponowane przez program w prezentowanej pracy były najczęściej nieprawidłowe. Dodatkowo w czasie rejestracji danych liczbowych każda warstwa ściany LV musi być zapisana osobno w programie Excel, co wydłuża czas prowadzenia badania jak również późniejszej analizy danych. W arkuszu Excel brak danych o wartościach globalnych odkształcenia i tempa odkształcenia danej projekcji, co zmusza użytkownika do rejestracji ręcznej wyników w trakcie trwania analizy,

- w programie EchoPAC uzyskuje się informację o jakości śledzenia każdego segmentu po wyznaczeniu granic ROI. Dzięki temu użytkownik może poprawić obrys wsierdzia, jeśli program uważa go za nieprawidłowy. Brak tej funkcji dla pozostałych programów,

- po wykluczeniu jednego nieprawidłowo śledzonego segmentu danej projekcji tylko w programie ACP wartość globalna odkształcenia dla danej projekcji jest aktualizowana. Pozostałe oprogramowania nadal liczą nieprawidłową wartość do globalnego odkształcenia, pomimo, że na wykresie brak jest krzywej dla tego segmentu. Taka sytuacja stwarza zagrożenie zafałszowania ostatecznego wyniku,

- w programie ACP brak możliwości uzyskania mapy planarnej odkształcenia (tzw. Bull's eye);

- tylko w programie Qlab istnieje możliwość ręcznego dostosowania granic warstwy wsierdziejowej i podnasierdziejowej w skurczu i rozkurczu dla każdego segmentu. Nie ma to większego znaczenia dla zdrowej osoby, jednak u pacjentów z blizną pozawałową lub zmianami ogniskowymi może okazać się pomocne ¹²¹.

Producenci oprogramowań od analizy STE często stosują różną terminologię dla określenia tego samego parametru. Niemniej jednak, niektóre parametry są liczone z odmiennych obszarów mięśnia sercowego, np. z całej grubości ściany w jednym programie, a jako jedna wartość w innym programie. Potencjalnie jest to źródło błędnej interpretacji wyników jak również czyni niemożliwym ich porównanie. Mylące może być również nazwanie „global longitudinal strain, GLS” wartości średniej arytmetycznej odkształcenia dla wszystkich projekcji koniuszkowych, jak również nazwanie „global longitudinal strain, GLS” wartości odkształcenia dla pojedynczej projekcji (nie jest to średnia arytmetyczna z wartości segmentalnych odkształcenia danej projekcji), będącą składową GLS ze wszystkich projekcji koniuszkowych. W prezentowanej pracy nazwa GLS odnosiła się do średniej arytmetycznej ze wszystkich trzech projekcji koniuszkowych. Globalne wartości odkształcenia podłużnego z pojedynczej projekcji koniuszkowej zostały określone nazwą „globalne LS” zaś odkształcenie

okrężne na poziomie mięśni brodawkowatych w projekcji przymostkowej zostało określone „globalne CS”.

6.2. Analiza możliwości wykonania i jakości otrzymywanych obrazów do analizy w badaniu 2D STE

W przeprowadzonym badaniu niespełna 10% nagranych projekcji zostało wykluczonych jeszcze przed analizą STE. Pomimo, że starano się aby rejestracja obrazów była wykonana z dużą dokładnością, nagraniem 3 cykli pracy serca, z możliwie wysokim FR, odpowiednią głębokością obrazu, szerokością sektora, nie uniknięto nagrań, które nie nadawały się do dalszej analizy. Przyczyną konieczności wykluczenia nagrania były najczęściej: niedostateczna wizualizacja związana z oknem akustycznym, poruszenie nagrania w czasie cyklu serca, nagła utrata prawidłowego zapisu EKG. Wyniki analizowano w trybie *off-line*, po zakończeniu wykonywania badań echokardiograficznych, a więc niemożliwa była ewentualna modyfikacja którejkolwiek z projekcji. W aparacie Vivid 9 firmy GE możliwe jest, z użyciem programu AFI, wyliczenie GLS. Może to w prosty sposób ułatwić i skrócić badanie, ponieważ na bieżąco można uzyskać powyższy parametr deformacji i nie ma konieczności przenoszenia badania do zewnętrznego oprogramowania. Co więcej, w razie problemów ze śledzeniem wsierdza, będąc w trakcie rejestracji obrazów, można dograć potrzebną nam projekcję.

W prezentowanej pracy najwięcej badań wykluczono w oprogramowaniu firmy Toshiba (12,8%), najmniej GE (6,6%). Ta różnica, choć nieistotna statystycznie, może częściowo wynikać z faktu, iż echokardiograf firmy GE wraz z oprogramowaniem komputerowym na stałe obecny jest w Pracowni Echokardiografii Kliniki. W badaniu Farsalinos et al. ⁵⁵, gdzie porównywano GLS między 7 niezależnymi oprogramowaniami, największa ilość problemów z prawidłową wizualizacją dotyczyła również obrazów nagranych na sprzęcie firmy Toshiba.

W trakcie analizy STE wykluczono łącznie 2% segmentów LV, najwięcej w programie ACP (22 segmenty; 3,2%), najmniej w programie EchoPAC (3 segmenty, 0,4%). Największa ilość odrzuconych segmentów dotyczyła segmentów podstawnych projekcji koniuszkowych 2- i 3-jamowej (51% wszystkich nieprawidłowo śledzonych), zaś pod względem ścian LV były to: ściana przednia, przednio-przegrodowa i dolno-boczna. W programie Qlab częstym problemem była zła wizualizacja całej ściany przedniej w projekcji 2-jamowej, która spowodowana była nieprawidłowym śledzeniem granicy wsierdza lub bardzo wysokimi wartościami odkształcenia, pomimo bardzo dobrej wizualizacji. Wartości LS niejednokrotnie przekraczały

wartość -40% i były niewspółmierne do pozostałych ścian LV. Uznano je za nieprawidłowe i wykluczono z badania. Zła wizualizacja segmentów podstawnych może wynikać z faktu, iż segmenty te są najdalej od głowicy echokardiograficznej, czyniąc je podatne na niepełną rejestrację obrazu z powodu rozchodzenia się fali ultradźwiękowej¹²². Zjawisko to może być potęgowane przez pociąganie przez szkielet włóknisty pierścienia mitralnego. Błędne śledzenie segmentów podstawnych LV oraz częste „zawyżanie odkształcenia” w programie Qlab opisano również w badaniu Patrianakos et al.¹²¹. W badaniu Marwick et al.¹²³ na aparacie GE ilość nieprawidłowo śledzonych segmentów stanowiła 21% wszystkich analizowanych, głównie ściany przedniej, dolno-bocznej i segmentów podstawnych. Najlepszą wizualizację osiągnięto dla ściany dolno-przegrodowej, dolnej jak również segmentów środkowych LV. W prezentowanej pracy nieprawidłowo śledzonymi segmentami były najczęściej segmenty ściany przedniej oraz te w projekcji 3-jamowej, co tłumaczy prawdopodobnie związek z kątem padania wiązki ultradźwiękowej. Obrazy w STE mają lepszą rozdzielczość jeśli przebiegają wzdłuż wiązki ultradźwiękowej, niż w kierunku poprzecznym⁴. Duży odsetek wykluczonych z analizy segmentów w badaniu Reckefuss et al.¹²⁴ (27,3% wykluczonych projekcji, głównie w osi krótkiej) mogła wynikać, jak tłumaczył autor, z użycia starszej wersji oprogramowania EchoPAC (wersja 6.0.).

W pracy Takigiku et al.¹¹⁹ wykonalność badania STE w dużym stopniu zależała od wizualizacji i znacznie różniła się między oprogramowaniami. Przy dobrej i bardzo dobrej jakości nagranych obrazu (z 18 segmentów maksymalnie 3 segmenty nieprawidłowo śledzone), wykonalność była prawie stuprocentowa, natomiast przy zadowalającym obrazowaniu (4-5 nieprawidłowo śledzonych segmentów) wykonalność w programie Qlab wynosiła tylko 63%, ACP – 74%, zaś EchoPAC – 80%.

6.3. Analiza czynników, które mogą wpływać na różnice w otrzymywanych wynikach parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego na oprogramowaniach komputerowych różnych producentów

6.3.1. Analiza różnic w otrzymywanych wynikach „surowych” danych i danych w programie DICOM

Analizę STE można wykonać z „surowych” danych nagranych w czasie rejestracji obrazu lub skompresowanych i zapisanych w formacie DICOM, które można później analizować w dedykowanym lub niezależnym oprogramowaniu komputerowym. Kompresja

danych zmniejsza FR nagrania do 30 klatek na sekundę, ale pozwala na mniejsze użycie pamięci. Logiczne wydaje się, że wartości odkształcenia mierzone z nieskompresowanych danych są wyższe, ponieważ niższe FR może doprowadzić do utraty części informacji w czasie cyklu serca ¹²⁵. Różnice w otrzymywanych wynikach deformacji mogą wynikać również z użytej do analizy STE wersji danego oprogramowania. W prezentowanej pracy analizowano wyniki parametrów odkształcenia na oprogramowaniach dedykowanych danemu producentowi aparatu echokardiograficznego z danych „surowych” (dane z aparatu echo firmy Philips oraz GE) oraz nagranych w formacie DICOM (dane z echokardiografu firmy Toshiba) na nowych wersjach oprogramowania dostępnych w czasie zbierania danych.

Z analizy porównawczej Yang et al. ¹²⁰ wynika, że w stosunku do oprogramowań starszych, sprzed rekomendacji grupy roboczej, w oprogramowaniach nowszych, znacznie poprawiła się zgodność otrzymywanych wyników STE. Nagata et al. ¹²⁶ porównywali wyniki GLS na starszych i nowszych wersjach (po wydaniu rekomendacji dla producentów) oprogramowań firmy GE, Philips i Toshiba oraz niezależnych systemów operacyjnych do analizy STE (TomTec oraz Epsilon). Okazało się, że GLS na nowszych wersjach oprogramowań jest niższe w programach EchoPAC i Qlab, zaś wyższe w programie ACP. Porównanie wyników na niezależnych oprogramowaniach z danych zebranych z trzech aparatów echokardiograficznych również dało zmienne wyniki (95% granice zgodności w zakresie $\pm 3\%$ do $\pm 4,5\%$), jednak były bardziej zgodne niż dane otrzymane na dedykowanych oprogramowaniach. Z kolei Risum et al. ¹²⁷ porównywali parametry odkształcenia w programie TomTec na danych nieskompresowanych (FR 60 *fps*) oraz skompresowanych do FR 30 *fps* z echokardiografów firmy GE i Philips. Okazało się, że ani eksport danych do zewnętrznej jednostki ani kompresja danych nie miała znaczącego wpływu na rezultaty GLS, natomiast istotnie wpływała na wyniki globalnego odkształcenia okrężnego i radialnego (na poziomie mięśni brodawkowatych) oraz poprzecznego (z projekcji koniuszkowych).

Waal ¹²⁸ porównywał wyniki odkształcenia na nowych oprogramowaniach firmy Philips oraz TomTec u noworodków. O ile GLS oraz globalne odkształcenie z projekcji 4-jamowej nie różniły się istotnie (różnica 0,3%) to dla okrężnego odkształcenia na poziomie mięśni brodawkowatych wyniki nie były zgodne. Podobne rezultaty otrzymał Koopman et al. ¹²⁹, który analizował odkształcenie globalne oraz odcinkowe podłużne, okrężne oraz radialne wśród dzieci (średnia wieku 12 lat) na oprogramowaniach EchoPAC i Qlab oraz skompresowane i nieskompresowane dane DICOM w programie TomTec (starsze wersje oprogramowania przed wydaniem zaleceń EACVI/ASE). GLS było porównywalne między danymi

analizowanymi w dedykowanym oprogramowaniu i formacie DICOM niezależnie od kompresji danych, natomiast wartości odkształcenia radialnego i okrężnego różniły się istotnie pomiędzy badaniami. Kompresja danych do FR 30 *fps* powodowała niższe wartości odkształcenia okrężnego i radialnego w programie GE, natomiast wyższe w programie Qlab. Wyższe wartości powyższych parametrów odkształcenia rejestrowano również w skompresowanych danych z aparatu Philips w stosunku do GE.

Niezależne oprogramowania do analizy deformacji mięśnia LV (najczęściej w literaturze stosowano program firmy TomTec) wydają się być przydatnym narzędziem do analizy GLS, zwłaszcza u pacjentów u których wymagane jest powtarzanie wyników badania echokardiograficznego (np. chorzy onkologiczni, pacjenci z niewydolnością serca), a duża ilość badań w pracowni echokardiografii zmusza klinicystów do częstego archiwizowania badań na pamięciach zewnętrznych.

6.3.2. Analiza wyników GLS i GLSR oraz globalnych wartości LS i LSR w poszczególnych projekcjach koniuszkowych

GLS jako jedyny parametr techniki STE zalecany jest do stosowania w praktyce klinicznej. Przyczyną akceptacji parametru przez towarzystwa kardiologiczne były liczne publikacje na temat przydatności tego parametru, ale również prace porównawcze pomiędzy oprogramowaniami. W metaanalizie 24 badań STE na różnych oprogramowaniach komputerowych u 2596 zdrowych osób w różnym wieku w latach 2009 – 2011, GLS mieściło się w granicach -15,9% do -22,1% (średnia -19,7%; 95% przedział ufności (CI): -20,4% do -18,9%)¹³⁰. Niemniej porównywanie wyników GLS między badaniami nie ma większego sensu, ponieważ włączani są do nich pacjenci w różnym wieku, z różnymi chorobami towarzyszącymi¹¹⁸.

W otrzymanych wynikach GLS z warstwy środkowej mięśnia LV wahał się w zakresie od -18,9% do -21% (odpowiednio w programie ACP i EchoPAC), i mieścił się w normie zalecanej dla zdrowych osób przez towarzystwa EACVI/ASE. W prezentowanej pracy potwierdzono warstwowy gradient GLS zwiększający się od epikardium w kierunku endokardium (różnice w GLS do 3,1%) na każdym z aparatów echokardiograficznych.

W przeprowadzonym w 2014 roku przez ekspertów z grupy roboczej EACVI/ASE badaniu na 62 ochotnikach z użyciem siedmiu najnowszych aparatów echokardiograficznych różnych producentów i dedykowanych im oprogramowań oraz dwóch programów niezależnych,

analizowano źródła zmienności otrzymywanych wyników GLS⁵⁵. Włączano osoby w różnym wieku, z różnymi zaburzeniami czynności LV, jednak średnia LVEF wynosiła 60%. Wartości GLS wynosiły od -18,0% do -21,5%, a błąd systematyczny dla pomiarów GE-Toshiba oraz GE-Philips wyniosły 2,4% oraz 2,1% (granice zgodności odpowiednio: -1,7 do 6,5% oraz -1,6 do 5,8%). W badaniu tym analizowano GLS z warstwy endokardialnej, który jest wyższy (bardziej ujemny) niż warstwy środkowej, ponieważ tylko ten parametr mógł być uzyskany na wszystkich oprogramowaniach. Wartości GLS uzyskane w programie EchoPAC były najwyższe ($-21 \pm 3,9\%$) i różniły się istotnie od tych mierzonych w programie Qlab ($-18,8 \pm 3,6\%$) oraz ACP ($-18,5 \pm 3,2\%$), co znajduje również potwierdzenie w prezentowanej pracy. W tym oraz kilku innych badaniach jako prawdopodobnie największe źródło zmienności wyników pomiędzy badaniami uznano przetwarzanie danych (*post-processing*)^{55 131}. Odmienne algorytmy śledzenia, różnice w jakości obrazów, rozdzielczość czasowa i przestrzenna oraz ustawienia filtrów wydają się mieć mniejsze znaczenie. Powyższe czynniki wpływające na rozbieżność uzyskiwanych wyników sprawiają, że bardzo ważna stała się kwestia standaryzacji obrazowania STE^{80 93 131}. Wszyscy producenci aparatów echokardiograficznych i niezależnych systemów operacyjnych, którzy wzięli udział w inicjatywie grupy roboczej EACVI/ASE zobowiązali się do aktualizacji swoich oprogramowań zgodnie z wytycznymi⁸⁰. Przed okresem wydania zaleceń dotyczących standaryzacji STE porównywalność GLS pomiędzy oprogramowaniami była niska^{119 131}, ale poprawiła się po uaktualnieniu oprogramowań zgodnie z zaleceniami grupy roboczej^{118 120 126}. Z drugiej strony, Castel et al.¹³² porównywali wyniki GLS otrzymane na starszych i nowszych oprogramowaniach firmy GE (EchoPAC 12.1 i 13.1) oraz Philips (Qlab 9.0 i 10.2). Okazało się, że na starszych wersjach programów wyniki GLS są porównywalne, w przeciwieństwie do nowszych wersji.

W badaniu Takigiku et al.¹¹⁹ analizowano GLS u zdrowych osób w różnym wieku na trzech oprogramowaniach (EchoPAC, Qlab, ACP). Wykazano istotną różnicę pomiędzy nimi (w zakresie od -18,9% do -21,3%). Nieporównywalne wyniki GLS uzyskano również pomiędzy oprogramowania EchoPAC i VVI (*Velocity Vector Imaging*) firmy Samsung^{133 134}. Przeciwnie, w pracy Manovel et al.¹⁰⁷ brak było istotnej różnicy między GLS z endokardium w oprogramowaniach firmy GE oraz Toshiba, zaś w badaniu Costa et al.¹¹⁸ na nowych oprogramowaniach EchoPAC i Qlab różnica w otrzymywanych wynikach GLS wynosiła poniżej 5%.

Czynniki, które mogą również wpływać na zmienne wartości GLS to: rasa, wiek, BSA, tętno spoczynkowe oraz ciśnienie tętnicze^{56 119 135 136 137}. Zgodnie z rekomendacjami, o ile wartości względnej różnicy pomiędzy wynikami odkształcenia nie przekraczają 10%, nie powinno to w znaczący sposób wpływać na interpretację kliniczną⁵⁵. Wpływ płci na wartość GLS nadal jest sprawą dyskusyjną, choć większość prac sugeruje wyższe bezwzględne wartości GLS u kobiet niż mężczyzn^{56 137 138}, podobnie jak w prezentowanej pracy.

W badaniu Moreira et al.⁵⁶ liczącym 557 zdrowych osób w wieku 50 ± 4 lata, analizowano parametry odkształcenia w projekcji 4- i 2-jamowej. Dane zarchiwizowane były w formacie DICOM i analizowane w programie ACP. Wyniki globalnego LS dla projekcji 4-jamowej i 2-jamowej wynosiły odpowiednio: $-15,9 \pm 2,2\%$ oraz $-16,6 \pm 2,3\%$, jednak brak jest informacji z której warstwy ściany LV pochodzą (lub czy jest to średnia ze wszystkich warstw ściany LV). Co więcej, wartości te są poniżej rekomendowanych dla zdrowych osób, co autor tłumaczy dużym odsetkiem osób rasy czarnej, u których wartości LS są niższe. Liczby te są nieznacznie niższe niż wyniki otrzymane w obecnej pracy w programie ACP (średnia ze wszystkich warstw ściany: $-18,0 \pm 2,3\%$ dla projekcji 4-jamowej oraz $-18,7 \pm 2\%$ dla projekcji 2-jamowej), jednak potwierdzają, iż w programie ACP globalny LS z projekcji 2-jamowej jest wyższy niż 4-jamowej. Patrianakos et al.¹²¹ otrzymał najwyższe wartości globalnego LS dla projekcji 4-jamowej ($-20,9 \pm 3,7\%$) na oprogramowaniu Qlab oraz projekcji 3-jamowej ($-20,8 \pm 3,8\%$) dla EchoPAC.

Jak dotąd brak jest dużych badań porównawczych globalnych wartości SR pomiędzy różnymi oprogramowaniami do analizy STE, a istniejące doniesienia na temat prawidłowych wartości opierają się głównie na sprzęcie jednego producenta. TDI oferuje dokładniejszą regionalną analizę SR, ze względu na lepszą rozdzielczość czasową ($>150\text{Hz}$), jednak nie pozwala na pomiar GLS⁵⁴. Dowiedziono jednak, że wartości SR skurczowego uzyskanego techniką TDI są dużo wyższe niż zmierzone w programie AFI (jednak dobrze ze sobą korelują), co może być tłumaczone niedoszacowaniem związanym z FR, a z drugiej strony z dużą komponentą szumów, które mogą wpływać na interpretację wyników^{46 54 138}. Otrzymane w prezentowanej pracy wyniki GLSR skurczowego (GLSR skurczowy_{STE}) i wartości rozkurczowych (GLSR e'_{STE} oraz GLSR a'_{STE}) istotnie (2 – 4 krotnie) różnią się między oprogramowaniami. Podobnie do wartości GLS, nie uzyskano istotnej różnicy w pomiarach między kobietami i mężczyznami, co znajduje swoje potwierdzenie w literaturze¹³⁶. Bussadori et al.¹³⁹ analizowali SR skurczowy u zdrowych dorosłych oraz dzieci (średnia wieku odpowiednio: 37 ± 6 lat oraz 8 ± 2 lata) na danych zebranych na aparacie Esaote. Wartości GLSR skurczowe

STE wynosiły $-1,07 \pm 0,2s^{-1}$ u dorosłych oraz $-1,3 \pm 0,2s^{-1}$ u dzieci. Podobny wynik (GLSR skurczowe STE $-1,07 \pm 0,33s^{-1}$) dla dorosłych uzyskano w dużym badaniu (1266 osób) HUNT¹³⁸ a także w prezentowanym badaniu (oba badania na aparacie firmy GE). Fine et al.¹³⁷ analizowali ten sam parametr SR wśród 186 zdrowych osób w różnym wieku (18 – 80 lat). Dane zebrane były na aparatach firmy GE, Philips oraz Siemens a następnie w formacie DICOM analizowane w zewnętrznym oprogramowaniu. GLSR skurczowe STE wynosiło $-1,0 \pm 0,1s^{-1}$ i nie wykazano istotności statystycznej w wynikach pomiędzy danymi z różnych aparatów echokardiograficznych. Wynik GLSR skurczowe STE nie zależał również od wieku, płci, BMI, częstości pracy serca oraz rozkurczowego ciśnienia tętniczego, w przeciwieństwie do ciśnienia tętniczego skurczowego. W tym badaniu porównywalne wyniki uzyskano dla wszystkich analizowanych parametrów (GLS, GCS, GRS i odkształcenie prawej komory oraz odpowiadające im SR), jednak każdy uczestnik miał wykonane tylko jedno badanie, a dane następnie były kompresowane. Potwierdza to tezę, że „*post-processing*” może być główną przyczyną zmienności wyników badania STE.

W pracy Moreira et al.⁵⁶ wartości globalnego LSR skurczowego STE oraz rozkurczowego e'_{STE} w projekcji 4- i 2-jamowej na oprogramowaniu ACP (LSR skurczowe STE: $-0,68 \pm 0,10s^{-1}$ i $-0,70 \pm 0,11s^{-1}$ oraz LSR rozkurczowe e'_{STE} : $0,88 \pm 0,23s^{-1}$ i $0,99 \pm 0,26s^{-1}$ odpowiednio dla projekcji 4- i 2-jamowej) były nieco niższe niż w prezentowanej pracy, natomiast wartości rozkurczowego parametru a'_{STE} były wyższe (średnia $0,49s^{-1}$ dla obu projekcji). Prawdopodobną przyczyną było uczestnictwo osób rasy czarnej, u których wartości SR skurczowego oraz wczesnej fazy napływu mitralnego mają mniejszą bezwzględną amplitudę. Drugim argumentem mógł być wiek, który powoduje spadek wartości LSR skurczowego STE i e'_{STE} , a także może wywoływać mniejszą podatność LV, co skutkuje wyższym parametrem LSR a'_{STE} ¹³⁶ niż u młodych osób w prezentowanym badaniu.

6.3.3. Współczynnik E/e'_{STE}

Zyskujący coraz większe zainteresowanie, do tej opisany w kilku jednostkach chorobowych, rozkurczowy parametr E/e'_{STE} łączący ze sobą elementy badania TDI i STE, może stać się pomocnym parametrem prognostycznym. Wymaga jednak walidacji, ponieważ do chwili obecnej brak jest jakichkolwiek badań na temat wartości u zdrowych osób. Wszystkie doniesienia naukowe opierają się na badaniach na aparacie firmy GE, natomiast na podstawie wartości parametru GLSR e'_{STE} uzyskanych w prezentowanym badaniu dla różnych

oprogramowań, współczynnik może w sposób istotny różnić się. Średnia wartość współczynnika E/e'_{STE} w prezentowanej pracy wyniosła $47,6 \pm 8$. W badaniu Chen et al.⁷⁸ wśród pacjentów z przetrwałym migotaniem przedsionków (średni wiek 70 lat, nadciśnienie tętnicze u 68% pacjentów, średnia LVEF $54 \pm 14\%$) średnia wartość parametru wynosiła $63,0 \pm 21,28$. Wśród chorych, którzy osiągnęli punkt końcowy w postaci spadku filtracji kłębuszkowej o przynajmniej 25% w ciągu średnio 2,3 lat, współczynnik ten wyniósł $69,7 \pm 27,8$, a u pacjentów, którzy nie osiągnęli punktu końcowego, współczynnik wynosił $58,1 \pm 14,4$. U pacjentów po zawale serca parametr ten okazał się istotnym niezależnym czynnikiem prognostycznym (współczynnik ryzyka HR : 2,36; 95% CI: 2,02 – 2,75; $p < 0,001$) wystąpienia punktu końcowego (śmierć, hospitalizacja z powodu niewydolności serca, nowo rozpoznane migotanie przedsionków, udar mózgu), lepszym od parametru E/e' mierzonego techniką TDI. Mediana wartości wskaźnika wynosiła 91 (kwartył górny – dolny: 73-119)¹⁴⁰.

6.3.4. Analiza różnic odkształcenia podłużnego poszczególnych segmentów mięśnia lewej komory

Analizując segmentalne wartości odkształcenia wykazano, że największe różnice w wartościach LS pomiędzy analizowanymi oprogramowaniami są na poziomie segmentów podstawnych LV, jak również istnieje gradient LS od podstawy w kierunku koniuszka LV. Znajduje to potwierdzenie w innych pracach^{122 141 142}, w których również wykazano dobrą korelację pomiędzy wynikami LS w obszarze unaczynienia tętnicy przedniej zstępującej lewej tętnicy wieńcowej w programie EchoPAC i Qlab¹⁴². Podobnie jak w badaniu Patrianakos i Castel et al.^{121 122} w prezentowanym badaniu uzyskano porównywalne wyniki LS segmentów koniuszkowych i znacznie gorsze segmentów podstawnych pomiędzy oprogramowaniami różnych producentów. Z kolei Mirea et al.¹⁴³ wykazali, że zdolność rozróżnienia segmentów z pełnościenną blizną pozawałową (zdiagnozowaną na podstawie „złotego standardu” – CMR) od segmentów zdrowych istotnie różni się pomiędzy oprogramowaniami do analizy STE. Ponadto, zdolność identyfikacji blizny pozawałowej w segmentach podstawnych była zdecydowanie mniejsza niż w segmentach koniuszkowych. Autorzy sugerują, że w tym obszarze pewnym wytłumaczeniem może być gorsza wizualizacja związana z pierścieniem włóknistym jak również odległością od źródła fali ultradźwięków.

W innym badaniu Mirea et al.¹⁴¹ analizowali różnice w wynikach podłużnego odkształcenia regionalnego pomiędzy oprogramowaniami na podstawie pomiarów trzech wartości LS: PS,

ES oraz PSS. Porównywano dane uzyskane na 6 aparatach echokardiograficznych i ich dedykowanych oprogramowaniach różnych firm oraz 2 programy niezależne. Wykazano istotną różnicę wyników sięgającą 4,5% dla wszystkich trzech LS (dla GLS w badaniu Farsalinos et al. wynosiła 3,7%⁵⁵). Przyczyna większej zmienności wyników może być związana z algorytmem, który uśrednia większe obszary mięśnia sercowego, zaś wartości regionalne LS odzwierciedlają odkształcenie segmentów i mogą być bardziej podatne na artefakty związane z niedokładnym obrazowaniem. Kolejne źródło różnic może wynikać z odmienności w definiowaniu warstw ściany LV. Część algorytmów wylicza odkształcenie z cienkiej linii endokardium, inne zaś traktują endokardium jako 1/3 grubości ściany LV, co może wpływać na mniejszy wynik. Podsumowując, pomiary LS pojedynczych segmentów powinny być traktowane z dużą ostrożnością w podejmowaniu decyzji klinicznych, monitorowaniu pacjentów, pomimo, że wykazano, iż wykonalność nie jest gorsza niż pomiar objętości LV i LVEF. Jednak, jak do tej pory, segmentalne LS mają zastosowanie tylko w badaniach naukowych^{141 144}.

6.3.5. Odkształcenie i tempo odkształcenia okrężnego na poziomie mięśni brodawkowatych

W zdrowym sercu CS jest najwyższe w endokardium, zaś najniższe w epikardium. Wartości globalne, warstwowe i segmentalne są wyższe niż odpowiadające odkształcenia podłużne¹⁶, co znajduje również potwierdzenie w prezentowanym badaniu. Istnieje gradient deformacji okrężnej od podstawy serca w kierunku koniuszka, opisane również w badaniu MRI^{145 146 147}, choć we wspomnianej wcześniej pracy Takigiku et al.¹¹⁹ (badania na oprogramowaniu EchoPAC, Qlab, ACP) wyniki sugerują istnienie gradientu w kierunku odwrotnym. W cytowanym artykule wartości globalnego CS na poziomie mięśni brodawkowatych różniły się istotnie głównie między ACP i pozostałymi oprogramowaniami ($-29,3 \pm 4,2\%$ dla ACP, $-21,7 \pm 3,4\%$ oraz $-21,8 \pm 3,8\%$ dla odpowiednio: Qlab i EchoPAC). Tak duża rozbieżność wyników tłumaczona była tym, że ROI dla CS w programie ACP wyznaczane było z 1/3 wewnętrznej ściany LV.

Słaba porównywalność wyników CS między oprogramowaniami nadal jest sprawą podnoszoną przez wielu autorów. W badaniu Sun et al.¹⁴⁶ wartości globalnego CS w programach GE i Qlab (na poziomie mięśni brodawkowatych) wynosiły odpowiednio: $-23,1 \pm 6,0\%$ oraz $-23,9 \pm 4,2\%$ z różnicą $-3 \pm 8,9\%$. Również w badaniu Risum et al.¹²⁷ opisano wyższe wartości globalnego CS w programie Qlab niż EchoPAC. Niestety w powyższych badaniach brak jest informacji,

z której warstwy ściany LV mierzone były parametry odkształcenia. Być może była to warstwa środkowa, której wyniki są podobne, niemniej nieco wyższe, niż te prezentowane w niniejszej pracy. Prawdopodobnie może mieć to związek ze starszym wiekiem pacjentów rekrutowanych do ww. badań, ponieważ wiek wpływa na wzrost CS¹⁴⁸. Zgadza się to z meta-analizą dotyczącą wartości referencyjnych parametrów STE u dzieci¹⁴⁹. Na podstawie badań u dzieci z lat 2009 – 2015 opisano CS na poziomie mięśni brodawkowatych w zakresie -20,6% (95% CI: -21,6 do -19,7%) dla aparatu GE oraz -18,4% (95% CI: -19,7 do -17,1%) dla sprzętu Philips, jednak różne były kryteria włączenia do badania i nie było to badanie porównawcze. Podobnie, jak w powyższej analizie Levy et al.¹⁴⁹, w prezentowanym badaniu opisano wyższe wartości globalnego CS na poziomie mięśni brodawkowatych dla oprogramowania EchoPAC niż Qlab i ACP. Sprzeczne są dane na temat różnic wartości CS u kobiet i mężczyzn. W niniejszej pracy kobiety prezentowały nieco wyższe wartości globalnego CS niż mężczyźni (istotnie statystycznie w oprogramowaniu EchoPAC), podobnie jak w badaniu Sun et al.¹⁴⁶ i Hurlburt¹⁵⁰, natomiast w innym badaniu wyniki były porównywalne¹⁴⁸.

Dane na temat wartości CSR raportowane są w pojedynczych pracach analizujących wyniki STE. W opisywanej wcześniej pracy Fine et al.¹³⁷ uzyskano identyczne wyniki CSR skurczowego STE ($-1,4 \pm 0,3s^{-1}$) na danych z aparatu firmy GE oraz Philips i analizowanych w oprogramowaniu firmy Siemens. Moreira et al.⁵⁶ u zdrowych osób na oprogramowaniu ACP opisali wartości CSR niższe niż prezentowane w niniejszej pracy. Jak dotąd, trudno jest porównać ze sobą wyniki CSR pomiędzy oprogramowaniami (w prezentowanym badaniu różniły się istotnie), ponieważ brak jest dużych badań na temat prawidłowych wartości, jak również analizy porównującej, zarówno w metodzie STE jak i TDI⁵⁴.

Niewiele jest również w literaturze informacji porównujących segmentalne wartości CS (ponadto brak badań porównujących segmentalne okrężne SR) pomiędzy oprogramowaniami komputerowymi, co tłumaczy się większą trudnością w uzyskaniu prawidłowych nagrań⁵⁴. Biorąc jednak pod uwagę bardzo dobrą wizualizację segmentów na poziomie mięśni brodawkowatych na wszystkich oprogramowaniach w prezentowanej pracy, nie powinno to stanowić przeszkody w analizie. Regionalne CS warstwy endokardialnej i epikardialnej uzyskane metodą CMR wskazują na najwyższe wartości CS w segmentach tylnych ($-41,6 \pm 0,5\%$ oraz $-22,1 \pm 0,4\%$ dla endokardium i epikardium), najniższe zaś w segmentach przegrodowych (odpowiednio: $-34,0 \pm 0,4\%$ oraz $-12,2 \pm 0,3\%$). Porównując te wyniki z niniejszym badaniem, jedyną wartością, która była zgodna był wysoki CS segmentu dolno-bocznego (tylnego) w programie Qlab. Zapewne częściowo tę niezgodność można

wytłumaczyć faktem, że CS w CMR był średnią ze wszystkich poziomów LV (podstawa, poziom mięśni brodawkowatych i koniuszek serca). Na podstawie pojedynczych prac wykorzystujących program EchoPAC opisano najwyższe segmentalne wartości CS dla segmentów dolno-przegrodowych, przednio-przegrodowych i przednich, najniższe zaś dla segmentów dolno-bocznych, co oprócz segmentów przednich, znajduje potwierdzenie w prezentowanym badaniu. Zmierzone wartości bezwzględne w pracy Hurlburt ¹⁵⁰ były wyższe, co może być związane ze starszą wersją oprogramowania EchoPAC, w której CS mierzone było przez całą grubość ściany, bez podziału na warstwy.

6.3.6. Odształcenie i tempo odkształcenia radialnego na poziomie mięśni brodawkowatych

Istnieją pojedyncze prace porównujące wartości RS pomiędzy oprogramowaniami różnych producentów. W prezentowanej pracy średni RS na poziomie mięśni brodawkowatych wyliczono tylko dla programu ACP, ponieważ w analizowanej wersji programu Qlab odkształcenie radialne w ogóle nie jest liczone, a program EchoPAC podaje tylko wartości segmentalne. Większość dostępnych w literaturze prac dotyczy globalnej wartości RS i wartości segmentalnych na poziomie mięśni brodawkowatych (jak w niniejszym badaniu) niż GRS (średnia z trzech poziomów LV: podstawy, warstwy mięśni brodawkowatych oraz koniuszka serca). Dane analizowane były najczęściej na jednym oprogramowaniu, a jeśli zebrane były na różnych aparatach echokardiograficznych, to często eksportowane były do jednego niezależnego programu do analizy STE ^{129 137}.

Średnia wartość RS w programie ACP w prezentowanym badaniu wynosiła $38,6 \pm 9,8\%$ i była podobna do wyników analizy STE innych autorów ^{56 150} oraz badania rezonansu magnetycznego ¹⁴⁷. Porównywalne średnie wartości RS pomiędzy oprogramowaniami EchoPAC w wersji 7 ($46,97 \pm 5,5\%$) oraz ACP ($40,74 \pm 4,3\%$; $p=0,19$) opisali Manovel et al. ¹⁰⁷. Z kolei Takigiku et al. ¹¹⁹ otrzymali zupełnie rozbieżne wyniki średnich wartości RS na poziomie mięśni brodawkowatych – odpowiednio $62,3 \pm 15,3\%$ (EchoPAC) $37,2 \pm 10,7\%$ (Qlab) oraz $54,6 \pm 10,6\%$ (ACP; $p<0,0001$). W badaniu tym podobnie odmienne wyniki otrzymano dla GRS i różniły się one bardziej niż parametry odkształcenia podłużnego i okrężnego. Reckefuss et al. ¹²⁴ opisali najwyższe średnie wartości segmentalnych RS na poziomie mięśni brodawkowatych u zdrowych osób (w przedziale wiekowym 17 – 80 lat) w programie EchoPAC dla segmentów dolno-bocznych ($54,9 \pm 15,8\%$), zaś najniższe dla przednio-przegrodowych ($42,2 \pm 15,7\%$). Zgadza się to z wynikami niniejszej pracy oraz

badaniem Sun et al. ¹⁴⁶, choć w prezentowanym badaniu wartości RS poszczególnych segmentów były niższe. Ponadto, w niniejszej pracy zwraca uwagę dość dobra porównywalność wyników odkształcenia regionalnego między oprogramowaniami EchoPAC i ACP dla segmentów bocznych LV. Koopman et al. ¹²⁹ porównywali wyniki odkształcenia na poziomie mięśni brodawkowatych u dzieci pomiędzy skompresowanymi nagraniami w formacie DICOM (FR 30 *fps*) zebranymi z aparatu GE i Philips oraz pomiędzy danymi skompresowanymi i nieskompresowanymi (FR 55 – 90 *fps*) w programie EchoPAC. Mierzone wartości RS różniły się istotnie pomiędzy zarówno danymi skompresowanymi ($24 \pm 9\%$ dla GE oraz $27 \pm 9\%$ dla Philips, błąd statystyczny -3,9; 95% CI: -26 – 18%), jak również danymi skompresowanymi i „surowymi” (odpowiednio: $24 \pm 9\%$ oraz $33 \pm 11\%$; błąd statystyczny – 8,5; 95% CI: -26 – 10%).

Zdecydowanie mniejsza ilość badań dotyczy analizy RSR. Istnieją pojedyncze doniesienia na temat wartości średniego RSR na poziomie mięśni brodawkowatych u osób zdrowych rasy białej i czarnej ($1,69 \pm 0,54 \text{ s}^{-1}$; $-2,30 \pm 1,19 \text{ s}^{-1}$; $-1,24 \pm 0,98 \text{ s}^{-1}$ odpowiednio dla średniego SR skurczowego STE, e'STE i a'STE). Wyższe wartości odkształcenia radialnego i radialnego SR u zdrowych osób mierzone za pomocą TDI opisali Kuznetsova et al. ¹⁵¹. Uzyskane przez nich wyniki dla segmentu dolno-bocznego wynosiły: 61,4% (95% CI: 44,3 – 84,4%) dla odkształcenia oraz $3,49 \text{ s}^{-1}$ (95% CI: 2,43 – 4,68 s^{-1}) dla skurczowego parametru radialnego SR i znacznie różnią się od parametrów STE. Istotnym zagadnieniem związanym z pomiarem deformacji radialnej w STE i TDI jest duże odchylenie standardowe ¹⁵⁰, w przeciwieństwie do badania CMR ¹⁴⁷. Duże rozbieżności wyników parametrów deformacji okrężnej i radialnej pomiędzy oprogramowaniami oraz najczęściej dwucyfrowe odchylenie standardowe są prawdopodobnie spowodowane głównie przez mniej wiarygodną ocenę segmentów w osi krótkiej niż w osi długiej. Kolejnym argumentem może być ograniczona wielkość śledzonej tkanki w nieprzerośniętym mięśniu LV, jak również inne położenie ROI w stosunku do porównywanych badań (obraz wyżej lub niżej w kierunku podstawy lub koniuszka serca). Kolejną, ale zapewne nie ostatnią przyczyną mogą być różnice w algorytmie śledzenia płamek, odmiennym od algorytmu dla deformacji podłużnej ¹³⁰.

6.4. Zgodność pomiarów u tego samego badacza i między badaczami

Parametry odkształcenia podłużnego charakteryzowały się najlepszą zgodnością wyników zarówno u tego samego badacza jak również między badaczami, pomimo, że

uzyskano różnicę istotną statystycznie dla GLS warstwy środkowej i epikardialnej u jednego badacza. Być może jest to związane z małą grupą porównawczą, ponieważ uzyskano pełną zgodność powyższych pomiarów pomiędzy badaczami. Najgorszą powtarzalność wyników uzyskano dla segmentalnych wartości RS, choć wyniki u tego samego badacza były bardziej zgodne niż między badaczami. Podobnie jak w prezentowanym badaniu, Leischik et al.¹⁵² opisali najlepszą zgodność wyników u tego samego badacza dla odkształcenia podłużnego w projekcji 4-jamowej ($9 \pm 13,6\%$), następnie CS ($13,3 \pm 8,3\%$), najgorsze zaś dla RS, segmentalnego i średniego na poziomie mięśni brodawkowatych ($26,3 \pm 30,1\%$). W badaniu tym, największą zgodność wyników między badaczami opisano dla projekcji koniuszkowej 3-jamowej ($11,9 \pm 9,5\%$), dla CS ($15,2 \pm 12,0\%$), najgorszą również dla RS ($35,9 \pm 46,3\%$). Podobne różnice pomiarów uzyskano w innych badaniach dla GLS, GCS i GRS^{129 133}.

Chan et al.¹⁵³ analizowali krzywą uczenia się uzyskiwania wyników STE. Wykazali, że GLS, w przeciwieństwie do GCS i GRS, jest parametrem najłatwiej i najszybciej opanowywanym przez osoby, które nigdy wcześniej nie zajmowały się analizą STE. Farsalinos et al.⁵⁵ wykazali, że różnice w pomiarach GLS warstwy endokardialnej oraz globalnego LS w projekcji 4-jamowej u tego samego badacza i między badaczami charakteryzują się lepszą powtarzalnością wyników niż LVEF. Zaproponowano, iż te parametry rzetelnie odzwierciedlają globalną funkcję skurczową LV i mogą być stosowane w praktyce klinicznej, ze szczególną przewagą nad LVEF u chorych, u których konieczna jest okresowa kontrola echokardiograficzna.

7. WNIOSKI

1. Analiza porównawcza oceny odkształceń mięśnia sercowego z wykorzystaniem trzech modeli aparatów echokardiograficznych i dedykowanych im oprogramowań komputerowych wykazała istotne różnice wartości większości globalnych i segmentalnych parametrów deformacji podłużnej, okrężnej i radialnej lewej komory.
2. Statystycznie istotne różnice w otrzymywanych wynikach oceny deformacji lewej komory powinny być brane pod uwagę przy wykonywaniu seryjnych badań echokardiograficznych u tej samej osoby.
3. Niezależnie od stwierdzanych różnic ilościowych oceniane oprogramowania podobnie obrazowały dominujący kierunek deformacji mięśnia sercowego, jak również podobnie lokalizowały najwyższe wartości odkształceń.
4. Porównanie wyników oceny deformacji lewej komory zarówno przez jednego badacza, jak i dwóch badaczy wykazało zgodność pomiarów większości globalnych parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego.

8. OGRANICZENIA METODY

Ograniczeniem metody w prezentowanej pracy była mała grupa badana, co przy dodatkowym odrzuceniu około 10% projekcji w trakcie analizy echokardiograficznej, mogło wpłynąć na ostateczne wyniki. Wyniki nie zostały również porównane z metodą referencyjną tj. CMR, zatem nie wykazano, które oprogramowanie komputerowe do analizy STE jest najbardziej wiarygodne w ocenie deformacji LV. Kolejnym ograniczeniem była analiza danych w formacie DICOM zebranych na aparacie firmy Toshiba. Zmniejszenie FR do 30 *fps* mogło wpłynąć na ostateczne wyniki parametrów deformacji.

Badania wykonywano tylko w grupie zdrowych i młodych ochotników. Taki wybór badanej populacji zmierzał do wyeliminowania innych, poza samym oprogramowaniem i rodzajem echokardiografu, czynników mogących wpływać na wyniki przeprowadzonych badań. Tym samym jednak ograniczono możliwość porównywania osiągniętych wyników z rezultatami innych badań przeprowadzonych wśród pacjentów z różnymi chorobami serca.

Wszystkie badania echokardiograficzne wykonywane były przez jednego badacza – autora pracy (z około rocznym doświadczeniem w zakresie echokardiografii i analizy STE) pod kontrolą doświadczonego echokardiografisty. Pomimo to, brak większego doświadczenia mógł w sposób istotny wpłynąć na ilość nieprawidłowo nagranych badań echokardiograficznych oraz późniejsze otrzymywane wyniki analizy STE.

Ze względu na czytelność pracy podano wybrane wyniki oceny statystycznej parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia, których różnice mogą mieć znaczenie praktyczne.

9. STRESZCZENIE

Istnieje coraz więcej dowodów potwierdzających przydatność dwuwymiarowej echokardiograficznej techniki śledzenia markerów akustycznych (2D STE) w sytuacjach klinicznych wymagających oceny mechaniki serca. Analiza deformacji lewej komory (LV) dostarcza danych na temat globalnej i regionalnej funkcji mięśnia sercowego wykorzystywanej między innymi do oceny choroby niedokrwiennej serca, kardiomiopatii, funkcji rozkurczowej czy subklinicznej dysfunkcji skurczowej u chorych poddawanych chemioterapii. Globalne odkształcenie podłużne (GLS) uzyskane metodą STE jest powtarzalnym i łatwo wykonalnym parametrem o prognostycznej wartości przewyższającej w wielu sytuacjach klinicznych ocenę frakcji wyrzutowej lewej komory (LVEF). Ograniczeniem szerokiego zastosowania metody STE w praktyce klinicznej jest duża rozbieżność uzyskiwanych wyników pomiędzy dedykowanymi i niezależnymi oprogramowaniami do analizy odkształcenia. W 2010 powstała inicjatywa europejskiego i amerykańskiego towarzystwa echokardiograficznego mająca na celu zmniejszenie różnic w obrazowaniu STE i standaryzacji uzyskiwanych parametrów.

Celem pracy było ustalenie czy jest zgodność wyników globalnego i segmentalnego odkształcenia i tempa odkształcenia (SR) mięśnia sercowego: podłużnego, okrężnego i radialnego uzyskanych w dwuwymiarowym badaniu echokardiograficznym na trzech niezależnych oprogramowaniach do analizy STE różnych producentów (Philips, General Electric [GE], Toshiba). Celem pracy była również ocena zgodności pomiarów odkształcenia oraz SR podłużnego, okrężnego i radialnego u tego samego badacza oraz między dwoma badaczami.

Do badania włączono 45 zdrowych osób (w tym 15 mężczyzn) w wieku 20-26 lat. Każdy uczestnik miał zaplanowane wykonanie badania echokardiograficznego na trzech aparatach dostępnych w Pracowni Echokardiografii II Kliniki Kardiologii w Poznaniu. Przed badaniem wykonywano pomiar ciśnienia tętniczego oraz ocenę parametrów antropometrycznych. W trakcie każdego badania echokardiograficznego rejestrowano nagrania (3 pętle EKG) w projekcjach koniuszkowych (4-, 2- i 3-jamowej) oraz w projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych. Rejestrowano również obrazy do późniejszej analizy metodami klasycznymi (wymiary struktur serca skurczowe i rozkurczowe, objętości LV, prędkości przez zastawki, ruch pierścienia mitralnego metodą doplera tkankowego). Zebrane dane eksportowane były jako „surowe” dane (z aparatu firmy Philips oraz GE) oraz w formacie DICOM (z aparatu Toshiba) do zewnętrznego oprogramowania dedykowanego

danemu producentowi echokardiografu (Philips – Qlab, GE – EchoPAC, Toshiba – ACP) i następnie analizowane.

Wykonano łącznie 117 badań echokardiograficznych (42 na aparacie Philips, 38 na aparacie GE oraz 37 na aparacie Toshiba), z czego 43 projekcje (9,2%) zostało wykluczonych ze względu na złą wizualizację lub nieprawidłowo nagrane EKG. Do analizy STE włączono 2550 segmentów LV, z czego 50 (2%) było nieprawidłowo śledzonych i wykluczono je z dalszego badania.

Analiza parametrów GLS warstwy endokardialnej, środkowej i epikardialnej oraz globalnego podłużnego tempa odkształcenia (GLSR) wykazała istotne różnice w pomiarach między trzema oprogramowaniami. Różnice te zaobserwowano również dla globalnych wartości podłużnego odkształcenia (LS) i podłużnego SR (LSR) w poszczególnych projekcjach koniuszkowych (4-, 2- i 3-jamowej). Wykazano brak istotnej różnicy statystycznej w pomiarach segmentalnych wartości LS w segmentach koniuszkowych oraz środkowych w projekcji 4-jamowej oraz segmentów koniuszkowych w projekcji 2-jamowej. W projekcji przymostkowej w osi krótkiej na poziomie mięśni brodawkowatych wykazano istotną różnicę w pomiarach globalnych wartości odkształcenia okrężnego (CS) oraz okrężnego SR (CSR), jak również wartości segmentalnych CS. Wykazano natomiast zgodność pomiarów segmentalnych wartości odkształcenia radialnego (RS) w segmencie przednio-bocznym oraz dolno-bocznym pomiędzy oprogramowaniami firmy GE oraz Toshiba. Segmentalne wartości RS i radialnego SR (RSR) charakteryzowały się dużym odchyleniem standardowym w obu oprogramowaniach. Najwyższe wartości bezwzględne GLS, globalne LS w poszczególnych projekcjach koniuszkowych oraz globalne CS na poziomie mięśni brodawkowatych uzyskano dla warstwy endokardialnej na wszystkich oprogramowaniach. Średnia GLS ze wszystkich warstw ściany LV była najwyższa w projekcji 2-jamowej w oprogramowaniu Qlab oraz ACP oraz w projekcji 3-jamowej w oprogramowaniu EchoPAC. Wykazano istnienie gradientu LS wzrastającego od podstawy serca w kierunku koniuszka LV.

Porównanie wyników odkształcenia i SR u jednego badacza oraz między badaczami na oprogramowaniu EchoPAC wykazało zgodność pomiarów GLS endokardialnego u tego samego badacza oraz wszystkich warstw ściany LV między badaczami. Uzyskano porównywalne wyniki GLSR, jak również globalnego LS w projekcji 4- i 3-jamowej u jednego badacza i wszystkich projekcji koniuszkowych między badaczami. Analiza globalnej wartości CS warstwy środkowej LV na poziomie mięśni brodawkowatych wykazała zgodność u tego

samego badacza i brak zgodności między badaczami. Wykazano zgodność segmentalnych wartości RS, z wyjątkiem segmentu przedniego w analizie między badaczami.

Podsumowując, analiza porównawcza oceny odkształceń mięśnia sercowego z wykorzystaniem trzech modeli aparatów echokardiograficznych i dedykowanych im oprogramowań komputerowych wykazała istotne różnice wartości większości globalnych parametrów deformacji LV. Statystycznie istotne różnice w otrzymywanych wynikach oceny deformacji LV powinny być brane pod uwagę przy wykonywaniu seryjnych badań echokardiograficznych u tej samej osoby. Ponadto, niezależnie od stwierdzanych różnic ilościowych, oceniane oprogramowania podobnie obrazowały dominujący kierunek deformacji mięśnia sercowego, jak również podobnie lokalizowały najwyższe wartości odkształceń. Porównanie wyników oceny deformacji lewej komory zarówno przez jednego badacza, jak i dwóch badaczy wykazało zgodność pomiarów większości globalnych parametrów odkształcenia i tempa odkształcenia mięśnia sercowego.

10. SUMMARY

There is a growing body of evidence supporting the usefulness of two-dimensional speckle tracking echocardiography (2D STE) in clinical situations that require assessment of cardiac mechanics. Analysis of left ventricle (LV) deformation provides data on global and regional myocardial function used in the evaluation of ischemic heart disease, cardiomyopathies, diastolic function, or subclinical systolic dysfunction in patients undergoing chemotherapy. The global longitudinal strain (GLS) obtained by STE is a repeatable and feasible parameter with a prognostic value exceeding the left ventricle ejection fraction (LVEF) in many clinical situations. The variation in the obtained results between dedicated and independent strain analysis software results in the limitation of the wide use of the STE method in clinical practice. In 2010, an initiative of European and American Echocardiographic Associations was launched to reduce the differences in STE imaging and standardize the obtained parameters.

The aim of the study was to determine whether there was an agreement between the results of global and segmental myocardial strain and strain rate (SR): longitudinal, circumferential, and radial obtained in two-dimensional echocardiography on three independent STE analysis software applications of different manufacturers (Philips, General Electric, Toshiba). The aim of the study was also to assess the agreement between the results of longitudinal, circumferential, and radial strain and SR in the same researcher and between two researchers.

The study included 45 healthy people (including 15 men) aged 20-26. Each participant had a scheduled echocardiographic examination on ultrasound systems of three different vendors available at the Echocardiography Laboratory of the 2nd Department of Cardiology in Poznań University of Medical Sciences. Blood pressure measurement and assessment of anthropometric parameters were performed before the echocardiographic examinations. During each echocardiographic examination, recordings (three ECG loops) were stored in apical (4-, 2- and 3-chamber) views and in the short axis view at the level of papillary muscles. Images for subsequent analysis using classical methods were also recorded (dimensions of systolic and diastolic heart structures, LV volumes, transvalvular velocities, Tissue Doppler mitral annular velocity). The collected data were exported as "raw" data (from the Philips and GE systems) and in the DICOM format (from the Toshiba system) to external vendor-dedicated software (Philips – Qlab, GE – EchoPAC, Toshiba – ACP) and then analyzed.

A total number of 117 echocardiographic examinations were performed (42 on the Philips, 38 on the GE and 37 on the Toshiba ultrasound system), of which 43 views (9.2%) were excluded

due to poor visualization or incorrectly recorded ECG. 2550 LV segments were included in the STE analysis, of which 50 (2%) were inadequately tracked and excluded from further analysis. Analysis of endocardial, midwall, and epicardial GLS as well as the global longitudinal strain rate (GLSR) showed significant differences in measurements between the three software applications. These differences were also observed for the global longitudinal strain (LS) and global longitudinal strain rate (LSR) in the apical views (4-, 2- and 3-cavity). There was no significant statistical difference in the measurements of segmental LS values in the apical and middle segments in the 4-chamber view and apical segments in the 2-chamber view. In the short axis view at the level of papillary muscles, a significant difference was found in the measurements of global circumferential strain (CS) and circumferential SR (CSR) as well as CS segmental values. On the other hand, there was an agreement in segmental radial strain (RS) in the anterolateral, and inferolateral segments between the GE and Toshiba software. Segmental RS and radial SR (RSR) values were characterized by a large standard deviation in both vendor-specific software applications. The highest absolute values of GLS, global LS in individual apical views and global CS at the level of papillary muscles were obtained for the endocardial layer in all software applications. The average GLS from all LV wall layers was the highest in the 2-chamber view in the Qlab and ACP software and in the 3-chamber view in the EchoPAC software. An LS gradient increasing from the base towards the apex of the heart muscle was found.

Comparison of strain and SR results obtained by one researcher and between two researchers on the EchoPAC software showed compliance with endocardial GLS measurements in the same researcher and all LV wall layers between two researchers. Comparable GLSR results were obtained. There was an agreement between global LS of the LV midwall wall in the 4- and 3-chamber view in one researcher and all apical projections between the researchers. Analysis of the global CS value of the middle layer of the LV muscle at the level of papillary muscles showed good agreement of the results of the same researcher and the lack of agreement between two researchers. The agreement of segmental RS values has been shown, with the exception of the anterior segment in the analysis between the researchers.

Comparative analysis of myocardial strain using three ultrasound systems and dedicated computer software showed significant differences in the value of most global LV deformation parameters. The statistically significant variation among vendors should be considered in performing serial echocardiographic studies in the same person. Regardless of the quantitative differences, the evaluated software applications presented the dominant direction of myocardial

deformation similarly. Moreover, they located the highest values of deformation in a similar way. Intra-observer and inter-observer comparison of left ventricle deformation parameters showed that the measurements of most global strain and strain rate parameters were consistent.

11. BIBLIOGRAFIA

1. Covell J.W.: Tissue Structure and Ventricular Wall Mechanics. *Circulation*; 118, 699-710; 2008.
2. Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka*. Tom III; *Wydawnictwo Lekarskie PZWL*; 2003.
3. Sengupta P. P., Korinek J., Belohlavek M., Narula J. et al.: Left Ventricular Structure and Function: Basic Science for Cardiac Imaging. *J Am Coll Cardiol*; 48, 1988-2001; 2006.
4. Mor-Avi V., Lang R., Badano L., Belohlavek M. et al.: Current and Evolving Echocardiographic Techniques for the Quantitative Evaluation of Cardiac Mechanics: ASE/EAE Consensus Statement on Methodology and Indications. *J Am Soc Echocardiogr*; 24, 277-313; 2011.
5. Geyer H., Caracciolo G., Abe H., Wilansky S. et al.: Assessment of Myocardial Mechanics Using Speckle Tracking Echocardiography: Fundamentals and Clinical Applications. *J Am Soc Echocardiogr*; 23, 351-369; 2010.
6. Ashikaga H., van der Spoel T. I. G., Coppola B. A., Omens J. H.: Transmural Myocardial Mechanics During Isovolumic Contraction. *JACC: Cardiovasc Imaging*; 2, 202-211; 2009.
7. Streeter D. D., Spotnitz H. M., Patel D. P., Ross J., Sonnenblick E. H.: Fiber Orientation in the Canine Left Ventricle during Diastole and Systole. *Circ Res*; 24, 339-347; 1969.
8. Sengupta P. P., Khandheria B. K., Korinek J., Wang J., Belohlavek, M.: Biphasic tissue Doppler waveforms during isovolumic phases are associated with asynchronous deformation of subendocardial and subepicardial layers. *J Appl Physiol*; 99, 1104-1111; 2005.
9. Goetz W. A., Lansac E., Lim H. S., Weber P. A., Duran C. M. G.: Left ventricular endocardial longitudinal and transverse changes during isovolumic contraction and relaxation: a challenge. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 289, 196-201; 2005.
10. Sengupta P. P., Krishnamoorthy V. K., Korinek J., Narula J. et al.: Left Ventricular Form and Function Revisited: Applied Translational Science to Cardiovascular Ultrasound Imaging. *J Am Soc Echocardiogr*; 20, 539-551; 2007.
11. Franklin K. J.: A facsimile edition of *Tractatus de corde item de motu & colore sanguinis et chyli in eum transitu*. *Oxford University Press*; London and Oxford; 1932.

12. Kroeker C. A. G., Ter Keurs H. E. D. J., Knudtson M. L., Tyberg J. V., Beyar, R.: An optical device to measure the dynamics of apex rotation of the left ventricle. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 34, 1444-1449; 1993.
13. Ingels N. B., Hansen D. E., Daughters G. T., Stinson E. B. et al.: Relation between longitudinal, circumferential, and oblique shortening and torsional deformation in the left ventricle of the transplanted human heart. *Circ Res*; 64, 915-927; 1989.
14. Beyar R., Yin F. C. P., Hausknecht M., Weisfeldt M. L., Kass D. A.: Dependence of left ventricular twist-radial shortening relations on cardiac cycle phase. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 26, 1119-1126; 1989.
15. Sengupta P. P., Tajik A. J., Chandrasekaran K., Khandheria B. K.: Twist mechanics of the left ventricle: principles and application. *JACC. Cardiovasc Imaging*; 1, 366-376; 2008.
16. Sengupta P. P., Khandheria B. K., Korinek J., Wang J. et al.: Apex-to-Base Dispersion in Regional Timing of Left Ventricular Shortening and Lengthening. *J Am Coll Cardiol*; 163-172; 2006.
17. Lang, R. M., Biering M., Devereux R. B., Flachskampf F. A. et al.: Recommendations for Chamber Quantification: A Report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, Developed in Conjunction with the European Association of Echocardiography, a Branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr*; 1440-1463; 2005.
18. Lang R. M., Badano L. P., Mor-avi, V., Afilalo J. et al.: Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 1-39; 2015.
19. Podolec P., Tracz W., Hoffman P.: *Echokardiografia praktyczna*; Tom I, wydanie I; 2004.
20. Frederiksen C. A., Juhl-Olsen P., Larsen U. T., Nielsen D. G. et al.: New pocket echocardiography device is interchangeable with high-end portable system when performed by experienced examiners. *Acta Anaesthesiol Scand*; 54, 1217-1223; 2010.
21. Frenkel O., Riguzzi C., Nagdev A.: Identification of high-risk patients with acute coronary syndrome using point-of-care echocardiography in the ED. *Am J Emerg Med*; 32, 670-672; 2014.

22. Pod red. Piotra Lipca i Piotra Hoffmana. *Echokardiografia kliniczna Podręcznik Sekcji Echokardiografii Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego*; I - medica Total Project; 2017.
23. Płońska-Gościński E., Kasprzak J. D., Szyszka A., Gackowski A. et al.: *Kompendium echo*; Medical Tribune Polska; 2011.
24. Cerqueira M. D., Weissman N. J., Dilsizian V., Jacobs A. 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*; 105, 539-542; 2002.
25. Perk G., Tunick, P. A., Kronzon I.: Non-Doppler Two-dimensional Strain Imaging by Echocardiography—From Technical Considerations to Clinical Applications. *J Am Soc Echocardiogr*; 20, 234-243; 2007.
26. Doppler CA.: Über das farbige licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels. *Abhandlungen der königl böhm. Gesellschaft der Wissenschaften*. 2, 465–482; 1843.
27. Yoshida T., Mori M., Nimura Y., Hikita G. et al.: Analysis of heart motion with ultrasonic Doppler method and its clinical application. *Am Heart J*; 61-75; 1961.
28. McDicken W. N., Sutherland G. R., Moran C. M., Gordon L. N.: Colour Doppler velocity imaging of the myocardium. *Ultrasound Med Biol*; 18, 651-654; 1992.
29. Płazak W., Podolec P.: Nowe techniki w kardiologii: tkankowa echokardiografia dopplerowska. *Kardiologia po Dyplomie*; 9, 32-38; 2010.
30. Abraham T. P., Dimaano V. L., Liang, H.-Y.: Role of tissue Doppler and strain echocardiography in current clinical practice. *Circulation*; 116, 2597-2609; 2007.
31. Edvardsen T., Gerber B. L., Garot J., Bluemke D. A. et al.: Quantitative Assessment of Intrinsic Regional Myocardial Deformation by Doppler Strain Rate Echocardiography in Humans: Validation Against Three-Dimensional Tagged Magnetic Resonance Imaging. *Circulation*; 50-56; 2002.
32. Sutherland G. R., Di Salvo G., Claus P., D hooge J., Bijnens B.: Strain and strain rate imaging: A new clinical approach to quantifying regional myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr*; 788-802; 2004.

33. Tsutsui H., Shimizu H., Yamagishi M., Tanaka N. et al.: Comparative usefulness of myocardial velocity gradient in detecting ischemic myocardium by a dobutamine challenge. *J Am Coll Cardiol*; 31, 89-93; 1998.
34. Nagueh, S. F., Appleton C. P., Gillebert T., Marino P. et al.: Recommendations for the Evaluation of Left Ventricular Diastolic Function by Echocardiography: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr*; 29, 277-314; 2016.
35. D'hooge J., Heimdal A., Jamal F., Kukulski T. et al.: Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: principles, implementation and limitations. *Eur J Echocardiogr*; 1, 154-170; 2000.
36. Urheim S., Edvardsen T., Torp H., Angelsen B. et al.: Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function. *Circulation*; 102, 1158-64; 2000.
37. Greenberg N.L., Firstenberg M.S., Castro P.L., Main M. et al.: Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility. *Circulation*; 105, 99-105; 2002.
38. Mirsky I., Parmley W. W.: Assessment of Passive Elastic Stiffness for Isolated Heart Muscle and the Intact Heart. *Circ Res*; 33, 233-243; 1973.
39. Heimdal A., Stoylen A., Torp H., Skjaerpe T.: Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr*; 1013-1019; 1998.
40. Uematsu M., Miyatake K., Tanaka N., Matsuda H. et al.: Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique. *J Am Coll Cardiol*; 26, 217-223; 1995.
41. Abraham T.P., Nishimura R.A., Holmes D.R. Jr, Belohlavek M., Seward JB.: Strain rate imaging for assessment of regional myocardial function: results from a clinical model of septal ablation. *Circulation*; 105, 1403-1406; 2002.
42. Dandel M., Lehmkuhl H., Knosalla C., Suramashvili N., Hetzer R.: Strain and strain rate imaging by echocardiography - basic concepts and clinical applicability. *Curr Cardiol Rev*; 5, 133-148; 2009.

43. Pavlopoulos H., Nihoyannopoulos P.: Strain and strain rate deformation parameters: from tissue Doppler to 2D speckle tracking. *Int J Cardiovasc Imaging*; 24, 479-491; 2008.
44. Chrzanowski Ł., Lipiec P., Krzemińska-Pakuła M., Wejner-Mik P. et al.: Echokardiograficzna ocena odkształcenia lewej komory przy zastosowaniu techniki doplera tkankowego oraz śledzenia markerów akustycznych (speckle tracking). *Pol Przegl Kardiol*; 9, 195-202; 2007
45. Ho C.Y., Solomon S.D.: A clinician's guide to tissue Doppler imaging. *Circulation*; 113, 396–398; 2006.
46. Leitman M., Lysyansky P., Sidenko S., Shir V. et al.: Two-dimensional strain-a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr*; 17, 1021-1029; 2004.
47. Blessberger H., Binder T.: Two dimensional speckle tracking echocardiography: basic principles. *Heart*; 96, 716-722; 2010.
48. Olszewski R.: Zastosowanie techniki śledzenia markerów akustycznych w ocenie funkcji lewej komory serca. Badania in vivo i in vitro. *IPPT Reports on Fundamental Technological Research*; tom 2; 2012.
49. Reisner S. A., Lysyansky P., Agmon Y., Mutlak D. et al.: Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function *J Am Soc Echocardiogr*; 17, 630-633; 2004.
50. Pirat B., Khoury D.S., Hartley C.J., Tiller L. et al.: A novel feature-tracking echocardiographic method for the quantitation of regional myocardial function: validation in an animal model of ischemia-reperfusion. *J Am Coll Cardiol*; 12, 651-659; 2008.
51. Kowalski M., Kukulski T., Jamal F., D'hooge J. et al.: Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects. *Ultrasound Med Biol*; 27, 1087-1097; 2001.
52. Biswas M., Sudhakar S., Nanda N. C., Buckberg, G. et al.: Two- and Three-Dimensional Speckle Tracking Echocardiography: Clinical Applications and Future Directions. *Echocardiography*; 30, 88-105; 2013.
53. Smiseth O.A., Torp H., Opdahl A., Haugaa K.H., Urheim S.: Myocardial strain imaging: how useful is it in clinical decision making? *Eur Heart J*; 37, 1196-1207; 2016.

54. Jasaityte R., D'hooge J.: Strain rate imaging: fundamental principles and progress so far. *Imaging in Medicine*; 2, 547–563; 2010.
55. Farsalinos K. E., Daraban A. M., Ünlü S., Thomas J. D. et al.: Head-to-Head Comparison of Global Longitudinal Strain Measurements among Nine Different Vendors. The EACVI/ASE Inter-Vendor Comparison Study. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 1171-1181; 2015.
56. Moreira, H. T., Nwabuo C. C., Armstrong A. C., Kishi S. et al.: Reference Ranges and Regional Patterns of Left Ventricular Strain and Strain Rate Using Two-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiography in a Healthy Middle-Aged Black and White Population: The CARDIA Study. *J Am Soc Echocardiogr*; 30, 647-658; 2017.
57. Mirea O., Duchenne J. & Voigt J. U.: Recent advances in echocardiography: strain and strain rate imaging. *F1000Research*; 5; 2016.
58. D'hooge J., Barbosa D., Gao H., Claus P. et al.: Two-dimensional speckle tracking echocardiography: standardization efforts based on synthetic ultrasound data. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 17, 693-701; 2016.
59. Ali M. T., Yucel E., Bouras S., Wang L. et al.: Myocardial Strain Is Associated with Adverse Clinical Cardiac Events in Patients Treated with Anthracyclines. *J Am Soc Echocardiogr*; 29, 522-527; 2016.
60. Nakai H., Takeuchi M., Nishikage T., Lang R. M., Otsuji Y.: Subclinical left ventricular dysfunction in asymptomatic diabetic patients assessed by two-dimensional speckle tracking echocardiography: correlation with diabetic duration. *Eur J Echocardiogr*; 10; 926-32; 2009.
61. Eek, C., Grenne B., Brunvald H., Aakhus H. et al.: Strain echocardiography predicts acute coronary occlusion in patients with non-ST-segment elevation acute coronary syndrome. *Eur J Echocardiogr*; 11, 501-508; 2010.
62. Choi J. O., Cho S. W., Song Y. B., Cho S. J. et al.: Longitudinal 2D strain at rest predicts the presence of left main and three vessel coronary artery disease in patients without regional wall motion abnormality. *Eur J Echocardiogr*; 10, 695-701; 2009.

63. Ersbøll M., Valeur N., Andersen M. J., Mogensen U. M., Vinther M.: Early echocardiographic deformation analysis for the prediction of sudden cardiac death and life-threatening arrhythmias after myocardial infarction. *JACC Cardiovasc Imaging*; 6, 501-508; 2013.
64. Haugaa K. H., Grenne B. L., Eek C. H., Ersbøll M., Valeur N.: Strain echocardiography improves risk prediction of ventricular arrhythmias after myocardial infarction. *JACC Cardiovasc Imaging*; 6, 841-850; 2013.
65. Serri K., Reant P., Lafitte M., Berhouet M., Le Bouffos V.: Global and regional myocardial function quantification by two-dimensional strain: application in hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol*; 21, 1175-1181; 2006
66. Reant P., Reynaud A., Pillois X., Dijos M., Arsac F.: Comparison of resting and exercise echocardiographic parameters as indicators of outcomes in hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 194-203; 2015.
67. Authors/Task Force members, Elliott P. M., Anastasakis A., Borger M. A., Borggrefe M. et al.: 2014 ESC Guidelines on diagnosis and management of hypertrophic cardiomyopathy: the Task Force for the Diagnosis and Management of Hypertrophic Cardiomyopathy of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J*; 35, 2733-2779; 2014.
68. Claus P., Omar A. M. S., Pedrizzetti G., Sengupta P. P. & Nagel E.: Tissue Tracking Technology for Assessing Cardiac Mechanics: Principles, Normal Values, and Clinical Applications. *JACC. Cardiovasc Imaging*; 8, 1444-1460; 2015.
69. Khan F. Z., Virdee M. S., Palmer C. R., Pugh P. J., O'Halloran D.: Targeted left ventricular lead placement to guide cardiac resynchronization therapy: the TARGET study: a randomized, controlled trial. *J Am Coll Cardiol*; 59, 1509-1518; 2014.
70. Kraigher-Krainer E., Shah A. M., Gupta D. K., Santos A., Claggett B.: Impaired systolic function by strain imaging in heart failure with preserved ejection fraction. *J Am Coll Cardiol*; 63, 447-456; 2014.
71. Sengupta P. P. & Narula J.: Reclassifying Heart Failure: Predominantly Subendocardial, Subepicardial, and Transmural. *Heart Fail Clin.*; 4, 379-382; 2008.

72. Balaney B., Medvedofsky D., Mediratta A., Singh A. et al.: Invasive Validation of the Echocardiographic Assessment of Left Ventricular Filling Pressures Using the 2016 Diastolic Guidelines: Head-to-Head Comparison with the 2009 Guidelines. *J Am Soc Echocardiogr*; 31, 79–88; 2018.
73. Ponikowski P., Voors A. A., Anker S. D., Bueno H. et al.: 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure. *Kardiol Pol.*; 74, 1037-1147; 2016.
74. Chan Y.-H., Lee H.-F., Wu L.-S., Wang C.-L. et al.: Ratio of transmitral early filling velocity to early diastolic strain rate predicts outcomes in patients with systolic heart failure. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 18, 79-85; 2017.
75. Hsu P. C., Lee W. H., Chu C. Y., Lee C. S. et al. The Ratio of Early Mitral Inflow Velocity to Global Diastolic Strain Rate as a Useful Predictor of Cardiac Outcomes in Patients with Atrial Fibrillation. *J Am Soc Echocardiogr*; 27, 717-725; 2014.
76. Kimura K., Takenaka K., Ebihara A., Okano T. et al.: Speckle Tracking Global Strain Rate E/E' Predicts LV Filling Pressure More Accurately Than Traditional Tissue Doppler E/E'. *Echocardiography*; 29, 404-410; 2012.
77. Wang J., Khoury D. S., Thohan V., Torre-Amione G. & Nagueh, S. F.: Global Diastolic Strain Rate for the Assessment of Left Ventricular Relaxation and Filling PressuRes *Circulation*; 115, 1376-1383; 2007.
78. Chen S.-C., Lee W.-H., Hsu P.-C., Lee C.-S. et al.: Association of the Ratio of Early Mitral Inflow Velocity to the Global Diastolic Strain Rate with a Rapid Renal Function Decline in Atrial Fibrillation. *PLoS One*; 11, 1-11; 2016.
79. Uznańska, B., Chrzanowski Ł., Plewka M., Lipiec P. et al.: The relationship between left ventricular late-systolic rotation and twist, and classic parameters of ventricular function and geometry. *Kardiol Pol*; 66, 740-747; 2008.
80. Voigt J.-U., Pedrizzetti G., Lysyansky P., Marwick T. H. et al.: Definitions for a common standard for 2D speckle tracking echocardiography: consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to standardize deformation imaging *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 16, 1-11; 2015.

81. Henson R. E., Song S. K., Pastorek J. S., Ackerman J. J., Lorenz C. H.: Left ventricular torsion is equal in mice and humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 278, 1117-1123; 2000.
82. Notomi Y., Lysyansky P., Setser R. M., Shiota T. et al.: Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging. *J Am Coll Cardiol*; 45, 2034-2041; 2005.
83. Nowak R., Fijalkowska M., Gilis-Malinowska N., Jaguszewski M. et al.: Left ventricular function after takotsubo is not fully recovered in long-term follow-up: A speckle tracking echocardiography study. *Cardiol J*; 24, 57-64; 2017.
84. Fukuta H., Little W. C.: The cardiac cycle and the physiologic basis of left ventricular contraction, ejection, relaxation, and filling. *Heart Fail Clin.*; 4, 1-11; 2008.
85. Mada R. O., Lysyansky P., Daraban A. M., Duchenne J. r. & Voigt J. U.: How to Define End-Diastole and End-Systole?: Impact of Timing on Strain Measurements. *Jacc Cardiovasc Imaging*; 8, 148-157; 2015.
86. Biering-Sørensen T., Jensen J., Andersen H., Rossing P. et al.: Cardiac time intervals and the association with 2D-speckle-tracking, tissue Doppler and conventional echocardiography: the Thousand&1 Study. *Int J Cardiovasc Imaging*; 32, 789-799; 2016.
87. Marwick T. H.: Measurement of strain and strain rate by echocardiography: ready for prime time? *J Am Coll Cardiol*; 47, 1313-1327; 2006.
88. Lima J. A. C., Jeremy R., Guier W., Bouton S. et al.: Accurate systolic wall thickening by nuclear magnetic resonance imaging with tissue tagging: Correlation with sonomicrometers in normal and ischemic myocardium. *J Am Coll Cardiol*; 21, 1741-1751; 1993.
89. Hoffmann R., Barletta G., Von Bardeleben S., Vanoverschelde J. L. et al.: Analysis of Left Ventricular Volumes and Function: A Multicenter Comparison of Cardiac Magnetic Resonance Imaging, Cine Ventriculography, and Unenhanced and Contrast-Enhanced Two-Dimensional and Three-Dimensional Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*; 27, 292-301; 2014.
90. Amundsen, B. H., Helle-Valle T., Edvardsen T., Torp H. et al.: Noninvasive Myocardial Strain Measurement by Speckle Tracking Echocardiography Validation Against Sonomicrometry and Tagged Magnetic Resonance Imaging. *J Am Soc Echocardiogr*; 47, 789-793; 2006.

91. Ishizu T., Seo Y., Enomoto Y., Sugimori H. et al.: Experimental validation of left ventricular transmural strain gradient with echocardiographic two-dimensional speckle tracking imaging. *Eur J Echocardiogr*; 11, 377-385; 2010.
92. Goffinet C., Chenot F., Robert A., Pouleur A. C. et al.: Assessment of subendocardial vs. subepicardial left ventricular rotation and twist using two-dimensional speckle tracking echocardiography: comparison with tagged cardiac magnetic resonance. *Eur Heart J*; 30, 608-617; 2009.
93. Marwick T. H.: Will Standardization Make Strain a Standard Measurement? *J Am Soc Echocardiogr*; 25, 1204-1206; 2012.
94. Obokata M., Nagata Y., Wu V.C., Kado Y., Kurabayashi M.: Direct comparison of cardiac magnetic resonance feature tracking and 2D/3D echocardiography speckle tracking for evaluation of global left ventricular strain. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 17, 525-532; 2016.
95. Orwat S., Kempny A., Diller G. P., Bauerschmitz P., Bunck A.Ch.: Cardiac magnetic resonance feature tracking: a novel method to assess myocardial strain. Comparison with echocardiographic speckle tracking in healthy volunteers and in patients with left ventricular hypertrophy. *Kardiol Pol*; 72, 363-371; 2014.
96. Onishi T., Saha S. K., Delgado-Montero A., Ludwig D. R. et al.: Global longitudinal strain and global circumferential strain by speckle-tracking echocardiography and feature-tracking cardiac magnetic resonance imaging: comparison with left ventricular ejection fraction. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 587-596; 2015.
97. Zerhouni E. A., Parish D. M., Rogers W. J., Yang A. & Shapiro E. P.: Human heart: tagging with MR imaging-a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*; 169, 59-63; 1988.
98. Mordi I., Bezerra H., Carrick D. & Tzemos N.: The Combined Incremental Prognostic Value of LVEF, Late Gadolinium Enhancement, and Global Circumferential Strain Assessed by CMR. *JACC. Cardiovasc Imaging*; 8, 540-549; 2015.
99. Hundley W. G., Bluemke D. A., Finn J. P., Flamm S. D. et al.: ACCF/ACR/AHA/NASCI/SCMR 2010 Expert Consensus Document on Cardiovascular Magnetic Resonance: A Report of the

- American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol*; 55, 2614-2662; 2010.
100. Hor K. N., Baumann R., Pedrizzetti G., Tonti G., Gottliebson W. M. et al.: Magnetic resonance derived myocardial strain assessment using feature tracking. *J Vis Exp.*; 48, pii: 2356, doi: 10.3791/2356; 2011.
 101. Vo H., Marwick T. H., Negishi K.: MRI-Derived Myocardial Strain Measures in Normal Subjects. *JACC Cardiovasc Imaging*; 11, 196-205; 2018.
 102. Buccheri S., Monte I., Mangiafico S., Bottari V. et al.: Feasibility, reproducibility, and agreement between different speckle tracking echocardiographic techniques for the assessment of longitudinal deformation. *Biomed Res Int*; 2013: 297895; 2013.
 103. Saito K., Okura H., Watanabe N., Hayashida A. et al.: Comprehensive evaluation of left ventricular strain using speckle tracking echocardiography in normal adults: comparison of three-dimensional and two-dimensional approaches. *J Am Soc Echocardiogr*; 22, 1025–1030; 2009.
 104. Pérez de Isla L., Balcones D. V., Fernández-Golfín C., Marcos-Alberca P.: Three-dimensional-wall motion tracking: a new and faster tool for myocardial strain assessment: comparison with two-dimensional-wall motion tracking. *J Am Soc Echocardiogr*; 22, 325-330; 2009.
 105. Muraru D., Cucchini U., Mihaila S., Miglioranza M. H., et al.: Left Ventricular Myocardial Strain by Three-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiography in Healthy Subjects: Reference Values and Analysis of Their Physiologic and Technical Determinants. *J Am Soc Echocardiogr*; 27, 858-871; 2014.
 106. Gayat E., Ahmad H. Weinert L., Lang R. M., Mor-Avi V.: Reproducibility and inter-vendor variability of left ventricular deformation measurements by three-dimensional speckle-tracking echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*; 24, 878-885; 2011.
 107. Manovel A., Dawson D., Smith B., Nihoyannopoulos P.: Assessment of left ventricular function by different speckle-tracking software. *Eur J Echocardiogr*; 11, 417-421; 2010.
 108. Koopman L. P., Slorach C., Hui W., Manlhiot C., McCrindle B. W. et al.: Comparison between different speckle tracking and color tissue Doppler techniques to measure global and regional myocardial deformation in children. *J Am Soc Echocardiogr*; 23, 919-928; 2010.

109. Thomas J. T., Badano L. P.: EACVI-ASE-industry initiative to standardize deformation imaging: a brief update from the co-chairs. *Eur Hear J Cardiovasc Imaging*; 14, 1039-1040; 2013.
110. Mada R. O., Duchenne J. & Voigt J.-U.: Tissue Doppler, Strain and Strain Rate in ischemic heart disease “How I do it”. *Cardiovasc Ultrasound*; 12, 38; 2014.
111. Mondillo S., Galderisi M., Mele D., Cameli M. et al.: Speckle-tracking echocardiography: a new technique for assessing myocardial function. *J Ultrasound Med*; 30, 71-83; 2011.
112. Książka użytkownika „Technical Publications EchoPAC Software, Version 113, User Manual Rev 03; 2013.
113. Instrukcja obsługi diagnostycznego systemu ultrasonograficznego Aplio Artida model SSH-880CV; 2007.
114. Prater D., Vogel J.: Measuring cardiac tissue motion and strain Automated Cardiac Motion Quantification (aCMQ); 2017.
115. Książka użytkownika „The Insight Toolkit Toshiba”; 1999.
116. Nagueh, S. F., Appleton C. P., Gillebert T. C., Marino P. N. et al.: Recommendations for the Evaluation of Left Ventricular Diastolic Function by Echocardiography. *Eur J Echocardiogr*; 22, 107–133; 2009.
117. Kalam K., Otahal P. & Marwick T. H.: Prognostic implications of global LV dysfunction: a systematic review and meta-analysis of global longitudinal strain and ejection fraction. *Heart*; 100, 1673-1680; 2014.
118. Costa, S. P., Beaver T. A., Rollor J. L., Vanichakarn P. et al.: Quantification of the variability associated with repeat measurements of left ventricular two-dimensional global longitudinal strain in a real-world setting. *J Am Soc Echocardiogr*; 27, 50–54, 2014.
119. Takigiku K., Takeuchi M., Izumi C., Yuda S. et al.: Normal Range of Left Ventricular 2-Dimensional Strain. *Circ J*; 76, 2623–2632; 2012.
120. Yang H., Marwick T. H., Fukuda N., Oe H., Saito M. et al.: Improvement in Strain Concordance between Two Major Vendors after the Strain Standardization Initiative. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 642–648; 2015.

121. Patrianakos A. P., Zacharaki A. A., Kalogerakis A., Solidakis G. et al.: Two-dimensional global and segmental longitudinal strain: are the results from software in different high-end ultrasound systems comparable? *Ech Res Pract*; 2, 29-39; 2015
122. Castel A. L., Szymanski C., Delelis F., Levy F. et al.: Prospective comparison of speckle tracking longitudinal bidimensional strain between two vendors. *Arch Cardiovasc Dis*; 107; 2014.
123. Marwick T. H., Leano R. L., Brown J., Sun J. P. et al.: Myocardial Strain Measurement With 2-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiography. Definition of Normal Range. *JACC: Cardiovasc Imaging*; 2, 80–84; 2009.
124. Reckefuss N., Butz T., Horstkotte D. & Faber L.: Evaluation of longitudinal and radial left ventricular function by two-dimensional speckle-tracking echocardiography in a large cohort of normal probands. *Int J Cardiovasc Imaging*; 27, 515–526; 2011.
125. Marwick T. H.: Consistency of myocardial deformation imaging between vendors. *Eur J Echocardiogr*; 11, 414–416; 2010.
126. Nagata, Y., Takeuchi M., Mizukoshi K., Wu V. C. et al.: Intervendor variability of two-dimensional strain using vendor-specific and vendor-independent software. *J Am Soc Echocardiogr*; 28, 630–64; 2015.
127. Risum N., Ali S., Olsen N. T., Jons C. et al.: Variability of global left ventricular deformation analysis using vendor dependent and independent two-dimensional speckle-tracking software in adults. *J Am Soc Echocardiogr*; 25, 1195-1203; 2012.
128. Waal K. & Phad N.: A comparison between Philips and Tomtec for left ventricular deformation and volume measurements in neonatal intensive care patients. *Echocardiography*; 35, 375-379; 2018.
129. Koopman L. P., Sloracj C., Mahlhot C., McCrindle B. W. et al.: Assessment of myocardial deformation in children using Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) data and vendor independent speckle tracking software. *J Am Soc Echocardiogr*; 24, 37-44; 2011.
130. Yingchoncharoen T., Agarwal S., Popović Z. B. & Marwick, T. H.: Normal Ranges of Left Ventricular Strain: A Meta-Analysis. *J Am Soc Echocardiogr*; 26, 185-191; 2013.

131. Negishi K., Lucas S., Negishi T., Hamilton J., Marwick T. H.: What is the primary source of discordance in strain measurement between vendors: imaging or analysis? *Ultrasound Med Biol*; 39, 414-720; 2013.
132. Castel A. L., Menet A., Ennezat P. V., Delelis F. et al.: Global longitudinal strain software upgrade: Implications for intervender consistency and longitudinal imaging studies. *Arch Cardiovasc Dis*; 109, 22-30; 2016.
133. Biaggi P., Carasso S., Garceau P., Greutmann M. et al.: Comparison of two different speckle tracking software systems: does the method matter? *Echocardiography*; 28, 539-547; 2011.
134. Anwar S., Negishi K., Borowszki A., Gladding P. et al.: Comparison of two-dimensional strain analysis using vendor-independent and vendor-specific software in adult and pediatric patients. *JRSM Cardiovasc Dis*; 6, 1-11; 2017.
135. Opdahl A., Ambale Venkatesh B., Fernandes V., Wu C. O. et al.: Resting heart rate as predictor for left ventricular dysfunction and heart failure: MESA (Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis). *J Am Coll Cardiol*; 63, 1182-1189; 2014.
136. Menting M. E., McGhie J. S., Koopman L. P., Vletter W. B. et al.: Normal myocardial strain values using 2D speckle tracking echocardiography in healthy adults aged 20 to 72 years. *Echocardiography*; 33, 1665-1675; 2016.
137. Fine N. M., Shah A. A., Han I. Y., Yu Y. et al.: Left and right ventricular strain and strain rate measurement in normal adults using velocity vector imaging: an assessment of reference values and intersystem agreement. *Int J Cardiovasc Imaging*; 29, 571-580; 2013.
138. Dalen H., Thorstensen A., Aase S. A., Ingul C. B. et al.: Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals: The HUNT study in Norway. *Eur J Echocardiogr*; 11, 176-183; 2010.
139. Bussadori C., Moreo A., Di Donato M., De Chiara B. et al.: A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in a normal adult and paediatric population: assessment of reference values. *Cardiovasc Ultrasound*; 7: 8; 2009.

140. Ersbøll M., Andersen M. J., Valeur N., Morgensen U. M. et al.: Early diastolic strain rate in relation to systolic and diastolic function and prognosis in acute myocardial infarction: a two-dimensional speckle-tracking study. *Eur Heart J*; 35, 648-656; 2014.
141. Mirea O., Pagourelias E. D., Duchenne J., Bogaert J. et al.: Variability and Reproducibility of Segmental Longitudinal Strain Measurement: A Report From the EACVI-ASE Strain Standardization Task Force. *JACC. Cardiovasc Imaging*; 11, 15-24; 2018.
142. Shiino K., Yamada A., Ischenko M., Khandheria B. K. et al.: Intervendor consistency and reproducibility of left ventricular 2D global and regional strain with two different high-end ultrasound systems. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 18, 707-716; 2017.
143. Mirea O., Pagourelias E. D., Duchenne J., Bogaert J. et al.: Intervendor Differences in the Accuracy of Detecting Regional Functional Abnormalities: A Report From the EACVI-ASE Strain Standardization Task Force. *JACC. Cardiovasc Imaging*; 11, 25-34; 2018.
144. Barbier P., Mirea O., Cefalu C., Maltagliati A. et al.: Reliability and feasibility of longitudinal AFI global and segmental strain compared with 2D left ventricular volumes and ejection fraction: Intra- and inter-operator, test-retest, and inter-cycle reproducibility. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*; 16, 642-652; 2015.
145. Leitman M., Lysyansky M., Lysyansky P., Friedman Z. et al.: Circumferential and longitudinal strain in 3 myocardial layers in normal subjects and in patients with regional left ventricular dysfunction *J Am Soc Echocardiogr*; 23, 64-70; 2010.
146. Sun J. P., Lee A. P., Wu C., Lam Y. Y. et al.: Quantification of left ventricular regional myocardial function using two-dimensional speckle tracking echocardiography in healthy volunteers — A multi-center study. *Int J Cardiol*; 167, 495-501; 2013.
147. Bogaert J. & Rademakers F. E.: Regional nonuniformity of normal adult human left ventricle. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 280, 610-620; 2001.
148. Kocabay G. Muraru D., Peluso D., Cucchini U. et al.: Normal left ventricular mechanics by two-dimensional speckle-tracking echocardiography. Reference values in healthy adults. *Rev Esp Cardiol*; 67, 651-658; 2014.

149. Levy, P. T., Machefsky A., Sanchez A. A., Patel M. D. et al.: Reference Ranges of Left Ventricular Strain Measures by Two-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiography in Children: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Soc Echocardiogr*; 29, 209-225; 2016.
150. Hurlburt H. M., Aurigemma G. P., Narayanan A., Gaasch W. H. et al.: Direct Ultrasound Measurement of Longitudinal, Circumferential, and Radial Strain Using 2-Dimensional Strain Imaging in Normal Adults. *Echocardiography*; 24, 723-731; 2007.
151. Kuznetsova T., Herbots L., Richart T., D'hooge J. et al.: Left ventricular strain and strain rate in a general population. *Eur Heart J*; 29, 2014-2023; 2008.
152. Leischik R., Dworak B., Hensel K.: Intraobserver and interobserver reproducibility for radial, circumferential and longitudinal strain echocardiography. *Open Cardiovasc Med J*; 8, 102-109; 2014.
153. Chan J., Shiino K., Obonyo N. G., Hanna J. et al.: Left Ventricular Global Strain Analysis by Two-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiography: The Learning Curve. *J Am Soc Echocardiogr*; 30, 1081-1090; 2017.

12. ZAŁĄCZNIKI

ZAŁĄCZNIK 1.

II Klinika Kardiologii

Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu

Świadoma zgoda

Zgoda na udział w projekcie: „Analiza porównawcza wyników zaawansowanych technik elektrokardiograficznych stosowanych do oceny mechaniki serca.”

Oświadczam, że zostałem/-am szczegółowo poinformowany/-a o sposobie przeprowadzenia badania i moim udziale w badaniu. Rozumiem na czym polega badanie i rozumiem do czego potrzebna jest moja zgoda.

Zostałem/-am poinformowany/-a możliwości zadawania pytań dotyczących badania.

Zostałem/-am poinformowany/-a, że mogę odmówić uczestnictwa w badaniu w każdym momencie realizacji projektu.

Rozumiem, że wszystkie używane do badania dane będą wykorzystane wyłącznie do celów naukowych.

Wyrażam świadomą zgodę na uczestnictwo w badaniu.

Miejscowość i data:

Imię i nazwisko ochotnika:Podpis:.....

Imię i nazwisko badacza:Podpis:.....

