

Autoreferat

Załącznik nr 2

do wniosku o przeprowadzenie postępowania habilitacyjnego

dr inż. Szymon Cygan

Instytut Metrologii i Inżynierii Biomedycznej

Wydział Mechatroniki

Politechnika Warszawska

Warszawa 2025

Spis treści

1.	Imię i nazwisko.....	3
2.	Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne.....	3
3.	Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.	3
4.	Omówienie osiągnięć będących podstawą wniosku	4
	Tytuł osiągnięcia	4
	Publikacje dokumentujące osiągnięcie	4
	Wstęp.....	7
	Cel, zakres i uzasadnienie podjęcia tematyki	8
	Fantomy lewej komory serca.....	10
	Syntetyczne dane echokardiograficzne	28
	Podsumowanie	31
	Literatura	34
5.	Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.	41
6.	Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.....	42
	Osiągnięcia w obszarze dydaktyki	42
	Osiągnięcia organizacyjne	42
	Osiągnięcia w zakresie popularyzacji nauki.....	43
7.	Inne informacje, ważne z punktu widzenia kariery zawodowej.....	44
	Promotorstwo pomocnicze w przewodach doktorskich	44
	Współpraca z przemysłem	44
	Invis sp. z o. o.	44
	Virtual Sport LTD.....	44
	Odznaczenia	45

1. Imię i nazwisko.

Szymon Cygan

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne.

2013 – Ukończone roczne studia **podyplomowe** „Zarządzanie projektem badawczym i komercjalizacja wyników badań” prowadzone w Akademii Leona Koźmińskiego w ramach projektu „Zarządzanie projektem badawczym i komercjalizacja wyników badań. Studia podyplomowe dla pracowników jednostek naukowych i podmiotów działających na rzecz nauki”, zakończone uzyskaniem certyfikatu IPMA-D “Certified Project Management Associate” (nr certyfikatu 39/2013).

2011 – Uzyskany stopień **doktora nauk technicznych** w dyscyplinie Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, nadany uchwałą Rady Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej z dnia 12 października 2011 r. Tytuł rozprawy „Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń dla potrzeb elastografii w warunkach znacznych odkształceń tkanki”. Promotor pracy: prof. dr hab. inż. Krzysztof Kałużyński.

2003 – Uzyskany tytuł zawodowy **magistra inżyniera** (z wyróżnieniem) na kierunku Automatyka i Robotyka, specjalności Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Tytuł pracy dyplomowej „Opracowanie i uruchomienie programu do analizy sygnałów dopplerowskich aktywności ruchowej płodu”. Opiekun pracy dyplomowej: prof. dr hab. inż. Krzysztof Kałużyński.

3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.

od 02.01.2012 – **Adiunkt** w Zakładzie Inżynierii Biomedycznej w Instytucie Metrologii i Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Od początku w wymiarze pełnego etatu, w grupie pracowników badawczo-dydaktycznych, zaliczany do grupy „N” pracowników w naukowej dyscyplinie Inżynieria Biomedyczna od momentu wejścia w życie obecnej ustawy Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce.

2008 – 2011 – **Asystent** w Zakładzie Elektroniki Medycznej i Przemysłowej w Instytucie Metrologii i Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej.

4. Omówienie osiągnięć będących podstawą wniosku

Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 219 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2021 r. poz. 478 z późn. zm.).

Tytuł osiągnięcia

Nowoczesne techniki ilościowej oceny działania echokardiograficznych metod obrazowania odczłateń lewej komory serca,

w postaci monotematycznego cyklu 21 publikacji.

Publikacje dokumentujące osiągnięcie

Oznaczenia w kolumnie **Dane** tabeli zawierającej publikacje: IF – Impact Factor, MNiSzW – punktacja Polska stosowana w ocenie jednostek naukowych, Liczby cytowań według baz: WoS – Web of Science, Scopus – Scopus, GS – Google Scholar; * – wg tzw. starej punktacji;

Oznaczenie w kolumnie **Symbol** tabeli zawierającej publikacje: ® – publikacja przed uzyskaniem stopnia doktora.

Symbol	Publikacja	Dane
H1	Cygan, S. Modelowanie numeryczne fantomów serca na potrzeby obrazowania odczłateń w echokardiografii (Numerical modeling of heart phantoms as a support for strain imaging in echocardiography); 1; 1st ed.; Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT: Warszawa, 2019; ISBN 978-83-7837-082-6.	IF – MNiSzW 80 WoS – Scopus – GS 3
H2	Cygan, S. ; Żmigrodzki, J.; Leśniak-Plewińska, B.; Karny, M.; Pakieła, Z.; Kałużyński, K. Influence of Polivinylalcohol Cryogel Material Model in FEM Simulations on Deformation of LV Phantom. In <i>Functional Imaging and Modeling of the Heart</i> ; Assen, H. van, Bovendeerd, P., Delhaas, T., Eds.; Lecture Notes in Computer Science; Springer International Publishing, 2015; pp. 313–320 ISBN 978-3-319-20308-9.	IF - MNiSzW 5* WoS 9 Scopus 11 GS 11
H3	Leśniak-Plewińska, B.; Cygan, S. ; Żmigrodzki, J.; Kałużyński, K. A New Thick-Walled Conical Model of the Left Ventricle. In Proceedings of the Computational Vision and Medical Image Processing V- Proceedings of 5th Eccomas Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing, V ipIMAGE; 2015; pp. 273–278.	IF - MNiSzW 15* WoS – Scopus 2 GS 3
H4	Lesniak-Plewinska, B.; Zmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Kaluzynski, K. Novel Measurement Setup for Evaluation of Left Ventricle Motion and Strain Tracking Methods. In Proceedings of the MEDICAL IMAGING 2017: ULTRASONIC IMAGING AND TOMOGRAPHY; Duric, N., Heyde, B., Eds.; Spie-Int Soc Optical Engineering: Bellingham, 2017; Vol. 10139, p. UNSP 1013919.	IF - MNiSzW 20 WoS - Scopus 0 GS 1

H5 [®]	Lesniak-Plewinska, B.; Cygan, S. ; Kałużyński, K.; D'hooge, J.; Żmigrodzki, J.; Kowalik, E.; Kordybach, M.; Kowalski, M. A Dual-Chamber, Thick-Walled Cardiac Phantom for Use in Cardiac Motion and Deformation Imaging by Ultrasound. <i>Ultrasound Med Biol</i> 2010, 36, 1145–1156, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2010.04.008.	IF 2.493 MNIŚzW 35* WoS 31 Scopus 39 GS 50
H6	Heyde, B.; Cygan, S. ; Choi, H.F.; Lesniak-Plewinska, B.; Barbosa, D.; Elen, A.; Claus, P.; Loeckx, D.; Kałużyński, K.; D'hooge, J. Regional Cardiac Motion and Strain Estimation in Three-Dimensional Echocardiography: A Validation Study in Thick-Walled Univentricular Phantoms. <i>IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control</i> 2012, 59, 668–682, doi:10.1109/TUFFC.2012.2245.	IF 1.822 MNIŚzW 35* WoS 45 Scopus 51 GS 64
H7	Cygan, S. ; Werys, K.; Błaszczuk, Ł.; Kubik, T.; Kałużyński, K. Left Ventricle Phantom and Experimental Setup for MRI and Echocardiography – Preliminary Results of Data Acquisitions. <i>Biocybernetics and Biomedical Engineering</i> 2014, 34, 19–24, doi:10.1016/j.bbe.2013.12.002.	IF 0.646 MNIŚzW 15* WoS 16 Scopus 15 GS 22
H8	Cygan, S. ; Kumor, M.; Żmigrodzki, J.; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużyński, K. Left Ventricular Phantoms with Inclusions Simulating Transmural and Non-Transmural Infarctions: FEM and EchoPAC Study. In <i>Proceedings of the Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE</i> ; Duric, N., Heyde, B., Eds.; March 13 2017; Vol. 10139, p. 1013918.	IF - MNIŚzW 20 WoS 5 Scopus 5 GS 7
H9	Werys, K.; Pieniak, K.; Lesniak-Plewinska, B.; Żmigrodzki, J.; Cygan, S. Validation of the Polyvinyl Alcohol Cryogel with Glycerol as a Material for Phantoms in Magnetic Resonance Imaging. In <i>Proceedings of the 2015 IEEE 8TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT DATA ACQUISITION AND ADVANCED COMPUTING SYSTEMS: TECHNOLOGY AND APPLICATIONS (IDAACS)</i> , VOLS 1-2; IEEE: New York, 2015; pp. 656–659.	IF - MNIŚzW 15* WoS – Scopus 0 GS 2
H10	Cygan, S. ; Urban, M.; Czyżyk, A.; Żmigrodzki, J. Low-Cost 3D Vision-Based Triangulation System for Ultrasonic Probe Positioning. <i>Polish Journal of Medical Physics and Engineering</i> 2024 , 30, doi:10.2478/pjmpe-2024-0029.	IF 0.7 MNIŚzW 100 WoS 0 Scopus 0 GS 0
H11	Wilczewska, A.; Cygan, S. ; Żmigrodzki, J. Displacement Field Estimation for Echocardiography Strain Imaging Using B-Spline Based Elastic Image Registration-Synthetic Data Study. In <i>Proceedings of the RECENT GLOBAL RESEARCH AND EDUCATION: TECHNOLOGICAL CHALLENGES</i> ; Jablonski, R., Szewczyk, R., Eds.; Springer-Verlag Berlin: Berlin, 2017; Vol. 519, pp. 309–315.	IF - MNIŚzW 20 WoS 3 Scopus 3 GS 3
H12	Wilczewska, A.; Cygan, S. ; Żmigrodzki, J. Segmentation Enhanced Elastic Image Registration for 2D Speckle Tracking	IF 1.578 MNIŚzW 70

	Echocardiography—Performance Study In Silico. Ultrason Imaging 2022, 44, 39–54, doi:10.1177/01617346211068812.	WoS 1 Scopus 1 GS 1
H13	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Werys, K.; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużyński, K. Block Matching and B-Spline Methods in Deformation Estimation in Synthetic Left Ventricular Model with Nontransmural Infarction. In Proceedings of the MEDICAL IMAGING 2017: ULTRASONIC IMAGING AND TOMOGRAPHY; Duric, N., Heyde, B., Eds.; Spie-Int Soc Optical Engineering: Bellingham, 2017; Vol. 10139, p. UNSP 1013902.	IF - MNIšZW 20 WoS 0 Scopus 0 GS 0
H14	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Wilczewska, A.; Kałużyński, K. Quantitative Assessment of the Effect of the Out-of-Plane Movement of the Homogenous Ellipsoidal Model of the Left Ventricle on the Deformation Measures Estimated Using 2-D Speckle Tracking - An In-Silico Study. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 2018, 65, 1789–1803, doi:10.1109/TUFFC.2018.2856127.	IF 2.989 MNIšZW 35* WoS 5 Scopus 5 GS 6
H15	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Leśniak-Plewińska, B.; Kałużyński, K. Identification of Subendocardial Infarction—a Feasibility Study Using Synthetic Ultrasonic Image Data of a Left Ventricular Model. Computational Vision and Medical Image Processing V: Proceedings of the 5th Eccomas Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing (VipIMAGE 2015, Tenerife, Spain, October 19-21, 2015) 2015, 137.	IF - MNIšZW 15* WoS - Scopus 4 GS 4
H16	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużyński, K. Effect of Transmural Extent of the Simulated Infarction in a Left Ventricular Model on Displacement and Strain Distribution Estimated from Synthetic Ultrasonic Data. Ultrasound in Medicine and Biology 2017, 43, 206–217, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2016.08.017.	IF 2.645 MNIšZW 40* WoS 7 Scopus 7 GS 10
H17	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Kałużyński, K. Evaluation of Strain Averaging Area and Strain Estimation Errors in a Spheroidal Left Ventricular Model Using Synthetic Image Data and Speckle Tracking. BMC Medical Imaging 2021, 21, 105, doi:10.1186/s12880-021-00635-y.	IF 2.795 MNIšZW 70 WoS 4 Scopus 4 GS 6
H18	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Kałużyński, K. Quantitative Evaluation of Segmentation Accuracy of Subsegmental Infarcts Using 2DSTE and Synthetic Ultrasonic Data in a Spheroidal Model of the Left Ventricle. Biomedical Signal Processing and Control 2022, 78, 103880, doi:10.1016/j.bspc.2022.103880.	IF 5.1 MNIšZW 140 WoS 1 Scopus 1 GS 1
H19	Żmigrodzki, J.; Cygan, S. ; Kałużyński, K. Parametrization of Subsegmental Infarcts Using High Spatial Resolution 2DSTE and Synthetic Ultrasonic Data. Pol. J. Med. Phys. Eng. 2023, 29, 195–207, doi:10.2478/pjmpe-2023-0021.	IF 0.7 MNIšZW 100 WoS 0 Scopus 0

		GS 0
H20	Alessandrini, M.; Heyde, B.; Queiros, S.; Cygan, S. ; Zontak, M.; Somphone, O.; Bernard, O.; Sermesant, M.; Delingette, H.; Barbosa, D.; et al. Detailed Evaluation of Five 3D Speckle Tracking Algorithms Using Synthetic Echocardiographic Recordings. <i>IEEE Transactions on Medical Imaging</i> 2016, 35, 1915–1926, doi:10.1109/TMI.2016.2537848.	IF 3.942 MNIŚZW 45* WoS 37 Scopus 40 GS 58
H21	Cygan, S. ; Wilczewska, A.; Kubik, T.; Alessandrini, M. Investigation of the Impact of Local Properties of 3D Data on the Accuracy of Block Matching-Based Speckle Tracking Echocardiography. <i>Polish Journal of Medical Physics and Engineering</i> 2024 , 30, doi:https://doi.org/10.2478/pjmpe-2024-0019.	IF 0.7 MNIŚZW 100 WoS 0 Scopus 0 GS 0

Wstęp

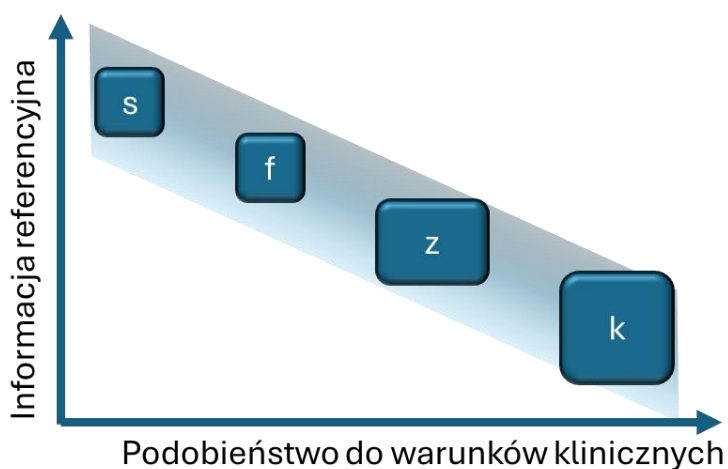
Inżynieria biomedyczna odgrywa kluczową rolę w opracowywaniu zaawansowanych metod diagnostycznych i terapeutycznych, które przyczyniają się do poprawy jakości opieki zdrowotnej. W szczególności rozwój metod obrazowania medycznego, w tym echokardiografii, stanowi jedno z najbardziej dynamicznie rozwijających się obszarów tej dyscypliny. Dzięki interdyscyplinarnemu podejściu, które łączy inżynierię, informatykę, fizykę oraz medycynę, możliwe stało się tworzenie coraz bardziej precyzyjnych i niezawodnych technologii służących analizie funkcji serca.

W niniejszym autoreferacie przedstawiono badania koncentrujące się na metodach weryfikacji technik obrazowania odkształceń z wykorzystaniem różnych źródeł danych – od danych klinicznych, przez modele zwierzęce, modele fizyczne (fantomy), po syntetyczne obrazy echokardiograficzne. Analiza tych metod, uwzględniająca kompromisy między podobieństwem do rzeczywistych danych klinicznych a dokładnością informacji referencyjnej, stanowi istotny krok w kierunku dalszej optymalizacji i standaryzacji technologii obrazowania w echokardiografii. Badania te mają bezpośredni wpływ na rozwój inżynierii biomedycznej, przyczyniając się do poprawy diagnostyki i terapii chorób sercowo-naczyniowych oraz zwiększania precyzji i wiarygodności wyników w praktyce klinicznej.

Rzeczony rozwój technik obrazowania odkształceń w echokardiografii, takich jak śledzenie markerów akustycznych (Speckle Tracking Echocardiography – STE) i Doppler tkankowy (Tissue Velocity Imaging TVI / Tissue Doppler Imaging TDI), od samego początku napotykał na problem zróżnicowania wyników, wynikający z odmiennych implementacji tych metod przez producentów urządzeń. Ta niejednorodność utrudniała porównywanie wyników badań i wskazywała na potrzebę standaryzacji procedur [1–3]. W odpowiedzi na te wyzwania, w 2010 roku, europejskie i amerykańskie towarzystwa echokardiograficzne (obecnie European Association of Cardiovascular Imaging – EACVI oraz American Society of Echocardiography – ASE) powołały grupę roboczą EACVI-ASE Strain Standardization Task Force. Jej zadaniem było ujednolicenie metod obrazowania odkształceń, aby zapewnić porównywalność wyników uzyskiwanych za pomocą różnych systemów [1,4]. Opracowane przez grupę wytyczne miały na celu standaryzację definicji i metod wyznaczania wielkości fizycznych będących przedmiotem zainteresowania metod obrazowania odkształceń [5]. Niemniej jednak, mimo wprowadzenia tych wytycznych, badania wykazały, że problem zróżnicowania wyników pomiędzy różnymi systemami obrazowania odkształceń nadal stanowi wyzwanie [3,6].

Dostępne metody służące do weryfikacji technik obrazowania odkształceń można podzielić na cztery grupy ze względu na rodzaj wykorzystywanych danych [1,7] – poczynając od 1) danych klinicznych,

przez 2) dane zarejestrowane z wykorzystaniem modeli zwierzęcych, następnie 3) dane z modeli fizycznych (fantomów¹), po 4) syntetyczne obrazy echokardiograficzne. Wybór pomiędzy tymi metodami wiąże się z kompromisem między podobieństwem do danych klinicznych a kompletnością informacji referencyjnej, co symbolicznie przedstawia Rysunek 1. W przypadku badań klinicznych, dane referencyjne pozyskać można jedynie innymi metodami obrazowania – najczęściej przy użyciu tomografii rezonansu magnetycznego. Jednak ze względów technicznych, nie jest możliwa równoczesna rejestracja obu rodzajów danych. Modele zwierzęce pozwalają uzyskać dane o cechach zbliżonych do rejestrowanych w warunkach klinicznych. Umożliwiają przy tym większą ingerencję, a więc np. celowe indukowanie zmian patologicznych oraz zastosowanie dodatkowych metod pomiarowych, takich jak sonomikrometria [8]. Modele fizyczne z kolei zapewniają największą kontrolę i powtarzalność warunków eksperymentu spośród metod realizowanych fizycznie. Niemniej jednak, oferowane przez nie możliwości pozyskania danych referencyjnych są, jak dotąd, mocno ograniczone. Również postać uzyskiwanych danych odbiega od warunków klinicznych tj. z reguły jest mocno uproszczona, chociaż zależnie od warunków pojawiają się w nich specyficzne artefakty utrudniające obrazowanie. Dane syntetyczne, generowane w oparciu o modele numeryczne obrazowanego obiektu, oferują najpełniejszą informację referencyjną, za cenę dość istotnych uproszczeń postaci obrazu. Wynika to między innymi z pominięcia rzeczywistego toru akwizycji i przetwarzania danych. Stopień uproszczenia tych danych zależy od złożoności metody tworzenia obrazów i znane są prace, które zmierzały do nadania obrazom cech rzeczywistych danych echokardiograficznych [9,10]. Jak dotychczas działa się to jednak kosztem ograniczenia wiarygodności dostarczanej równolegle informacji referencyjnej o trajektoriach punktów związanych z symulowaną tkanką.



Rysunek 1. "Wykres kompromisu" metod weryfikacji STE. s. - dane syntetyczne, f – modele fizyczne, z – modele zwierzęce, k – dane kliniczne [11].

Cel, zakres i uzasadnienie podjęcia tematyki

Prace stanowiące podstawę niniejszego wniosku skoncentrowane były wokół dwóch z czterech, przedstawionych na „wykresie kompromisu” (Rysunek 1) podejść do ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń w echokardiografii, tj. fantomów oraz syntetycznych danych

¹ W opisie stosował będę najkrótszy termin „fantom”, chociaż w literaturze, a nawet dokumentach wewnętrznych naszego zespołu pojawiają się rozbieżności co do nomenklatury. Inne stosowane terminy to m.in. „model fizyczny” lub „model materialny”, jednak w dalszej części tego opracowania pojawiać się będą „modele numeryczne fantomu” oraz „modele materiału”, więc dla przejrzystości stosuję najkrótszy termin. W literaturze anglojęzycznej stosowane są jeszcze „mock model” a ostatnio również „robotic heart”.

echokardiograficznych. W tym obszarze identyfikowano istotne braki w wiedzy, które wymagały uzupełnienia dla umożliwienia szczegółowej analizy. W szczególności, w kontekście wykorzystania fantomów lewej komory serca, kluczowe było uzupełnienie luk w metodyce. Istniała potrzeba opracowania i walidacji usystematyzowanych metod tworzenia fantomów, które właściwie odzwierciedlałyby anatomię i mechanikę lewej komory serca. Brakowało standardów dotyczących materiałów, technik wytwarzania i procedur walidacji, co utrudniało porównywanie wyników badań.

Kolejną istotną luką był brak metod pozyskiwania danych referencyjnych, które mogłyby posłużyć do walidacji wyników uzyskiwanych za pomocą metod obrazowania odkształceń podczas badań prowadzonych z użyciem fantomów.

Przedstawione w niniejszym opracowaniu badania miały na celu wypełnienie tych luk i dostarczenie nowej wiedzy oraz metodologii, które przyczyniłyby się do udoskonalenia ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń w echokardiografii.

Powyższe ogólne cele przekładały się na postawione cele szczegółowe:

- Opracowanie i zastosowanie usystematyzowanego podejścia do procesu projektowania fantomów włącznie z wykorzystaniem modelowania Metodą Elementów Skończonych (MES) – prace **H1** do **H4** [11–14].
- Opracowanie procedur wytwarzania fantomów na bazie hydrożelu PVA oraz zastosowanie w nich wtrąceń symulujących obszary o obniżonej kurczliwości, w tym przystosowanie stanowiska i fantomów do pracy w tomografii rezonansu magnetycznego (MRI) – prace **H5** do **H9** [15–20].
- Zastosowanie sonomikrometrii jako źródła informacji referencyjnej na temat lokalnych odkształceń fantomów – prace **H1** i **H6** [11,17].
- Zastosowanie modeli numerycznych w postaci modelowania MES jako źródła informacji referencyjnej o wartościach odkształceń występujących w materiale fantomu – prace **H1** i **H10** [11,21].

W zakresie tworzenia i wykorzystania syntetycznych danych echokardiograficznych do rozwoju i ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń, niezbędne było przeprowadzenie prac w zakresie:

- Wykorzystania modeli MES jako podstawy do tworzenia danych syntetycznych, tj.:
 - Przeprowadzenie badań propozycji nowych metod obrazowania odkształceń – prace **H11**, **H12** i **H13** [22–24].
 - Przeprowadzenie badań wpływu ruchu obrazowanych struktur w kierunku prostopadłym do płaszczyzny obrazowania na dokładność wyznaczania przemieszczeń – praca **H14** [25].
 - Przeprowadzenie serii badań zmierzających do określenia granic możliwości rozdzielczych istniejących metod obrazowania odkształceń – prace **H15** do **H19** [26–30].
- Wykorzystania istniejących realistycznych syntetycznych danych echokardiograficznych do ilościowej oceny działania metod obrazowania odkształceń, tj.:
 - Badania porównawcze istniejących metod obrazowania odkształceń – praca **H20** [31].
 - Badanie możliwości przewidywania jakości śledzenia na podstawie lokalnych cech danych echokardiograficznych – praca **H21** [32].

Ze względu na wysoką powtarzalność, możliwość precyzyjnej kontroli warunków oraz brak ograniczeń etycznych, fantomy oraz syntetyczne dane echokardiograficzne stanowią niezwykle wartościowe narzędzie do ilościowej weryfikacji metod obrazowania odkształceń. Co więcej, dzięki potencjałowi tworzenia relatywnie dużych zbiorów danych, są obiecującym źródłem danych uczących dla rozwijających się metod obrazowania odkształceń opartych na algorytmach uczenia maszynowego.

Fantomy lewej komory serca

Budowa i wykorzystanie pierwszych fantomów lewej komory serca były istotnym elementem prac badawczych, których finałem była moja rozprawa doktorska pt. „Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń dla potrzeb elastografii w warunkach znacznych odkształceń tkanki” (obroniona we wrześniu 2011). Realizowanym jeszcze wcześniej wstępem do prac nad metodami obrazowania odkształceń² lewej komory serca były prace dotyczące metod wyznaczania przemieszczeń i odkształceń w fantomach bryłowych symulujących tkanki innych narządów niż serce, obrazowane przy pomocy tzw. elastografii statycznej (z wolnej ręki / freehand) [33,34] oraz elastografii dynamicznej (fali poprzecznej / shearwave) [35]. Pierwsza moja praca z tego zakresu [33] obejmowała porównanie popularnych estymatorów opóźnienia względnego sygnałów – funkcji korelacji wzajemnej i sumy różnic bezwzględnych, przy czym ten drugi badany był w dwóch wariantach: jednowymiarowy fragment sygnału porównywany był z innymi fragmentami tej samej linii lub w drugim wariancie również w liniach sąsiednich. Badania przedstawione w powyższej pracy przeprowadzone zostały z użyciem pierwszych tworzonych przeze mnie fantomów w postaci walców odkształcanych przykładaną od zewnątrz siłą. Fantomy wykonane były z hydrożelu na bazie żelatyny z domieszkami pozwalającymi uzyskać oczekiwane właściwości, w tym echogeniczność materiału [36]. Wtrącenie o wyższej sztywności (wyższa wartość modułu Younga) tworzone było w podobny sposób, przez zastosowanie wyższego stężenia żelatyny. Znany i opisany w literaturze związek pomiędzy składem a właściwościami mechanicznymi fantomów żelatynowych umożliwiał uzyskiwanie fantomów o z góry ustalonych właściwościach. Uzyskane doświadczenie wykorzystane zostało później m.in. w pracy spoza omawianego cyklu, w której, przy użyciu techniki tzw. elastografii fali poprzecznej, badane były wykonane przeze mnie fantomy nerek w różnych wariantach [35].

W kolejnej pracy [34] po raz pierwszy porównywałem wyniki estymacji przemieszczeń i odkształceń z wynikami modelowania metodą elementów skończonych (MES). Fantom został zasymulowany jako bryła walcowa z walcowym wtrąceniem o osi głównej ułożonej prostopadle do osi fantomu. Parametry mechaniczne materiały zasymulowane zostały jako idealnie sprężyste [36]. Ocena zbieżności wyników eksperymentalnych z modelowymi miała charakter jakościowy, a analizowane były uzyskiwane wartości przemieszczeń i odkształceń w zakresie odkształcenia do około 2% i tylko wzdłuż centralnej linii obrazu, gdzie występowały jedynie odkształcenia wzdłużne, w kierunku zgodnym z kierunkiem propagacji fali oraz z osią układu współrzędnych przyjętego w modelu MES.

Moje pierwsze prace nad modelami fizycznymi umożliwiającymi zasymulowanie pracy lewej komory serca w warunkach in vitro polegały na zbudowaniu stanowiska oraz wykonaniu grubościennych, cylindrycznych fantomów na bazie żelatyny. Fantom cylindryczny, w swoim przekroju poprzecznym

² Zarówno w pracach naszego zespołu, jak i prowadzonych w innych ośrodkach na świecie używany bywa termin „elastografia serca”, jednak w moim rozumieniu i zgodnie z interpretacją jednego z czołowych specjalistów w dziedzinie, prof. Jana D’hooge z KU Leuven, elastografia jest metodą obrazowania biernych właściwości mechanicznych tkanek. W przypadku echokardiografii obrazowana jest czynność mięśnia sercowego polegająca na jego skurczu – czynnym odkształcaniu. Z tego względu określenie „obrazowanie odkształceń” bardziej przystaje do tej metody. W miarę rozwoju techniki, w literaturze anglojęzycznej przyjęła się nazwa wywiedziona od sposobu realizacji obrazowania – Speckle Tracking Echocardiography (STE).

pozwała uzyskać kształt zbliżony do przekroju lewej komory serca w tzw. widoku osi krótkiej, jak to opisano w pracy zespołu z Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN [37]. Materiał na bazie żelatyny o składzie opisanym w pracy [34] pozwala planować i kontrolować uzyskiwane ostatecznie właściwości mechaniczne i akustyczne materiału [36] i z tego względu często jest pierwszym wyborem przy tworzeniu fantomów dla technik ultrasonograficznych i ultradźwiękowych. Jednak ze względu na niską wytrzymałość mechaniczną wykorzystanie go do tworzenia fantomów lewej komory serca okazało się niemożliwe.

Systematyka projektowania fantomów

W publikacjach naukowych, które dostępne były w momencie podjęcia przeze mnie prac nad fantomami lewej komory serca, opisane zostały pojedyncze fantomy zbudowane z myślą o badaniach metod obrazowania echokardiograficznego. Prace te dotyczyły fantomów w postaci cylindrów grubościennych [38,39] jak również fantomów o kształtach zbliżonych do naturalnego [40,41]. Proces projektowania tych fantomów opisany był jednak bardzo pobieżnie – w pracach brakowało systematycznego podejścia do wymagań i założeń towarzyszących procesowi projektowania.

Zaproponowane przeze mnie podejście do projektowania fantomów lewej komory serca oparte zostało o przegląd cech geometrycznych tego narządu oraz analizę dostępnej literatury pod kątem wiedzy na temat jego parametrów ruchu i deformacji. Podsumowanie tych analiz zebrane zostało w pracy H1 [11]. Rozdział 4 opisuje „Zarys budowy i mechaniki serca” podkreślając problem zróżnicowania międzysobniczego oraz wynikającego z zastosowania różnych metod diagnostycznych. W rozdziale 5 przedstawione zostały wynikające z wykonanej analizy anatomii i fizjologii serca założenia i wymagania, które stanowią bazę procesu projektowania fantomów. Wagi poszczególnych wymagań zależą od decyzji, co do tego jakie cechy rzeczywistości projektowany fantom ma odtwarzać i w jakim zakresie.

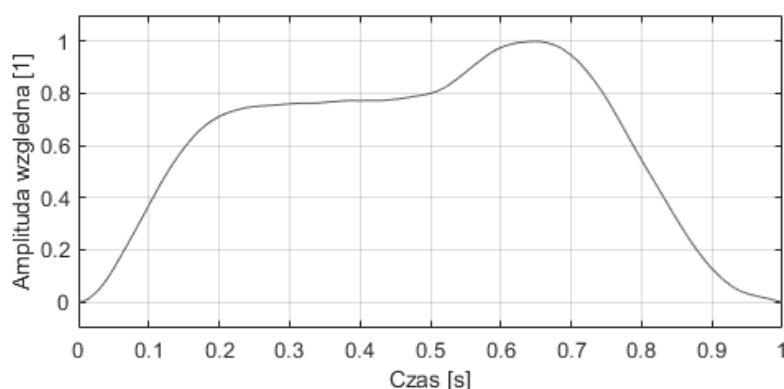
W najprostszym ujęciu lewą komorę serca można opisać jako grubościenny worek mięśniowy pełniący funkcję pompy tłoczącej krew przez cykliczne zmiany objętości. Na podstawie przeglądu literatury określone zostały podstawowe założenia projektowania fantomów lewej komory:

- Kształt lewej komory serca zbliżony jest do stożkowego, jednak krzywizny ścian pozwalają również opisać go jako elipsoidalny.
- Grubość ściany zmienia się w trakcie cyklu w zakresie ok. 10 – 15 mm (od rozkurczu do skurczu).
- Objętość komory zmienia się w trakcie cyklu w zakresie ok. 50 – 130 ml (od skurczu do rozkurczu), czyli objętość wyrzutowa na poziomie 80 ml.
- Zmiana wymiaru w osi długiej od ok. 85 do ok. 100 mm (od skurczu do rozkurczu).
- Przebiegi czasowe odkształceń o amplitudach:
 - Odkształcenie wzdłużne ok. -20%
 - Odkształcenie obwodowe ok. -20%
 - Odkształcenie promieniowe ok. 40%
- Skręt koniuszka względem bazy wynosi ok. 15°

Ponieważ odkształcanie fantomów odbywa się przez wtłaczanie do ich wnętrza nieściśliwego płynu, wymaga to odwrócenia cyklu deformacji fantomu w stosunku do cyklu pracy serca. Stanem

spoczynkowym jest w tym przypadku stan odpowiadający momentowi końcowo-skurczowemu w pracy lewej komory serca. Objętość komory osiąga wtedy wartość minimalną, a grubość ściany maksymalną.

Przeprowadzona analiza przebiegów czasowych poszczególnych składowych deformacji, po uwzględnieniu odwrócenia cyklu doprowadziła do wypracowania znormalizowanego przebiegu czasowego cyklu deformacji modelu serca (Rysunek 2). Przebieg ten stosowany jest jako baza wszystkich wykorzystywanych w danym rozwiązaniu wymuszeń.



Rysunek 2. Znormalizowany przebieg deformacji lewej komory serca dostosowany do deformacji fantomów od stanu końcowo-skurczowego.

Podczas wyznaczania odkształceń w modelu fizycznym, odwrócenie cyklu pracy powoduje, że stan nieodkształcony w modelu odpowiada maksymalnemu odkształceniu rzeczywistej komory serca. Dlatego, aby porównać odkształcenia modelu z wartościami rzeczywistymi zastosowana została metoda ich przekształcania. Wartości normalne odkształceń inżynierskich ε wyznaczanych w wyniku modelowania numerycznego fantomów przeliczane były wg wzoru (1) na wartości odkształceń ε_n dla których konfiguracją odniesienia (zerowego odkształcenia) była konfiguracja cechująca się odkształceniem ε_z w konfiguracji oryginalnej.

$$\varepsilon_n = \frac{\varepsilon + 1}{\varepsilon_z + 1} - 1 \quad (1)$$

Opis właściwości mechanicznych kriożelu alkoholu poliwinylowego - PVA-C

Wybór metody opisu właściwości materiału sprężystego w dużej mierze zależy od celu, dla którego dany opis jest tworzony. W przypadku kriożelu polimeru alkoholu winylowego (PVA-C) często stosowany jest model czysto sprężysty, co zakłada liniową zależność naprężeń od odkształceń. Choć takie podejście jest w wielu przypadkach wystarczające, charakterystyki, na podstawie których wyznaczane są wartości modułu Younga, wskazują na hipersprężyste właściwości tego materiału [42,43].

Przeprowadzone przez mnie pierwsze badanie symulacyjne wpływu metody opisu właściwości materiału na występujące w modelu MES fantomu rozkłady odkształceń opisane zostało w pracy H2 [12]. W pracy modelowany był trójwymiarowy proces odkształcania fantomu w stanowisku. Modele materiału wyznaczone zostały na podstawie wyników badań próbek PVA-C – dla założonego modelu sprężystego wyznaczony został moduł Younga (współczynnik kierunkowy prostej dopasowanej do danych), dla modelu hipersprężystego wyznaczone zostały współczynniki modelu konstytutywnego Yeoha (zredukowany model wielomianowy, $N = 3$). Wyniki wykazały, że wybór modelu materiału do

symulacji wpływa na wszystkie składowe odkształceń (wzdłużną, obwodową i przezścienną) oraz na kontrasty odkształceń. Zarówno „sztywność”, jak i rodzaj materiału odgrywają istotną rolę.

Zagadnienie doboru modelu konstytutywnego do opisu właściwości materiału oraz wyznaczania współczynników tego modelu zostało szczegółowo opisane w rozdziale "6.2. Dobór modelu konstytutywnego PVA-C" pracy **H1** [11]. Opisałem w nim procedury dopasowywania parametrów różnych modeli konstytutywnych do rzeczywistych danych z prób rozciągania prostopadłościennych próbek PVA, przy użyciu metod optymalizacyjnych. Optymalizacje przeprowadzone zostały w programie Simulia Isight (Dassault Systèmes Simulia Corp., USA). W wyniku tych analiz wykazałem, że najlepsze dopasowanie do rzeczywistych danych zapewnia model konstytutywny Ogdena rzędu $N=2$.

Proces projektowania wybranych fantomów

Fantom elipsoidalny

Opisane w rozdziale „5.3.1. Elipsoidalny fantom jednorodny” pracy **H1** [11] badanie symulacyjne wykazało, że fantom elipsoidalny jest w stanie odwzorować charakterystykę deformacji mięśnia lewej komory serca w ograniczonym zakresie. Proporcje poszczególnych składowych odkształceń (wzdłużne – LS, obwodowe – CS i przezściennne – RS) odbiegają od założonych wartości docelowych (Tabela 1), jednak biorąc pod uwagę szeroki zakres i znaczne rozrzuty wartości odkształceń rejestrowanych w warunkach klinicznych, nie dyskwalifikuje to zaproponowanego rozwiązania. Pomimo rozbieżności, uzyskane proporcje odkształceń pokrywają się z wartościami raportowanymi w niektórych publikacjach [44].

Tabela 1. Zestawienie wartości odkształceń uzyskanych w wyniku symulacji procesu odkształcania fantomu jednorodnego dla różnych wartości ciśnienia maksymalnego w cyklu. W kolumnie „Fizjolog.” Zamieszczone są wartości, które zostały przyjęte jako referencyjne (docelowe) na podstawie przeprowadzonego wcześniej przeglądu literatury. [11]

	18 kPa	25 kPa	30 kPa	36 kPa	Fizjolog.
LS	-0,07	-0,11	-0,14	-0,17	-0,2
CS	-0,23	-0,28	-0,3	-0,34	-0,2
RS	0,28	0,35	0,39	0,42	0,4

Fantomy z wtrąceniami symulującymi obszary o zmienionej deformacji

Przedstawiony wyżej fantom jednorodny stanowił jednocześnie odniesienie i bazę dla fantomów z wtrąceniami wykonanymi z PVA-C o wyższej sztywności. Na etapie planowania eksperymentów fizycznych, na potrzeby symulacji, właściwości PVA-C o wyższej sztywności definiowane były przez zmianę nachylenia charakterystyki naprężenie-odkształcenie zgodnie z opisem zawartym w pracy **H2** [12]. Zmiana ta uzyskiwana była przez przeskalowanie wartości naprężeń. Model fantomu oraz symulacje procesu odkształcania przeprowadzone zostały w sposób analogiczny jak w przypadku fantomów jednorodnych, z tą różnicą że w ścianie umieszczone zostało walcowe wtrącenie, którego oś przebiegała w odległości 40 mm od bazy (Rysunek 6). Sztywności materiału wtrąceń zostały arbitralnie ustalone na 1,5, 2 i 3-krotność sztywności materiału pozostałej części fantomu.

Ocena wpływu sztywności i modelu materiału na względną zmianę wartości odkształceń przeprowadzona została w oparciu o zaproponowaną miarę kontrastu odkształceń, będącą stosunkiem różnicy wartości odkształceń średnich w fantomie $\bar{\epsilon}_f$ i wtrąceniu $\bar{\epsilon}_w$ do odkształceń średnich w fantomie, wyrażoną w procentach zgodnie ze wzorem (2).

$$C = \frac{|\bar{\varepsilon}_f - \bar{\varepsilon}_w|}{|\bar{\varepsilon}_f|} \cdot 100\% \quad (2)$$

Analogiczny proces projektowy zastosowany został w przypadku fantomów z wtrąceniami niepełnościnnymi, wykorzystanymi następnie w pracy **H8** [19].

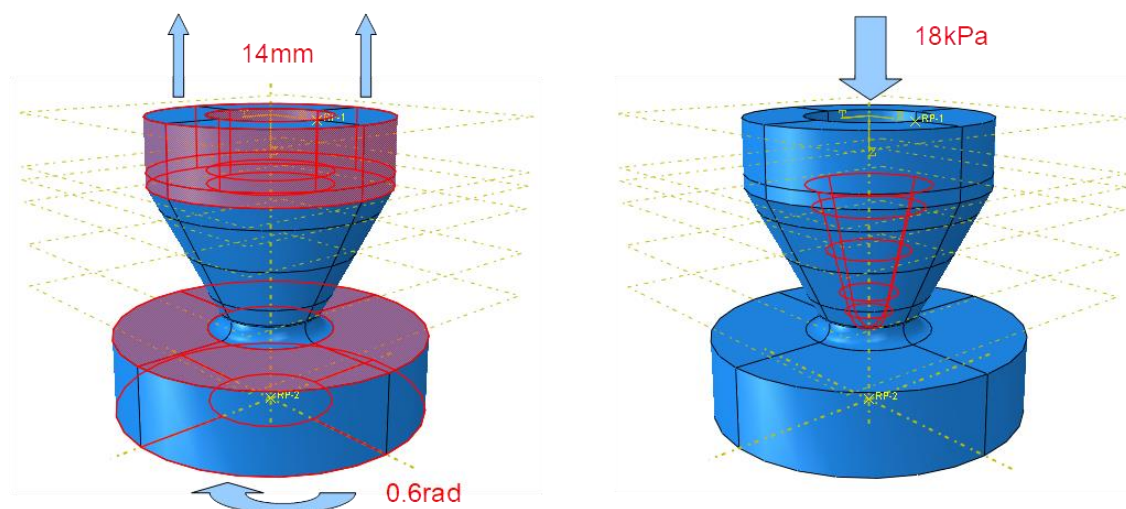
Fantom ze złożonym układem wymuszeń

Opisane wcześniej propozycje fantomów mojego autorstwa oparte były o koncepcję przybliżenia kształtu lewej komory serca grubościenną elipsoidą obrotową oraz wywołanie deformacji przez wpompowywanie do wnętrza modelu znanej objętości płynu. W myśl przyjętych założeń fantom taki pozwala na uzyskanie, poprzez sterowanie objętością wtłaczanej do jego wnętrza cieczy, wartości poszczególnych składowych odkształceń, zbliżonych do założonych, bez możliwości wpływania na proporcje między nimi. Taka konstrukcja fantomu nie pozwala jednak na odtworzenie skrętu, występującego w deformacji serca.

W pracy **H3** [13] przedstawiona została, opracowana przez dr inż. Beatę Leśniak-Plewińską, w ramach grantu finansowanego z Programu Polsko-Norweskiej współpracy badawczej (grant Pol-Nor/209584/19/2013), propozycja konstrukcji fantomu podlegającego jednocześnie trzem osobnym wymuszeniom – pompowaniu płynu, wydłużeniu i skrętowi.

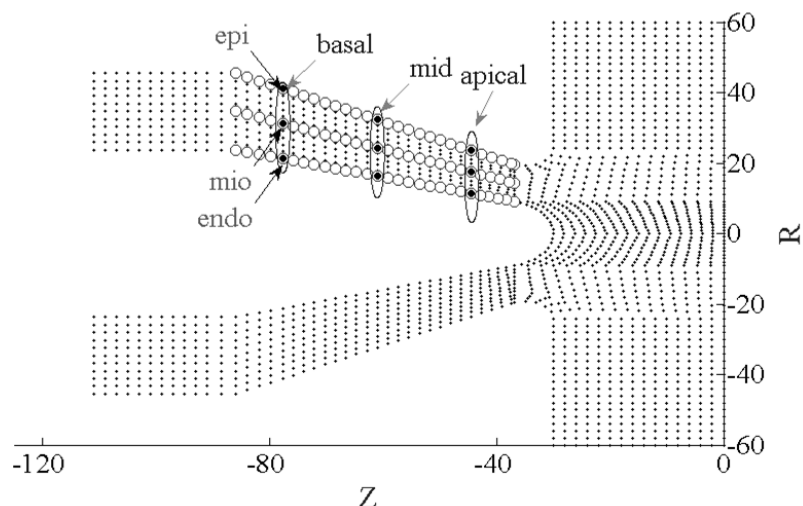
W projekcie tym zajmowałem się modelowaniem procesu odkształcania rozważanych koncepcji fantomów w zależności od geometrii, sposobu mocowania i wartości poszczególnych wymuszeń. Badania te zmierzały do uzyskania pożądanego rozkładu odkształceń w różnych fragmentach fantomu a korzystały one z wcześniej opisanych wyników analiz właściwości samego PVA-C.

W efekcie przeprowadzonych badań symulacyjnych, opisanych w rozdziale „5.3.3. Fantom ze złożonym układem wymuszeń” pracy **H1** [11], w których porównywane były wartości odkształceń w dziewięciu punktach ściany fantomu w odniesieniu do raportowanych w literaturze lokalnych wartości odkształceń mięśnia sercowego, przyjęty został kształt w postaci grubościennego stożka, o zmiennej grubości ściany (malejącej od strony bazy ku koniuszkowi). Po stronie bazy fantom został przedłużony częścią cylindryczną umożliwiającą jego montowanie w stanowisku. Po stronie koniuszka fantom kończy się kryzą w kształcie dysku umożliwiającą mocowanie również tej strony w układzie wymuszającym skręt i jednocześnie ograniczającą ruch koniuszka wzdłuż osi długiej fantomu (Rysunek 3). Na rysunku przedstawione zostały wyznaczone eksperymentalnie wartości amplitud wymuszeń pozwalające uzyskać oczekiwane wartości odkształceń.



Rysunek 3. Widok modelu numerycznego fantomu ze złożonym wymuszeniem. Po lewej fantom z zaznaczonymi powierzchniami mocowanymi w stanowisku. Po prawej fantom z zaznaczoną powierzchnią, na którą oddziałuje wymuszenie ciśnieniowe [11].

Wartości odkształceń, wyznaczonych w punktach zaznaczonych na rysunku (Rysunek 4), przedstawione zostały w tabeli (Tabela 2) gdzie zostały odniesione do pochodzących z przeglądu literatury wartości klinicznych.



Rysunek 4. Widok węzłów siatki MES fantomu w przekroju. Okręgami zaznaczone zostały węzły tworzące stożki – wewnętrzny (endo), środkowy (mio) i zewnętrzny (epi) modelu. Elipsami zaznaczone zostały grupy punktów podstawnych (basal), środkowych (mid) i koniuszkowych (apical). [13]

Tabela 2. Zestawienie wartości odkształceń i rotacji uzyskanych w zaproponowanym fantomie z wartościami pochodzącymi z wybranych badań klinicznych [13]

Deform.	Segment	Wyniki modelowania			Fizjologiczne		
		Epi	Mid	Endo	Epi	Mid	Endo
LS	Podst.	-3.4	-15.7	-24.7	-19.2±3.1	-19.8±3.2	-20.3±4.8
	Środk.	-15.2	-14.9	-11.2	-19.4±3.0	-21.3±3.1	-23.5±3.6
	Kon.	-14.4	-12.2	-9	-18.9±3.9	-25.0±4.5	-33.5±5.3
CS	Podst.	-3.1	-6.9	-21.1	-15.6±6.7	-22.0±8.0	-32.4±8.4
	Środk.	-11.5	-20.4	-40.5	-19.4±6.4	-21.3±6.1	-23.5±9.1
	Kon.	-15.2	-24.5	-46.5	-18.9±7.6	-25.0±4.9	-33.5±11.2
RS	Podst.	4.8	15.3	28.1	39.0±12.9	-	47.8±16.9
	Środk.	15.7	20.2	26.4	-	-	-
	Kon.	11.8	16.8	23.5	32.6±12.5	-	39.4±16.4
Rotacja		10.6°	11°	12.3°	8.4°±3.7°	9.7°±4.1°	12.5°±5.7°

Wytwarzanie fantomów jednorodnych i z wtrąceniami

Fantom dwukomorowy

Pierwsze zaprojektowane przeze mnie fantomy serca wykorzystane zostały jeszcze w rozprawie doktorskiej do pozyskania danych niezbędnych do opracowania zaproponowanej w ramach tej pracy metody wyznaczania odkształceń. Fantomy te, wraz ze stanowiskiem wymuszającym ich pracę opisane

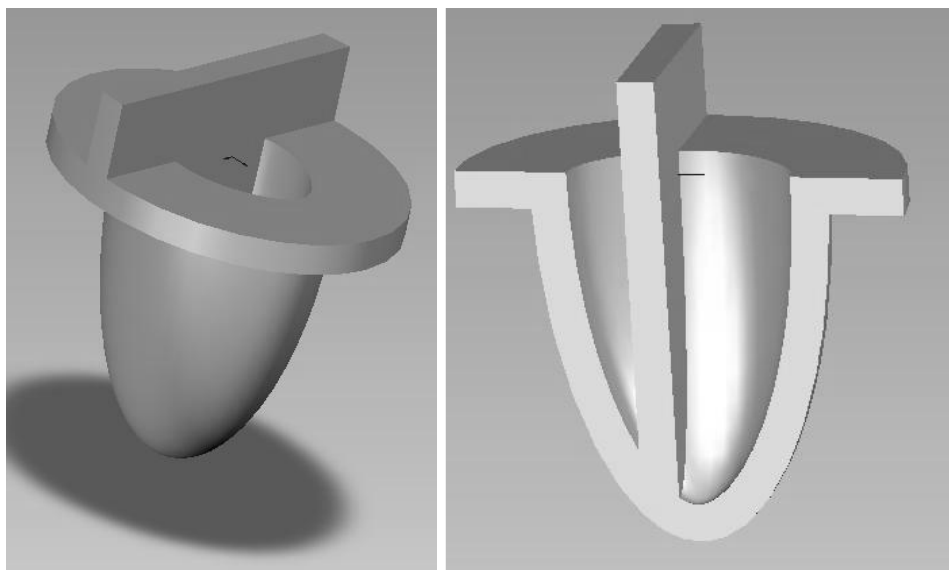
zostały w publikacji **H5**³ [15]. Przeprowadzone przeze mnie na etapie ich projektowania poszukiwania literaturowe wskazały, że odpowiednim materiałem może być hydrożel na bazie polimeru alkoholu winylowego (poli(alkoholu winylowego)) – PVA [40]. Jedną z metod żelowania tego związku jest cykliczne mrożenie i rozmrażanie [45]. Właściwości uzyskanego w ten sposób materiału, nazywanego kriożelem PVA (PVA-C), zależą między innymi od:

- wagi cząsteczkowej polimeru – najczęściej wykorzystywany jest polimer o masie cząsteczkowej z zakresu 90000-100000,
- stężenia roztworu wodnego PVA – najczęściej wykorzystywane są stężenia od 10% do 15%,
- czasu i temperatury zamrażania – najczęściej stosowane temperatury to -20°C lub -25°C przez czas 12 h lub 24 h,
- prędkości rozmrażania,
- liczby cykli zamrażania/rozmrażania – z reguły od jednego do 5 cykli.

W celu odwzorowania geometrii lewej komory serca zaprojektowany został przeze mnie fantom dwukomorowy z wyodrębnionym obszarem przegrody (Rysunek 5). Wymiary fantomu dobrane zostały tak, aby w przybliżeniu odpowiadały wartościom anatomicznym, w stanie końcowo-skurczowym, charakterystycznym dla serca ludzkiego, opisanemu w literaturze.

Na wartość odwzorowywaną podczas symulacji mechanicznej pracy serca wybrana została objętość lewej komory serca. Kształt i objętość prawej komory znacznie odbiegały od wartości rzeczywistych, jednak jej obecność w modelu miała za zadanie jedynie wyodrębnić obszar przegrody. Na podstawie danych literaturowych [46] pojemność lewej komory fantomu w skurczu została przyjęta jako 60 ml.

³ Praca opublikowana przed uzyskaniem stopnia doktora, jednakże bezpośrednio związana z tematyką niniejszego cyklu publikacji. Opisane w niej stanowisko stanowiło fundament dla dalszych prac nad rozwojem fantomów lewej komory serca, będących kluczowym elementem niniejszego osiągnięcia. W rozprawie doktorskiej wyniki opublikowane w tej pracy wykorzystane zostały w wrywkowym zakresie, w celu zademonstrowania zbieżności uzyskiwanych przebiegów czasowych odkształceń z wynikami uzyskiwanymi autorską metodą opisaną w rozprawie. Z uwagi na istotny wkład w proces rozwoju metodyki będącej przedmiotem niniejszego wniosku, publikacja została włączona do cyklu. Jednocześnie, autor jest świadomy możliwości, że w procesie recenzji publikacja ta może zostać oceniona jako niekwalifikująca się do włączenia do cyklu, ze względu na jej wcześniejszą publikację.



Rysunek 5. Geometria 3D oraz przekrój numerycznego wzorca fantomu [47].

W oparciu o powyższe założenia zaprojektowałem fantom serca w postaci połowy grubościenniej elipsoidy o wymiarach wewnętrznych 180x60x40 mm (wymiarów całej elipsoidy), grubości ścian 10 mm, z przegrodą tej samej grubości, położoną równolegle do płaszczyzny wyznaczonej przez najkrótszą i najdłuższą oś, przesuniętą wzdłuż średniej osi o 10 mm względem środka elipsoidy. Aby umożliwić zamocowanie w układzie hydraulicznym fantom wyposażony został w kołnierze.

Zaprojektowałem również całe stanowisko umożliwiające cykliczne odkształcanie fantomów zanurzonych w zbiorniku z wodą. Kluczowym elementem stanowiska była własnego projektu pompa, w której ruch dwóch połączonych równolegle tłoków wymuszany był przez silnik skokowy za pośrednictwem śruby tocznej. Pierwsze badania mające na celu wykazanie przydatności stanowiska opisane zostały w pracy [48] przez kierownika projektu finansowanego przez Komitet Badań Naukowych (grant KBN nr N518 011 31/0672), w ramach którego stanowisko było budowane.

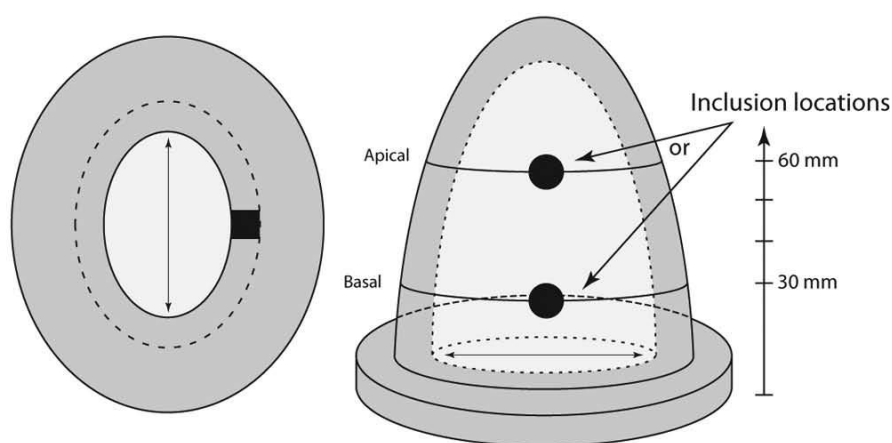
W dostępnych podówczas pracach badawczych spotkać można było sporadyczne próby wytworzenia fantomów z wtrąceniami o wyższej sztywności, symulującymi zmiany patologiczne mięśnia sercowego – obszary o obniżonej kurczliwości. Jedyną bodajże opisaną metodą było wklejanie wtrącenia w odpowiednio przygotowany otwór w fantomie [41]. W publikacji brakowało informacji o metodzie klejenia oraz o tym, jaki klej został użyty, jednak w podsumowaniu autorzy przyznali, że uzyskana spoina była wysoce echogenna, co jest zjawiskiem niepożądanym w przypadku fantomów ultrasonograficznych. Przeprowadzone przeze mnie próby wykazały, że możliwe jest bezpośrednie połączenie gotowego materiału PVA-C z nowo formowanym przez zalanie przygotowanego wcześniej wtrącenia roztworem o temperaturze przekraczającej 80°C. Opracowanie techniki łączenia PVA-C o różnych właściwościach pozwoliło mi wytworzyć fantomy niejednorodne. Pierwszym doniesieniem dotyczącym tego rozwiązania była praca konferencyjna [49].

Pełna dokumentacja serii badań przeprowadzonych z użyciem opracowanego przeze mnie stanowiska z dwoma różnymi fantomami – jednorodnym i z sztywniejszym wtrąceniem, zawarta została we wspomnianej już wyżej pracy **H5** [15]. Podczas badań zrealizowanych w Medical Imaging Research Center Uniwersytetu KU Leuven (Belgia) analizowane były wartości wykorzystywanych w obrazowaniu odkształceń parametrów – przemieszczeń, prędkości, odkształceń, prędkości odkształceń – zarówno globalnych jak i w wybranych segmentach fantomów, niezależnie od zastosowanego widoku/przekroju fantomu. Badania prowadzone były przy użyciu komercyjnego echokardiografu GE Vivid7 (Horten,

Norwegia) współpracującego z głowicą fazową 2.5-MHz (M3S, GE VingMed, Horten, Norway). Stwierdzono dużą zgodność wartości maksymalnych wybranych parametrów z wartościami obserwowanymi in vivo. Niektóre parametry deformacji fantomu różniły się jednak od obserwowanych w lewej komorze serca, w szczególności zaobserwowano występowanie przemieszczeń części podstawnej fantomu w kierunku koniuszka, przekładający się dodatkowo na znaczne przemieszczenia części koniuszkowej. Stan taki odbiegał od naturalnego unieruchomienia koniuszka komory serca i przemieszczeń warstwy podstawnej wraz z zastawkami w kierunku „do” koniuszka. Pomimo zaobserwowanych rozbieżności powyższa praca wykazała przydatność opracowanego fantomu do modelowania pracy serca w warunkach in vitro.

Fantomy w kształcie elipsoidy

Nawiązana wcześniej współpraca z zespołem prof. Jana D’hooge z Uniwersytetu KU Leuven zaowocowała planem przeprowadzenia kolejnych wspólnych badań opisanych w pracy [16,17] **H6**. Wspólnie podjęta została decyzja o zmodyfikowaniu projektu fantomu przez całkowite usunięcie przegrody. W ten sposób cała bryła grubościennej elipsoidy stała się fizycznym modelem lewej komory serca. Istotną nowością w tym przypadku było przygotowanie przeze mnie całej serii fantomów z wtrąceniami o średnicach 9, 17 i 27 mm umieszczonych w warstwie podstawnej lub w koniuszkowej (Rysunek 6). Wtrącenia wykonane zostały z PVA-C o dwóch różnych sztywnościach.



Rysunek 6. Geometria 3D fantomu jednokomorowego z oznaczeniem położenia wtrąceń (Inclusion locations) – w warstwie podstawnej (Basal) lub koniuszkowej (Apical) [17].

Dodatkową modyfikacją, wypracowaną przeze mnie na drodze doświadczałnej, było wprowadzenie w procesie wytwarzania do fantomów z PVA-C dodatku gliceryny, która zapewniła bardziej jednorodną, z punktu widzenia jego echogeniczności, strukturę materiału. Jednocześnie zastosowanie w stanowisku fantomowym wody z dodatkiem gliceryny pozwoliło na zwiększenie prędkości propagacji fali ultradźwiękowej w płynie do wartości równej prędkości propagacji w materiale fantomu. Prędkość propagacji w wodzie wynosi 1490 m/s a w glicerynie 1920 m/s [50]. Prędkość rozchodzenia się ultradźwięków w roztworze zmienia się liniowo zależnie od stężenia. Dzięki temu zabiegowi możliwe było zredukowanie zniekształceń obrazu wynikających z załamania fali ultradźwiękowej na granicy ośrodków.

Zastosowany w niniejszych badaniach materiał całego fantomu cechował się modułem Younga wynoszącym $28,05 \pm 2,09$ kPa (dwa cykle mrożenia). Miękkie i twarde wtrącenia, poddane odpowiednio czterem i sześciu cyklom zamrażania-odmrażania miały moduł Younga wynoszący odpowiednio $50,68 \pm 6,6$ kPa i $67,47 \pm 3,99$ kPa, co daje odpowiednio stosunek sztywności w przybliżeniu 2:1 i 5:2 do otaczającego materiału. Zaplanowane warianty dały w sumie 1 fatom

jednorodny i 12 fantomów z wtrąceniami o różnych właściwościach, jednak ostatecznie nie wszystkie zostały poddane badaniom.

Opracowane przeze mnie stanowisko (Rysunek 7) razem z serią fantomów pozwoliło na przeprowadzenie ilościowej weryfikacji działania opracowywanej przez dra Brechta Heyde z KU Leuven metody obrazowania odkształceń lewej komory serca wykorzystującej technikę elastycznego dopasowania obrazów do wyznaczania pola przemieszczeń będącego podstawą do wyznaczania pola odkształceń.



Rysunek 7. Fragment stanowiska badawczego z widocznym fantomem zanurzonym w zbiorniku oraz podłączeniem przetworników sonomikrometrycznych [archiwum własne].

Efektom nawiązanej współpracy oraz wykazania przydatności opracowanego stanowiska były kolejne badania przeprowadzone wspólnie z zespołem z KU Leuven na zlecenie firmy GE Vingmed (Norwegia). W badaniach tych wykorzystane zostało to samo stanowisko oraz nowa seria fantomów o różnych cechach do weryfikacji działania urządzeń i oprogramowania firmy na potrzeby certyfikacji wyrobu medycznego. Wyniki tych badań zgodnie z umową stanowią własność zleceniodawcy.

Pośrednim świadectwem znaczenia powyższych, przeprowadzonych przeze mnie prac w zakresie budowy stanowisk do badań fantomów lewej komory serca jest publikacja [51], w której opisane są badania trójwymiarowej metody obrazowania odkształceń (3DSTE) prowadzone z użyciem fantomu i stanowiska zbudowanego przez zespół z Uniwersytetu w Bergen (Norwegia), wzorowanego na stanowisku mojego autorstwa.

Fantom do echokardiografii i tomografii rezonansu magnetycznego

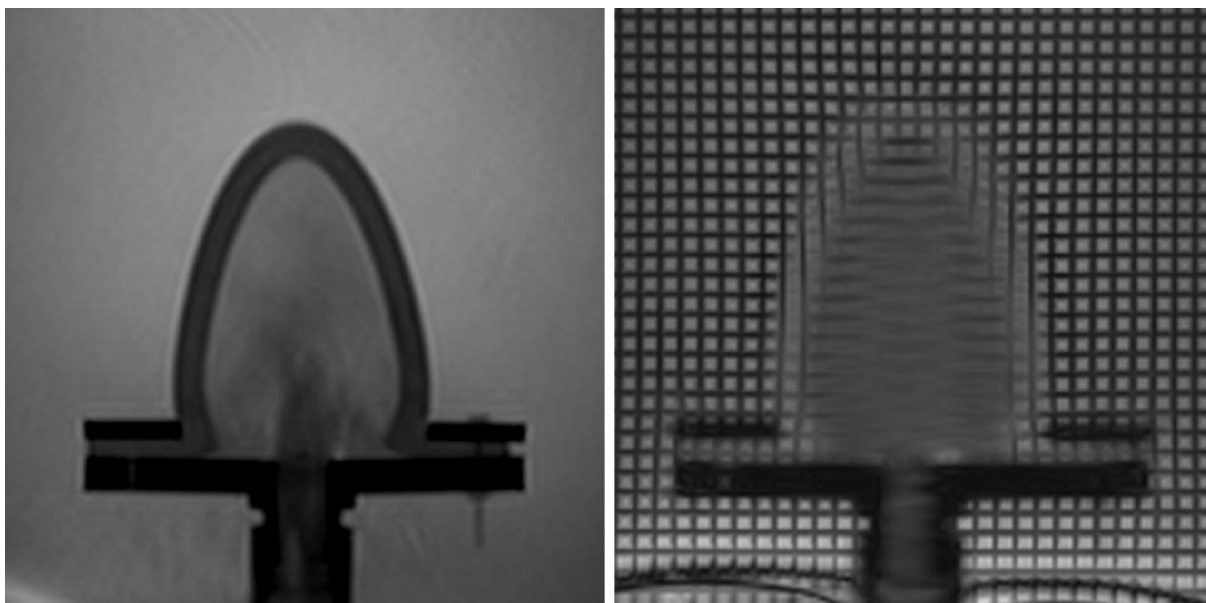
Jak wspomniano we wstępie obrazowanie odkształceń mięśnia sercowego realizowane może być w echokardiografii oraz w tomografii rezonansu magnetycznego. Możliwość porównywania wyników pomiędzy tymi dwoma modalnościami ma istotne znaczenie dla rozwoju tej gałęzi diagnostyki. Ze

względów technicznych nie jest możliwe prowadzenie badań echokardiograficznych w silnym polu magnetycznym występującym wewnątrz tomografów MRI. Powoduje to, że możliwości ilościowej oceny zgodności uzyskiwanych nie jednocześnie wyników jest mocno ograniczona. Możliwość przeprowadzenia obu rodzajów badań przy użyciu fantomu, którego praca charakteryzuje się dużą powtarzalnością stała się przesłanką do opracowania nowej wersji stanowiska, opisanej w publikacji **H7** [18]. Budowa stanowiska poprzedzona została prowadzonymi pod moim kierownictwem badaniami mającymi na celu zweryfikowanie przydatności PVA-C jako materiału fantomowego w rezonansie magnetycznym. Wyniki tych badań opublikowane zostały w pracy **H9** [20].

W nowej wersji stanowiska, dotychczas używana, zaprojektowana i wykonana we własnym zakresie pompa dwutłokowa została zastąpiona komercyjnie dostępną pompą do symulacji hemodynamicznych Vivitro Superpump (Vivitro, Kanada), przeznaczoną m.in. do testowania sztucznych zastawek serca. Zastosowanie pompy o większej mocy umożliwiło rozbudowę części hydraulicznej stanowiska o kilkumetrowe przewody, co pozwoliło na umieszczenie zmodyfikowanego zbiornika i mocowania fantomów (wykonanych bez elementów metalowych i o wymiarach dostosowanych do gantry skanera) wewnątrz pomieszczenia tomografu, podczas gdy pompa wraz z układem sterującym znajdowała się poza pomieszczeniem.

Badania fantomów w tomografii rezonansu magnetycznego przeprowadzono w Instytucie Kardiologii im. Prymasa Tysiąclecia Stefana Kardynała Wyszyńskiego (obecnie Narodowy Instytut Kardiologii Stefana kardynała Wyszyńskiego) w skanerze Magnetom Avanto (Siemens, Niemcy) w polu o indukcji 1,5 T.

Podczas badań wyznaczone zostały czasy relaksacji spin-sieć (tzw. T1) i spin-spin (T2) a ich wartości zostały porównane z wartościami charakterystycznymi dla mięśnia sercowego, z czego T1 wykazał całkowitą zgodność (1030 ± 34 ms dla mięśnia i 1045 ms dla fantomu) a T2 wartość kilkukrotnie wyższą (40 ± 6 ms dla mięśnia i 180 ms dla fantomu). Ponadto zarejestrowane zostały dwa rodzaje dynamicznych serii obrazów MRI: CINE i tagged CINE w oparciu o technikę przestrzennej modulacji magnetyzacji (SPAMM), oba z retrospektywnym wyzwalaniem impulsowym (Rysunek 8). Dzięki tym badaniom udało się wykazać, że opracowane fantomy wraz ze stanowiskiem umożliwiającym modelowanie czynności lewej komory serca nadają się równocześnie do obrazowania metodami ultradźwiękowymi i rezonansu magnetycznego. PVA-C pozwalają uzyskać charakterystyczną teksturę „plamistą” (speckle) w echokardiografii zapewniając jednocześnie czasy relaksacji przypominające tkankę w MRI oraz umożliwiając znakowanie magnetyczne.



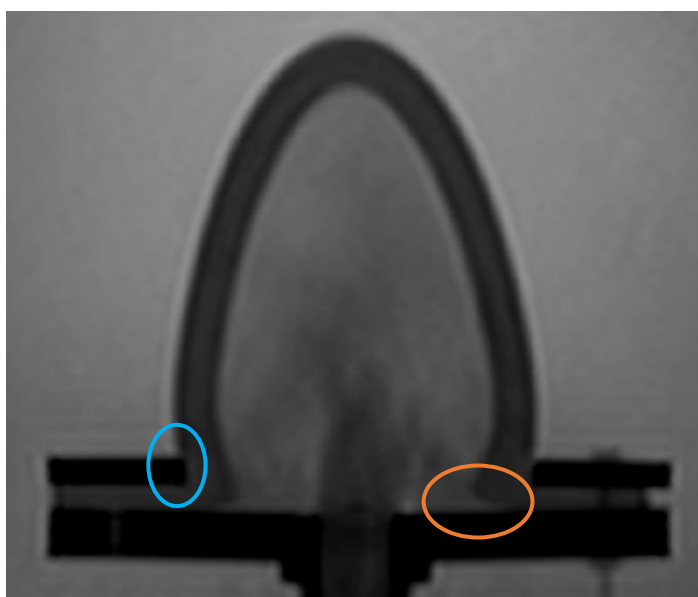
Rysunek 8. Widok fantomu obrazowanego w MRI, przekrój w osi długiej w Cine MRI (po lewej) i w Tagged MRI (technika SPAMM), koniec skurczu [18].

Zaprojektowane, wykonane i wielokrotnie wykorzystane przeze mnie w różnych badaniach fantomy opisane dotychczas, wykazały swoją przydatność jako narzędzie do ilościowej weryfikacji metod obrazowania odkształceń. Wykorzystane zostały również w pracach badawczych zwieńczonych rozprawami doktorskimi – mojej [47], dra Brechta Heyde z KU Leuven, dra inż. Konrada Werysa [52] z Wydziału Elektroniki i Technik Informacyjnych PW pracującego i wykonującego część badań w Instytucie Kardiologii im. Prymasa Tysiąclecia Stefana Kardynała Wyszyńskiego w Warszawie, jak również we wspomnianych wcześniej badaniach komercyjnych urzędów i oprogramowania koncernu GE. Mimo tego ich konstrukcja nie była wolna od wad. Mankamentami konstrukcji było:

- „Wysuwanie się” fantomu z mocowania podczas napełniania polegające na oddalaniu się podstawnej krawędzi komory do zewnętrznej płytki mocowania (patrz Rysunek 9), co wprowadzało dodatkową składową stałą przemieszczeń wzdłuż osi głównej fantomu w kierunku koniuszka, zwiększając tym samym przemieszczenia samego koniuszka. Jak wspomniano wcześniej jest to zjawisko odbiegające do zachowania lewej komory serca podczas skurczu której koniuszek niemal nie przemieszcza się wzdłuż osi komory.
- Zamknięcie jamy komory płaską płytką wykonaną z materiału o znacznie wyższej impedancji akustycznej od użytego płynu (polietylen o niskiej gęstości – LDPE), w połączeniu z pomijalnym tłumieniem fali ultradźwiękowej w zbiorniku, powodowało powstawanie silnych artefaktów podczas obrazowania w widoku koniuszkowym (LAX). Podczas badań opisanych m.in. w publikacjach **H5** i **H6** [15–17] konieczne było poszukiwanie takiego ustawienia głowicy i głębokości obrazowania, aby artefakty nie nakładały się na obszar fantomu. Wymuszało to częstokroć niekorzystne pozycjonowanie głowicy, która była odsunięta i ustawiona pod niewielkim kątem do osi fantomu.
- Efektywna grubość ściany komory podczas cyklu badań wynosząca <10 mm w praktyce została uznana za niewystarczającą. Rzeczywista grubość ściany lewej komory serca jest zmienna, zależnie od miejsca pomiaru i nie jest możliwe wybranie jednej, reprezentatywnej wartości dla modelu odkształcającego się biernie. Można przyjąć, że grubość wszystkich ścian maleje w miarę zbliżania się do koniuszka serca [53]. Wymiar ten jest zależny od wieku i aktywności

fizycznej. U osoby dorosłej wynosi w rozkurczu ok. 10 mm [54], w skurczu wzrasta o blisko 50% do ok. 15 mm [44].

- Mocowanie fantomu w stanowisku przez jego ściśnięcie między dwoma płytkami powodowało jego wstępną deformację cechującą się ograniczoną powtarzalnością i nie w pełni przewidywalnym wpływem na zachowanie fantomu podczas symulacji pracy serca.
- Ze względu na kształt i sposób mocowania po dłuższym okresie pracy dochodziło do zmęczeniowego uszkodzenia fantomu w punkcie kontaktu z zewnętrzną płytką mocującą (patrz Rysunek 9). Czas ten był trudny do przewidzenia i różny dla różnych egzemplarzy fantomów. Brak wyników dla wszystkich przygotowanych fantomów w publikacji **H6** [17] wynikał właśnie z tego problemu konstrukcyjnego.



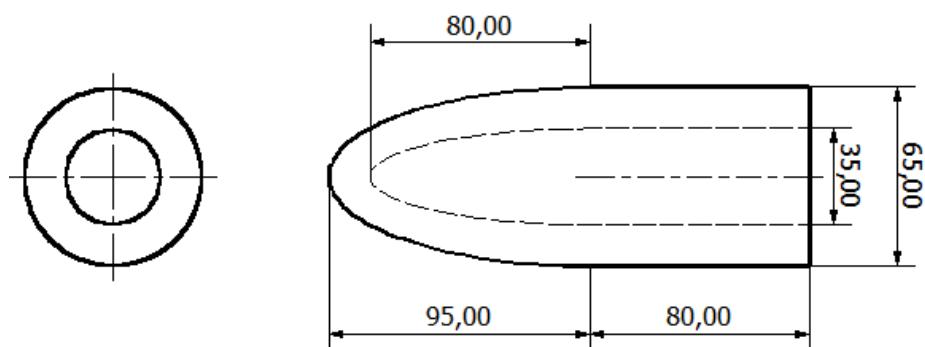
Rysunek 9. Widok fantomu obrazowanego w MRI (Cine MRI) – pomarańczowa elipsa oznacza miejsce „podnoszące się” w momencie napełniania fantomu, niebieska obszar podatny na uszkodzenia zmęczeniowe (na podstawie [18]).

Fantomy w kształcie elipsoidy obrotowej

Projektując kolejną serię fantomów na potrzeby projektu badawczego realizowanego w ramach grantu NCN (DEC-2012/07/B/ST7/01441) przeprowadziłem rewizję założeń stojących u podstaw projektu, uwzględniając opisane wcześniej mankamenty dotychczasowego rozwiązania. Szczegółowy opis złożeń projektowych i ich geneza zawarte zostały w rozdziale „5.1. Projektowanie fantomów lewej komory serca” mojej pracy **H1** [11]. Jako główne cechy projektu przyjąłem:

- Kształt: grubościenna elipsoida obrotowa,
- Objętość spoczynkowa: 52 ml,
- Oś długa jamy fantomu: 80 mm,
- Grubość ściany w stanie spoczynkowym: 15 mm,
- Wymuszenie deformacji: przebiegiem objętości,
- Materiał: PVA-C.

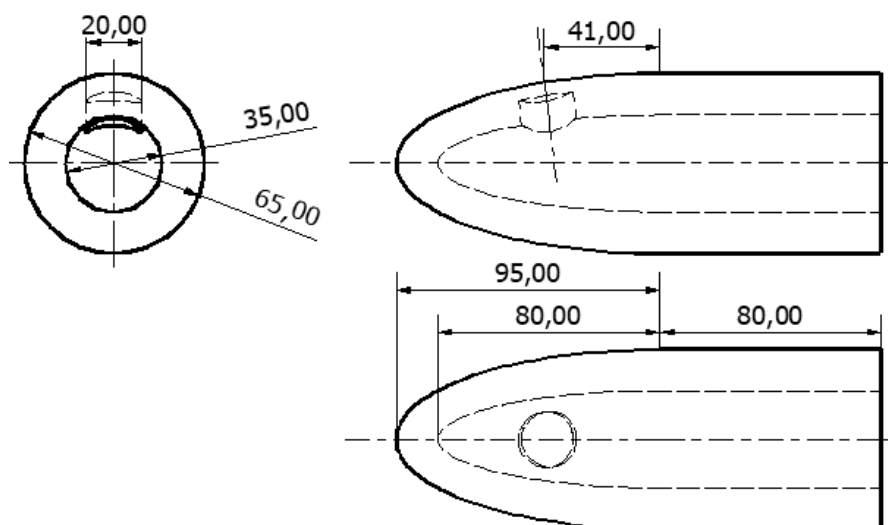
Schemat projektu wraz z wymiarami przedstawiony został na rysunku (Rysunek 10). Cylindryczne przedłużenie fantomu służyło jedynie do jego mocowania.



Rysunek 10. Projekt elipsoidalnego fantomu jednorodnego z częścią walcową służącą do mocowania w stanowisku.

Zaproponowana postać fantomu lewej komory serca stała się podstawą do opracowania koncepcji fantomów z sztywniejszymi wtrąceniami obejmującymi tylko część grubości ściany, symulującymi przypadki zawałów niepełnościennych, występujących po stronie wewnętrznej mięśnia sercowego, czyli podwsierdziowo, co było przedmiotem realizowanego projektu.

W różnych egzemplarzach fantomów elipsoidalnych wprowadzone zostały walcowe wtrącenia o średnicach 10, 20 i 30 mm oraz grubości 5, 10 i 15 mm (ostatni przypadek jest wtrąceniem pełnościennym). Wtrącenia umieszczone były tak, że ich oś stanowiła normalną wewnętrznej powierzchni fantomu a punkt jej przecięcia z powierzchnią zewnętrzną leżał w odległości 40 mm od linii bazy. Na rysunku (Rysunek 11), jako przykład, przedstawiony został przypadek z wtrąceniem o średnicy 20 mm i grubości 10 mm.



Rysunek 11. Projekt fantomu lewej komory serca z wtrąceniem niepełnościennym o średnicy 20 mm i grubości 10 mm [11].

Fantomy wykonane zostały według tej samej procedury i z takiego samego materiału, co w poprzednich realizacjach. Do cylindrycznej części fantomu przyklejone zostały, przy pomocy kleju cyjanoakrylowego, sztywne tuleje umożliwiające zamocowanie fantomu w stanowisku bez konieczności ściskania samego fantomu (Rysunek 12).

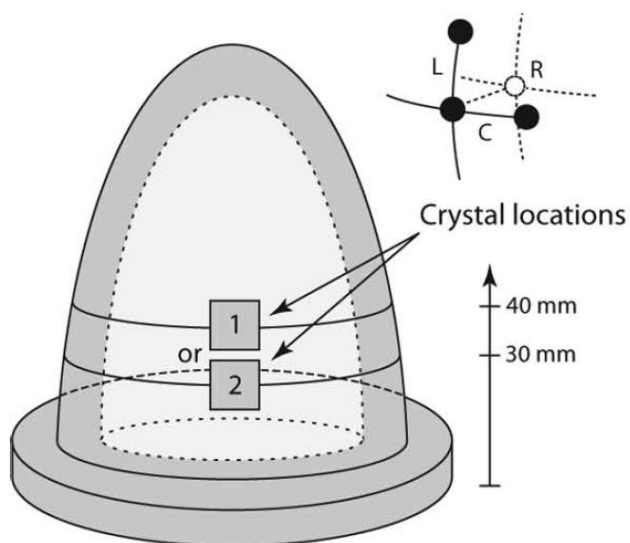


Rysunek 12. Fantom z PVA-C z przyklejonymi tulejami służącymi do jego mocowania w stanowisku. 1 - część czynna fantomu, 2 - zewnętrzna tuleja mocująca, 3 - wewnętrzna tuleja mocująca [archiwum własne].

Przygotowana seria fantomów posłużyła do przeprowadzenia serii rejestracji danych echokardiograficznych. Podczas badań realizowanych w Instytucie Kardiologii im. Prymasa Tysiąclecia Stefana Kardynała Wyszyńskiego do akwizycji i przetwarzania danych wykorzystano skaner Vivid 6 (GE Vingmed Ultrasound, Norwegia) wyposażony w sondę M4S-RS oraz oprogramowanie EchoPAC BT13 (GE Vingmed Ultrasound, Norwegia). Wybrane wyniki uzyskane podczas tych badań opublikowane zostały w pracy **H8** [19], w której dokonałem porównania przebiegów odkształceń obwodowych wyznaczanych przez oprogramowanie EchoPAC na podstawie zarejestrowanych danych echokardiograficznych w widoku osi krótkiej (SAX) z uzyskanymi w wyniku wykonanego przeze mnie modelowania MES. Badanie pozwoliło wykazać istotną zgodność wyników, z wyraźną tendencją oprogramowania EchoPAC to wyznaczania niższych wartości odkształceń niż wynikające z symulacji. W niniejszych symulacjach, w przeciwieństwie do wcześniejszych uwzględnione zostały hipersprężyste właściwości PVA-C.

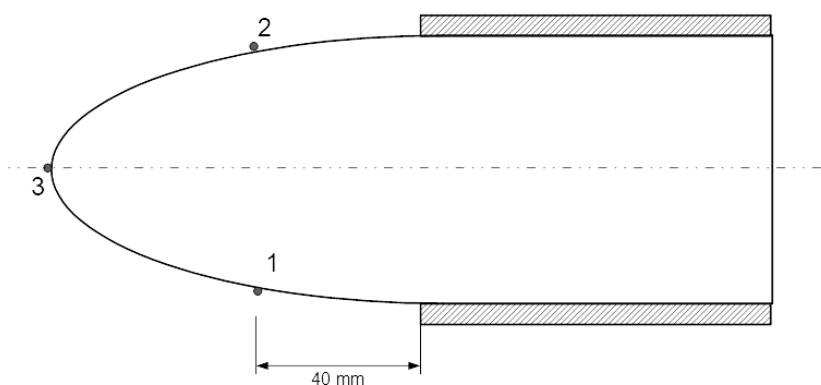
Pomiary sonomikrometryczne

Kolejną nowością opisaną po raz pierwszy w pracach [16,17] **H6** było wykorzystanie tzw. sonomikrometrii jako źródła częściowej informacji referencyjnej. Pomiary tą metodą wykorzystywane były wcześniej przez innych autorów m.in. podczas badań na modelach zwierzęcych, a polegają na zamocowaniu na badanym narządzie układu niewielkich kryształków piezoelektrycznych (średnice od 1 do 3 mm) naprzemiennie nadających i odbierających fale ultradźwiękowe o częstotliwości rzędu pojedynczych MHz, co umożliwia ciągły pomiar odległości pomiędzy nimi [8,55]. Podczas badań opisanych w pracach [16,17] **H6** użyte zostały 4 przetworniki sonomikrometryczne rozmieszczone tak, aby jeden stanowił punkt odniesienia a pozostałe były oddalone od niego o około 10 mm w kierunkach wzdłużnym, obwodowym i przesiennym. Wyznaczone w ten sposób lokalne składowe tensora odkształceń wykazały znaczną zgodność z odkształceniami szacowanymi metodą obrazowania odkształceń opracowaną przez dra Brechta Heyde z KU Leuven.



Rysunek 13. Schemat rozmieszczenia przetworników piezoelektrycznych metody sonomikrometrycznej zastosowany podczas badań opisanych w pracy [17].

Odmienne podejście do wykorzystania sonomikrometrii zastosowałem w badaniu opisanym w rozdziale 6 pracy **H1** [11]. W tym podejściu przetworniki rozmieszczone zostały tak, aby rejestrować globalne zmiany wymiarów fantomu z cyklu (Rysunek 14, Tabela 3).



Rysunek 14. Schemat fantomu z zaznaczonymi punktami rozmieszczenia przetworników sonomikrometrycznych.

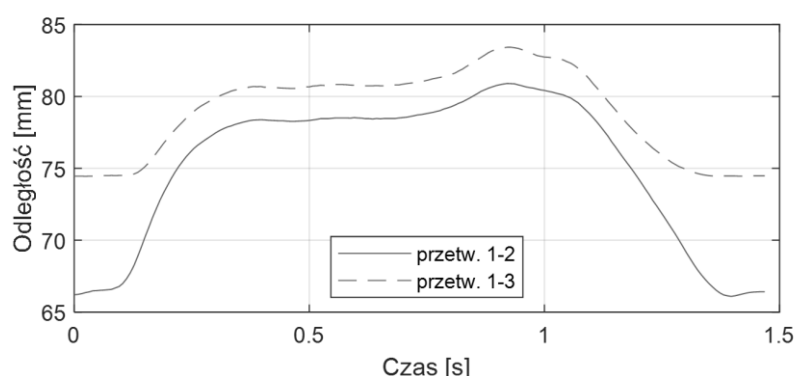
Do pomiarów sonomikrometrycznych wykorzystany został system firmy Sonometrics (Kanada) oraz programy SonoLabDS3 i SonoSOFT (Sonometrics Corporation, London, Kanada).

Tabela 3. Przetworniki sonomikrometryczne, ich rozmieszczenie i rejestrowane zmiany wymiarów fantomu.

Przetwornik nr	Lokalizacja	Rejestrowana wielkość
1	4 cm od mocowania, na ścianie bocznej	Referencyjny
2	4 cm od mocowania, przeciwległe do przetwornika 1	Zmiana średnicy wewnętrznej
3	Na koniuszku fantomu	Częściowa zmiana długości fantomu

Przy pomocy systemu zarejestrowane zostały zmiany odległości pomiędzy wskazanymi parami przetworników w trakcie kilkunastu cykli odkształcenia fantomu. Przykładowe przebiegi odległości

między poszczególnymi parami przetworników zaprezentowane zostały na rysunku (Rysunek 15). Przebiegi te wykorzystane zostały następnie do kalibracji modelu materiału opisującego właściwości PVA-C w modelu numerycznym fizycznego fantomu lewej komory serca.



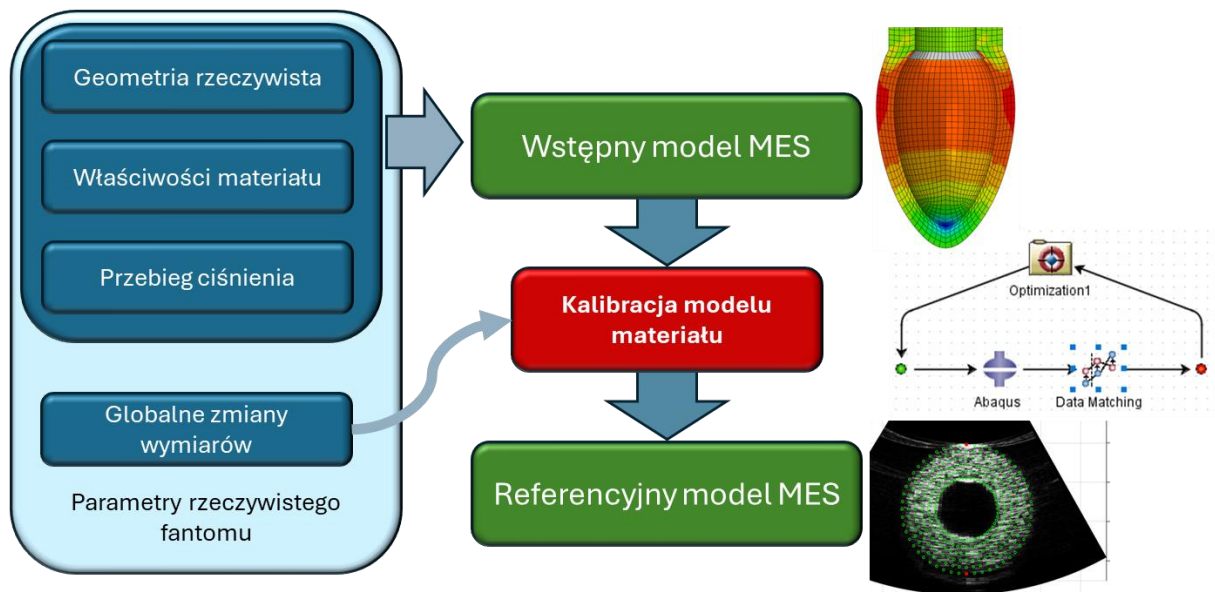
Rysunek 15. Przebieg odległości pomiędzy parami przetworników sonomikrometrycznych wskazanymi w tabeli Tabela 3.

Model numeryczny jako źródło informacji referencyjnej

W rozdziale „6 Model jako źródło danych referencyjnych” pracy **H1** [11] przedstawione zostało zaproponowane przeze mnie nowe podejście do wykorzystania modeli numerycznych jako źródła informacji referencyjnej dla eksperymentów in vitro prowadzonych z użyciem fantomów lewej komory serca.

Wcześniejsze próby wykorzystania modelu numerycznego jako informacji referencyjnej dla obrazowania odkształceń były bardzo nieliczne. Wyjątkami na tym polu są m.in. prace [56] oraz **H8** [19], w których dokonano porównania wyników uzyskanych przy użyciu różnych wersji oprogramowania EchoPAC (GE Healthcare, Chicago, Stany Zjednoczone) z modelem numerycznym fantomu. W pierwszej z wymienionych prac do pozyskania danych referencyjnych autorzy wykorzystali model kinematyczny rury grubościenniej, co pozwoliło uzyskać wysoką zgodność między modelem a fantomem fizycznym. W drugiej z wymienionych prac wykorzystałem wyniki modelowania fantomu metodą elementów skończonych, jednak model ten bazował na założonych na etapie projektowania właściwościach mechanicznych materiału, geometrii fantomu oraz przebiegu wymuszenia.

Zaproponowany przeze mnie proces pozyskiwania danych referencyjnych dla eksperymentów fizycznych (Rysunek 16) stanowił najprawdopodobniej pierwszą w tym zastosowaniu, skuteczną próbę odtworzenia eksperymentu fizycznego w postaci symulacji MES. W procesie tym uwzględnione zostały rozbieżności między założonymi a rzeczywistymi wymiarami fantomu (pęcznienie hydrożelu PVA-C) oraz przebiegami wymuszenia (w symulacji użyty został przebieg ciśnienia zarejestrowany wewnątrz fantomu). Kluczowym etapem pracy był, wspomniany wcześniej, wybór modelu konstytutywnego najlepiej nadającego się do opisu hipersprężystych właściwości PVA-C. Oprócz doboru właściwego modelu konstytutywnego, dla konkretnego przypadku przeprowadzona została optymalizacja i kalibracja modelu materiału zastosowanego w modelowanym fantomie. W procesie optymalizacji wykorzystałem przebieg zmian wymiarów fantomu zmierzony w trakcie eksperymentu przy pomocy sonomikrometrii w odniesieniu do przebiegu wymiarów modelu numerycznego.



Rysunek 16. Schemat postępowania podczas tworzenia modelu numerycznego fantomu w stanowisku, w celu uzyskania danych referencyjnych dla eksperymentów fizycznych [11].

W wyniku procesu modelowania uzyskane zostały trajektorie punktów referencyjnych, czyli węzłów siatki MES rzutowanej na płaszczyznę obrazowania, odpowiadające deformacji fantomu obrazowanego metodą echokardiograficzną. Ten sposób przekazania danych referencyjnych wybrany został przez analogię do formatu danych referencyjnych dostarczanych wraz z dostępnymi w literaturze bazami syntetycznych danych echokardiograficznych [9,10,57].

Opisane dane z badania fantomów, wraz z informacją referencyjną pochodzącą ze skalibrowanego modelu MES, zostały również wykorzystane do ilościowej weryfikacji działania nowej metody estymacji przemieszczeń na potrzeby obrazowania odkształceń, opisaną w pracy doktorskiej dr inż. Aleksandry Wilczewskiej [58].

W wersji opisanej wyżej procedura tworzenia danych referencyjnych wymagała indywidualnego zdefiniowania płaszczyzny przekroju w modelu numerycznym odpowiadającej płaszczyźnie obrazowania podczas eksperymentu fizycznego, lub odwrotnie – ustawienia głowicy ultrasonograficznej w płaszczyźnie odpowiadającej przyjętej w modelu. W celu usprawnienia tego aspektu zaproponowanego rozwiązania opracowałem i zaimplementowałem metodę rejestracji położenia głowicy w stanowisku badawczym opisaną w pracy H10 [21]. Działanie metody jest analogiczne do metod analizy ruchu wykorzystywanych w tzw. systemach optoelektronicznych jak np. Vicon [59].

Realizacja metody wyznaczania położenia płaszczyzny obrazowania wymaga umieszczenia dwóch standardowych kamer cyfrowych tak, aby obejmowały swoim polem widzenia obszar, w którym umieszczana jest głowica. Element mocujący głowicę wyposażony jest w co najmniej trzy kontrastowe znaczniki jednoznacznie powiązane z płaszczyzną obrazowania. Umieszczenie w polu widzenia kamer ramki kalibracyjnej zawierającej co najmniej 6 kontrastowych znaczników nie leżących w jednej płaszczyźnie pozwala wyznaczyć, przy pomocy metody DLT (Direct Linear Transform) tzw. „macierze kamer” opisujące jednoznacznie ich położenie w przestrzeni i krzywiznę pola widzenia, czyli dokonanie kalibracji stanowiska. Położenie znaczników umieszczonych na mocowaniu głowicy wyznaczane jest na podstawie położenia tych znaczników na obrazach rejestrowanych przez kamery i „macierzy kamer” metodą triangulacji. Do pracy H10 [21] załączone do pobrania zostały zarówno projekt ramki kalibracyjnej jak i kompletny kod zaimplementowanych metod.

Syntetyczne dane echokardiograficzne

W zakresie tworzenia i użycia syntetycznych danych echokardiograficznych do ilościowej oceny działania metod obrazowania odkształceń przeprowadzone prace podzielić można na wykorzystanie modeli numerycznych procesu deformacji fantomów do generowania syntetycznych danych echokardiograficznych oraz prace, w których wykorzystano istniejące trójwymiarowe dane syntetyczne do przeprowadzenia badań własnej metody obrazowania odkształceń.

Modele numeryczne fantomów jako podstawa tworzenia danych syntetycznych

Jednym z wyników modelowania MES procesu odkształcania fantomów są siatki elementów skończonych (węzłów i ich przynależności do elementów) opisujące chwilową geometrię fantomu w cyklu jego odkształcania. Dobór odpowiedniego kroku symulacji pozwala uzyskać informację o geometrii modelu w chwilach odpowiadających rejestracjom kolejnych klatek danych echokardiograficznych. Zgodnie z opisem zawartym w rozdziale „7. Modele do generacji danych syntetycznych” pracy **H1** [11], wyniki realizowanego przeze mnie modelowania, w powyższej formie, wykorzystywane były przez dra hab. inż. Jakuba Żmigrodzkiego do generowania syntetycznych danych echokardiograficznych i w efekcie do przeprowadzenia szeregu badań opisanych w pracach od **H11** do **H19** [22–30].

W powyższych pracach wykorzystano zarówno modele numeryczne fantomów jednorodnych, jak i z wtrąceniami pełnościennymi oraz niepełnościennymi. Modele te zapewniały nie tylko informację geometryczną potrzebną do tworzenia syntetycznych danych obrazowych, ale także dane referencyjne o deformacji symulowanego obiektu fizycznego poddanego obrazowaniu. Dzięki temu możliwe było przeprowadzenie opisanych w publikacjach ilościowych badań dotyczących wybranych metod estymacji przemieszczeń zarówno istniejących – prace **H11** i **H13** [22,24] jak i nowych **H10** [23]. Badane także były szeroko rozumiane ograniczenia metody obrazowania odkształceń co do rozdzielczości przestrzennej, co opisane zostało w pracach **H15** do **H19** [27–30] a także wpływ składowej przemieszczeń w kierunku prostopadłym do płaszczyzny obrazowania na uzyskiwane wyniki, co opisane zostało w pracy **H14** [25].

Numeryczny model jednorodny do badań nowej metody wyznaczania przemieszczeń

Podczas realizacji prac zmierzających do opracowania nowej metody obrazowania odkształceń opisanych w publikacjach **H11** i **H12** [22,23] wykorzystane zostały symulacje mechaniczne przeprowadzone metodą elementów skończonych przy użyciu oprogramowania Abaqus (Simulia USA). Odkształcenie modelu, symulujące odkształcenie mięśnia sercowego w cyklu pracy, było wymuszane poprzez przyłożenie wewnątrz modelu ciśnienia, o maksymalnej wartości 36 kPa. Ciśnienie w komorze fantomu było zmieniane stopniowo, zgodnie z krzywą opisaną wcześniej (Rysunek 2 Rysunek 15).

Symulacja procesu akwizycji danych ultrasonograficznych, wykorzystująca siatki z modelu MES została wykonana przy użyciu oprogramowania FIELD II [60,61]. W pracy wykorzystane zostały dane w widoku osi krótkiej. W danych wyodrębnionych zostało 288 punktów charakterystycznych stanowiących jednocześnie informację referencyjną o przemieszczeniach obrazowanego obiektu. Średnia wartość bezwzględna przemieszczenia punktu charakterystycznego w trakcie całego cyklu, zarówno w kierunku x, jak i y wyniosła 2,5 mm.

Model jednorodny z zadaniem ruchem prostopadłym do płaszczyzny obrazowania

Badanie opisane w pracy **H14** [25], zrealizowane z użyciem modelu fantomu jednorodnego wymagało w pierwszym kroku zniwelowania ruchu fantomu w poprzek płaszczyzny obrazowania. Metodą odejmowania wektorów przemieszczeń unieruchomiona została linia środkowa ściany widoczna w przekroju osi krótkiej (poprzecznym - SAX). W efekcie amplituda tego ruchu w punktach leżących na

wewnętrznej lub zewnętrznej powierzchni fantomu nie przekraczała 0,53 mm. W kolejnych przypadkach do modelu wprowadzany był dodatkowy ruch wzdłuż osi fantomu o założonej amplitudzie w zakresie do 15 mm. Przebieg czasowy ruchu zgodny był z zaproponowanym znormalizowanym przebiegiem wymuszeń w fantomie (Rysunek 2Rysunek 15).

Modele z wtrąceniami niepełnościnnymi do badań rozdzielczości przestrzennej obrazowania odkształceń

W serii badań opisanych w pracach **H15** do **H19** [26–30] wykorzystano model jednorodny, model z wtrąceniem pełnościnnym oraz dwa modele z wtrąceniem niepełnościnnym. Wtrącenia symulowały zawały niepełnościennie i pełnościennie. Oczekiwano, że w różnych modelach wystąpią różne przezścienne rozkłady odkształceń w porównaniu z modelem jednorodnym. Wtrącenia zostały utworzone analogicznie jak w projektach fizycznych fantomów (Rysunek 11), jako przecięcie cylindra ze ścianą modelu. W badaniach wykorzystano modele z wtrąceniami o średnicy 20 mm i grubości wtrąceń niepełnościennych wynoszącej 5 i 10 mm. Ich objętości odniesiono do typowej objętości segmentów komory serca zgodnie ze standardem AHA-17 [62]. Numeryczny model geometrii komory, utworzony przy użyciu oprogramowania Autodesk Inventor 2012 (Autodesk, San Rafael, CA, USA), został wyeksportowany w formacie CAD do oprogramowania MES Abaqus 6.13-3 (Dassault Systemes Simulia, Providence, RI, USA). Model podzielono na liniowe elementy sześciokątne o ziarnie 3 mm, co pozwoliło uzyskać sześć warstw elementów na grubości ściany. Materiał komory zamodelowano jako hiperelastyczny, izotropowy, z definicją potencjału energii odkształcenia trzeciego rzędu (model Yeoh) i współczynnikiem Poissona równym 0,45. Do określenia stałych materiałowych wykorzystano wcześniejsze dane z badań eksperymentalnych próbek alkoholu poliwinylowego (PVA).

Materiał wtrąceń został zamodelowany jako 2,5 razy sztywniejszy niż materiał pozostałej części ściany poprzez liniowe przeskalowanie eksperymentalnej krzywej naprężenie-odkształcenie o współczynnik 2,5 przed uzyskaniem definicji potencjału energii odkształcenia. Warunki brzegowe zastosowano poprzez unieruchomienie kołnierza mocującego. Model zdeformowano przez przyłożenie obciążenia ciśnieniowego do jego wewnętrznej powierzchni. Krzywą ciśnienia ukształtowano zgodnie z zaproponowanym przebiegiem znormalizowanym (Rysunek 2Rysunek 15). Zmiana objętości w modelu osiągnęła 130 ml i przekroczyła typową wartość fizjologiczną dla zdrowego 70-kilogramowego mężczyzny [63]. Jednak naszym głównym celem było uzyskanie amplitud odkształceń ściany modelu zbliżonych do fizjologicznych.

Wartość ciśnienia 36 kPa została eksperymentalnie wybrana w symulacjach MES i dała szczytowe wartości odkształcenia skurczowego, uśrednione na grubości ściany, w środkowym segmencie jednorodnego fantomu, wynoszące -18%, -33% i 41% odpowiednio w przypadku odkształcenia wzdłużnego (LS), obwodowego (CS) i pełnościennego (RS). Odpowiednie wartości u zdrowych pacjentów opisane w badaniach klinicznych wynoszą $-22,1 \pm 2,2\%$, $-21,8 \pm 4,2\%$ i $59 \pm 14\%$ [64].

Szczytowe wartości LS, uśrednione dla grubości ściany w środkowym segmencie modelu, dla jednorodnego przypadku, wtrącenia o grubości 5 mm, wtrącenia o grubości 10 mm i wtrącenia pełnościennego, przyjmują wartości -18%, -13,6%, -11,8% i -10,4%. Wartości bezwzględne tych trzech ostatnich zmniejszają się o 24%, 34% i 44% w odniesieniu do wartości bezwzględnej pierwszego przypadku, obserwowanego w modelu jednorodnym. Według [65] segmentalne szczytowe skurczowe odkształcenie podłużne zmniejsza się o około 27% między segmentem bez zawału a zawałem niepełnościennym (do 50% pełnościenności) i o około 50% między segmentem bez zawału a zawałem pełnościennym w modelu 17-segmentowym.

Szczytowe wartości LS uzyskane w symulacjach MES dla warstw nasierdziowej, śródściennej i wsierdziowej modelu jednorodnego wynoszą -18,3%, -17,7% i -16,8%. Spadek LS od wsierdzia do

nasierdza w zdrowej komorze w badaniu trójwarstwowym odnotowano u myszy [66] i ludzi [67], a opracowanym przeze mnie model wykazywał podobne zachowanie.

Motyacją dla powyższych prac był fakt, że anizotropia strukturalna ściany lewej komory wpływa na składowe deformacji mięśnia sercowego. Mechanika podłużna jest najbardziej wrażliwa na obecność choroby mięśnia sercowego w warstwie podwierzdziowej. Nienaruszona funkcja środkowej części mięśnia sercowego i nasierdza może skutkować prawidłową lub prawie prawidłową mechaniką obwodową i skrętną. W przeciwieństwie do zawału pełnościennego, w przypadku zawału podwierzdziowego żywotność mięśnia sercowego jest zachowana [68]. Dlatego rozróżnienie między tymi dwoma typami zawału jest ważne, ponieważ można oczekiwać, że kurczliwość serca poprawi się po rewaskularyzacji.

W związku z tym ilościowa ocena przezściennego rozkładu deformacji serca może umożliwić oszacowanie zakresu choroby i uzyskanie wglądu w mechanizmy dysfunkcji lewej komory. Nieinwazyjne badania na ludziach przy użyciu metod obrazowania odkształceń, wskazały na możliwość odróżnienia zawału pełnościennego od zawału niepełnościennego [69,70]. Badania – w większości inwazyjne – zostały przeprowadzone w celu pomiaru przezściennego rozkładu deformacji mięśnia sercowego w modelach zwierzęcych [55,71]. Jednak dane dotyczące pełnościennego gradientu odkształcenia w warunkach klinicznych są skąpe.

Chociaż oferowane przez niektórych producentów (GE, Toshiba) programowanie do posprocesingu umożliwia wyznaczanie odkształceń w warstwach mięśnia sercowego, ich podejście nie zyskało powszechnej akceptacji klinicznej, mimo że stwierdzono, że metody obrazowania odkształceń umożliwiają selektywną ocenę funkcji nasierdza, ściany środkowej i wsierdza zarówno u zwierząt [66,72], jak i u ludzi [67,73,74]. Jednym z ograniczeń może być brak precyzyjnej definicji warstwy.

Wykorzystanie danych syntetycznych do ilościowych badań metod STE

Celem badania opisanego w pracy H20 [31] a wcześniej w postaci doniesienia konferencyjnego [75] było wykorzystanie bazy danych opracowanej przez dra Martino Alessandrini do porównania różnych metod obrazowania odkształceń, zaproponowanych przez grupy badawcze z dużym doświadczeniem w tej dziedzinie⁴. Analizowano pięć technik, które reprezentują najważniejsze rodziny istniejących podejść: dopasowywanie blokowe (block matching - BM), dopasowanie sygnałów o częstotliwości radiowej RFBM, przepływ optyczny oraz elastyczne dopasowanie obrazów. Metody te oceniono pod kątem dokładności wyznaczania przemieszczeń i odkształceń. Dodatkowo, zbadano możliwość wykorzystania uzyskanych pomiarów odkształceń w diagnostyce patologii, takich jak niedokrwienie i dyssynchronia.

Moim wkładem w to badanie była własna implementacja trójwymiarowej metody wyznaczania przemieszczeń opartej na dopasowywaniu blokowym w jej podstawowej wersji. W moim rozwiązaniu

⁴ W pracy uczestniczyli przedstawiciele ośrodków:

- Laboratory on Cardiovascular Imaging and Dynamics, University of Leuven (KU Leuven);
- Philips Research, Medisys, Suresnes, France;
- Department of Bioengineering, University of Washington, Seattle, United States of America;
- Institute for Metrology and Biomedical Engineering, Warsaw University of Technology, Warsaw, Poland – w osobie autora niniejszego wniosku.
- ICVS/3Bs - PT Government Associate Laboratory and the Algorithm Center, University of Minho, Portugal;
- CREATIS, INSA-Lyon, Université Lyon, France;
- Inria-Asclepios Project, Sophia Antipolis, France.

wszystkie węzły siatki były śledzone niezależnie przez cały cykl, bez zastosowania środków wygładzania, regularyzacji czy kontroli jakości. Jako funkcję podobieństwa wykorzystano trójwymiarową znormalizowaną korelację krzyżową (NCC), która przed lokalizacją maksimum była interpolowana w 3D za pomocą sześciennych funkcji B-sklejanych, co pozwalało na osiągnięcie rozdzielczości 1/8 woksela. Zakres wyszukiwania dla każdego bloku ustalono tak, aby uwzględniał maksymalną fizjologiczną prędkość wynoszącą 12 cm/s. Rozmiar jądra (bloku) został dobrany eksperymentalnie na podstawie oceny średnich i medianowych błędów przemieszczeń w zestawie treningowym. Ostateczne oszacowania wykonano przy użyciu jądra o wymiarach 16×16×16 wokseli.

Spośród badanych metod techniki oparte na dopasowywaniu bloków (BM i RFBM) były generalnie mniej dokładne ze względu na większy poziom szumu w wyznaczonych wartościach przemieszczeń, a co za tym idzie – w wartościach odkształceń. Niemniej jednak, metoda BM była dokładniejsza niż RFBM. Co istotne, dokładność BM w przypadku odkształceń wzdluznych (L) i okregznych (C) nie różniła się statystycznie od dokładności osiągananej przez metody oparte na przepływie optycznym czy elastycznym dopasowaniu obrazów.

W pracy **H21** [32] zawarta została dokumentacja przeprowadzonego badania wpływu lokalnych cech danych trójwymiarowych danych echokardiograficznych w postaci przetworzonej (B-mode) na dokładność metody śledzenia przemieszczeń opartych na dopasowywaniu bloków w echokardiografii. Badanie tej samej, opracowanej przeze mnie metody, która opisana została w pracach **H20** [31,75] przeprowadzone zostało na wygenerowanych przez dra Martino Alessandriniego syntetycznych obrazach 3D modelu lewej komory serca. W pracy tej dokonałem jednej z niewielu opisanych w literaturze prób oceny związku między szeregiem lokalnych cech obrazu a błędami śledzenia. Wyniki wskazują na słabą korelację poszczególnych cech z błędami śledzenia, choć model regresji wielokrotnej wykazał umiarkowaną zdolność predykcji błędów. Prace te sugerują, że łączenie cech w modelach może poprawić dokładność estymacji przemieszczeń, co ma znaczenie dla lepszego doboru punktów śledzenia w STE.

Przeprowadzone badanie przyczynia się do rozwoju metod obrazowania odkształceń lewej komory serca. Wykazanie, że łączenie lokalnych cech obrazu w modelach predykcyjnych może poprawić jakość śledzenia, otwiera nowe perspektywy dla bardziej precyzyjnych analiz kardiologicznych. Wyniki sugerują, że dobór punktów śledzenia może zredukować błędy w estymacji deformacji, co ma znaczenie dla diagnostyki chorób serca i oceny skuteczności terapii. Należy zauważyć jednak, że zdolności predykcyjne zaproponowanych metod przewidywania błędów śledzenia na podstawie cech danych są najwyżej umiarkowane.

Wyniki uzyskane w badaniach opisanych zarówno w pracach **H20** [31,75] jak i **H21** [32] wskazują, że metody obrazowania odkształceń mogą osiągać obecnie granice swoich możliwości. Niższa średnia skuteczność opracowanej przeze mnie metody wynikała z pewnej liczby błędów grubych estymacji przemieszczeń (outliers), które nie występowały w przypadku metod opartych o przepływ optyczny czy elastyczne dopasowanie obrazów. Główną przyczyną tej różnicy jest fakt zastosowania w tych metodach różnych sposobów regularyzacji pola przemieszczeń np. przez włączenie funkcji kary gładkości oraz zachowania objętości do algorytmu elastycznego dopasowania obrazów [76].

Podsumowanie

Przedstawione prace skoncentrowane były na dwóch z czterech możliwych źródeł danych wykorzystywanych do ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń w echokardiografii, opisanych we wstępie, na „wykresie kompromisu”: wykorzystaniu fantomów lewej komory serca oraz syntetycznych danych echokardiograficznych.

W zakresie wykorzystania fantomów lewej komory serca przedstawione prace przyczyniły się do znaczącego rozwinięcia i usystematyzowania tego narzędzia. Elementami tych osiągnięć była wypracowana przeze mnie i zastosowana z powodzeniem propozycja usystematyzowanego podejścia do procesu projektowania fantomów wyłącznie z wykorzystaniem modelowania Metodą Elementów Skończonych opisana w pracach **H1** do **H4** [11–14], ale której efekty przełożyły się również na inne badania. Chronologicznie pierwszym osiągnięciem w tym zakresie było opracowanie własnych procedur wytwarzania fantomów na bazie hydrożelu PVA oraz zastosowanie w nich wtrąceń symulujących obszary o obniżonej kurczliwości, scalanych z fantomem bez użycia kleju, które wykorzystane zostały w pracach **H5**, **H6** i **H8** [15–17,19]. Wykazana została również możliwość użycia tego samego stanowiska i fantomów do pracy w MRI, co opisane zostało w pracy **H7** [18].

Dostęp do informacji referencyjnej podczas prac nad metodami obrazowania odkształceń jest jednym z fundamentalnych problemów w tej dziedzinie. Podczas prowadzonych badań jako pierwszy wykorzystałem sonomikrometrię jako źródło informacji referencyjnej na temat lokalnych odkształceń fantomów, co wykorzystane zostało w pracach [16,17] **H6**. Sonomikrometria pozwoliła również na przeprowadzenie zaproponowanej przeze mnie w pracy **H1** [11] kalibracji modelu numerycznego fantomu i wykorzystanie go jako źródła informacji referencyjnej o wartościach odkształceń występujących w materiale fantomu. Uzupełnieniem zaproponowanej tam metodologii jest opracowana metoda wyznaczania płaszczyzny obrazowania w stanowisku opisana w pracy **H10** [21].

W zakresie tworzenia i wykorzystania syntetycznych danych echokardiograficznych do rozwoju i ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń moje prace można podzielić na dwa główne obszary: wykorzystanie modeli MES rozwiniętych w trakcie badań nad fantomami jako podstawy do generowania danych syntetycznych oraz prowadzenie badań nad metodami obrazowania odkształceń, ze szczególnym uwzględnieniem własnej implementacji metody z grupy technik opartych na dopasowaniu blokowym.

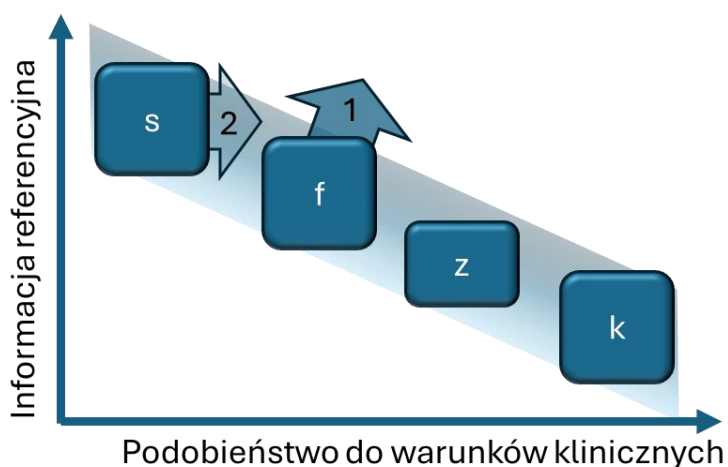
W zakresie wykorzystania modeli MES do stworzenia danych syntetycznych zrealizowane zostały prace, które umożliwiły przeprowadzenie badań propozycji nowych metod obrazowania odkształceń opisane w pracach **H11**, **H12** i **H13** [22–24]. Unikatową pracą jest zrealizowane i opisane w pracy **H14** [25] badanie wpływu ruchu obrazowanych struktur w kierunku prostopadłym do płaszczyzny obrazowania na dokładność wyznaczania przemieszczeń. Opracowane modele numeryczne były również podstawą do przeprowadzonej przez dra hab. inż. Jakuba Żmigrodzkiego serii badań zmierzających do określenia granic możliwości rozdzielczych a co za tym idzie możliwości wykrywania zawałów niepełnościennych przy pomocy istniejących metod obrazowania odkształceń. Niniejsza seria badań opisana została w pracach **H15** do **H19** [26–30].

Opracowana przeze mnie podczas stażu na Uniwersytecie w Leuven (KU Leuven) metoda śledzenia przemieszczeń w trójwymiarowych danych echokardiograficznych pozwoliła na realizację badań jej dokładności, z użyciem istniejących realistycznych syntetycznych danych echokardiograficznych. W pracach **H20** [31,75] opisane zostały wyniki badań porównawczych tej i innych uznanych metod uznanych. W pracy **H21** [32] zawarty został opis unikatowego badania możliwości przewidywania jakości śledzenia przemieszczeń na podstawie lokalnych cech danych echokardiograficznych.

Moje osiągnięcia w zakresie badań metod obrazowania odkształceń w echokardiografii i w mniejszym stopniu tomografii rezonansu magnetycznego rozciągają się w czasie na bez mała 20 lat. Poruszane zagadnienia mają często charakter mocno specjalistyczny, jednak można zauważyć wpływ opisanych przeze mnie prac na stan wiedzy i techniki w skali międzynarodowej. Bezpośrednim efektem mojej działalności były m.in. badania realizowane w jednym z wiodących ośrodków w tej dziedzinie – KU Leuven, opisane m.in. w pracach **H5** i **H6** [15,17] czy badania zlecane przez jednego z wiodących

producentów echokardiografów – koncern GE. W stopniu bardziej pośrednim, wspomnieć można przytoczoną wcześniej pracę [51] zespołu z Uniwersytetu w Bergen (Norwegia), w której opisane zostało stanowisko inspirowane moim, czy też fakt, że twórcy fantomu o kształtach anatomicznych (zespół z Uniwersytetu Minho w Bradze, Portugalia), opisanego w pracy [77] konsultowali ze mną samą procedurę wytwarzania fantomów.

Co raz szersze zastosowanie metod uczenia maszynowego w przeróżnych dziedzinach medycyny, w tym w obrazowaniu odkształceń w echokardiografii sprzyja utrzymaniu zainteresowania fantomami. Dzięki możliwości kontrolowania warunków pracy i dużej powtarzalności nadają się do tworzenia dużych baz danych uczących, niezbędnych dla rozwoju obrazowania odkształceń opartego o metody uczenia maszynowego. Uproszczone postać danych nie pozwoli na wyłączenie danych fantomowych, ale mogą one stanowić cenny materiał do wstępnego trenowania klasyfikatorów lub regresorów, które potem mogą być dotrenowywane na mniej licznych zbiorach danych klinicznych. Silną konkurencją dla danych z fantomów stanowią w tym zakresie syntetyczne dane echokardiograficzne, jednak oba te kierunki są cały czas rozwijane, o czym świadczą np. prace [78,79].



Rysunek 17. "Wykres kompromisu" metod weryfikacji STE – symbolicznie przedstawiony stan obecny. s. - dane syntetyczne, f – modele fizyczne, z – modele zwierzęce, k – dane kliniczne. 1 – wpływ przedstawionych prac w obszarze rozwoju i wykorzystania fantomów lewej komory serca, 2 – wpływ prac związanym z wykorzystaniem realistycznych danych syntetycznych.

Podsumowując, przedstawione wyżej osiągnięcia związane są wprost z jednostkowymi osiągnięciami badawczymi, w podziale na dwa przedstawione we wstępie obszary badawcze. W ramach przeprowadzonych prac, **mój istotny i przeważający udział** dotyczył:

W zakresie wprowadzania innowacji poprzez **wykorzystanie fantomów lewej komory serca**, przedstawiane osiągnięcia jednostkowe wpłynęły na rozwój stanu wiedzy w sposób symbolicznie przedstawiony na „wykresie kompromisu” (Rysunek 17) strzałką „1” i obejmowały:

- Opracowałem i zastosowałem usystematyzowane podejście do procesu projektowania fantomów wyłącznie z wykorzystaniem modelowania Metodą Elementów Skończonych (MES) – prace **H1** do **H4** [11–14].
- Opracowałem procedurę wytwarzania fantomów na bazie hydrożelu PVA oraz zastosowałem w nich wtrąceń symulujących obszary o obniżonej kurczliwości, w tym przystosowanie stanowiska i fantomów do pracy w tomografii rezonansu magnetycznego (MRI) – prace **H5** do **H9** [15–20].

- Zastosowałem sonomikrometrię jako źródło informacji referencyjnej na temat lokalnych odkształceń fantomów – prace **H1 i H6** [11,17].
- Zastosowałem modele numeryczne w postaci modelowania MES jako źródła informacji referencyjnej o wartościach odkształceń występujących w materiale fantomu – prace **H1 i H10** [11,21].

W zakresie **tworzenia i wykorzystania syntetycznych danych echokardiograficznych do rozwoju i ilościowej oceny metod obrazowania odkształceń**, przeprowadzone prace, oraz powiązane z nimi osiągnięcia jednostkowe, można podzielić na:

- Wykorzystanie modeli MES jako podstawy do tworzenia danych syntetycznych, których wykorzystanie umożliwiło:
 - Przeprowadziłem badania propozycji nowych metod obrazowania odkształceń – praca **H11, H12 i H13** [22–24].
 - Przeprowadziłem badania wpływu ruchu obrazowanych struktur w kierunku prostopadłym do płaszczyzny obrazowania na dokładność wyznaczania przemieszczeń – praca **H14** [25].
 - Przeprowadziłem serię badań zmierzających do określenia granic możliwości rozdzielczych istniejących metod obrazowania odkształceń – prace **H15 do H19** [26–30].
- Wykorzystanie istniejących realistycznych syntetycznych danych echokardiograficznych, których rozwój symbolizuje strzałka „2” na „wykresie kompromisu” (Rysunek 17) do ilościowej oceny działania metod obrazowania odkształceń, obejmującego:
 - Przeprowadziłem badania porównawcze istniejących metod obrazowania odkształceń – prac **H20** [31].
 - Wykonałem badanie możliwości przewidywania jakości śledzenia na podstawie lokalnych cech danych echokardiograficznych – praca **H21** [32].

Literatura

1. D’hooge, J.; Barbosa, D.; Gao, H.; Claus, P.; Prater, D.; Hamilton, J.; Lysyansky, P.; Abe, Y.; Ito, Y.; Houle, H.; et al. Two-Dimensional Speckle Tracking Echocardiography: Standardization Efforts Based on Synthetic Ultrasound Data. *European Heart Journal – Cardiovascular Imaging* **2016**, *17*, 693–701, doi:10.1093/ehjci/jev197.
2. Amzulescu, M.S.; De Craene, M.; Langet, H.; Pasquet, A.; Vancraeynest, D.; Pouleur, A.C.; Vanoverschelde, J.L.; Gerber, B.L. Myocardial Strain Imaging: Review of General Principles, Validation, and Sources of Discrepancies. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* **2019**, *20*, 605–619, doi:10.1093/ehjci/jez041.
3. Gherbesi, E.; Gianstefani, S.; Angeli, F.; Ryabenko, K.; Bergamaschi, L.; Armillotta, M.; Guerra, E.; Tuttolomondo, D.; Gaibazzi, N.; Squeri, A.; et al. Myocardial Strain of the Left Ventricle by Speckle Tracking Echocardiography: From Physics to Clinical Practice. *Echocardiography* **2024**, *41*, e15753, doi:10.1111/echo.15753.
4. Thomas, J.D.; Badano, L.P. EACVI-ASE-Industry Initiative to Standardize Deformation Imaging: A Brief Update from the Co-Chairs. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* **2013**, *14*, 1039–1040, doi:10.1093/ehjci/jet184.
5. Voigt, J.-U.; Pedrizzetti, G.; Lysyansky, P.; Marwick, T.H.; Houle, H.; Baumann, R.; Pedri, S.; Ito, Y.; Abe, Y.; Metz, S.; 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. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* **2015**, *16*, 1–11, doi:10.1093/ehjci/jeu184.
6. Mirea, O.; Pagourelas, E.D.; Duchenne, J.; Bogaert, J.; Thomas, J.D.; Badano, L.P.; Voigt, J.-U.; Badano, L.P.; Thomas, J.D.; Hamilton, J.; et al. Variability and Reproducibility of Segmental Longitudinal Strain Measurement. *JACC: Cardiovascular Imaging* **2018**, *11*, 15–24, doi:10.1016/j.jcmg.2017.01.027.
 7. Heyde, B.; Mirea, O.; D'hooge, J. Cardiac Strain and Strain Rate Imaging. In *Ultrasound Elastography for Biomedical Applications and Medicine*; John Wiley & Sons, Ltd, 2018; pp. 143–160 ISBN 978-1-119-02152-0.
 8. Heyde, B.; Bouchez, S.; Thieren, S.; Vandenheuvell, M.; Jasaityte, R.; Barbosa, D.; Claus, P.; Maes, F.; Wouters, P.; D'hooge, J. Elastic Image Registration to Quantify 3-d Regional Myocardial Deformation from Volumetric Ultrasound: Experimental Validation in an Animal Model. *Ultrasound in Medicine and Biology* **2013**, *39*, 1688–1697, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2013.02.463.
 9. Alessandrini, M.; De Craene, M.; Bernard, O.; Giffard-Roisin, S.; Allain, P.; Weese, J.; Saloux, E.; Delingette, H.; Sermesant, M.; D'hooge, J. A Pipeline for the Generation of Realistic 3D Synthetic Echocardiographic Sequences: Methodology and Open-Access Database. *IEEE transactions on medical imaging* **2015**, *34*, 1436–1451, doi:10.1109/TMI.2015.2396632.
 10. Alessandrini, M.; Chakraborty, B.; Heyde, B.; Bernard, O.; De Craene, M.; Sermesant, M.; D'hooge, J. Realistic Vendor-Specific Synthetic Ultrasound Data for Quality Assurance of 2D Speckle Tracking Echocardiography: Simulation Pipeline and Open Access Database. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* **2017**, 1–1, doi:10.1109/TUFFC.2017.2786300.
 11. Cygan, S. *Modelowanie numeryczne fantomów serca na potrzeby obrazowania odkształceń w echokardiografii (Numerical modeling of heart phantoms as a support for strain imaging in echocardiography)*; 1; 1st ed.; Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT: Warszawa, 2019; ISBN 978-83-7837-082-6.
 12. Cygan, S.; Żmigrodzki, J.; Leśniak-Plewińska, B.; Karny, M.; Pakieła, Z.; Kałużyński, K. Influence of Polivinylalcohol Cryogel Material Model in FEM Simulations on Deformation of LV Phantom. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart*; Assen, H. van, Bovendeerd, P., Delhaas, T., Eds.; Lecture Notes in Computer Science; Springer International Publishing, 2015; pp. 313–320 ISBN 978-3-319-20308-9.
 13. Leśniak-Plewińska, B.; Cygan, S.; Żmigrodzki, J.; Kałużyński, K. A New Thick-Walled Conical Model of the Left Ventricle. In *Proceedings of the Computational Vision and Medical Image Processing V-Proceedings of 5th Eccomas Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing, VipIMAGE*; 2015; pp. 273–278.
 14. Lesniak-Plewinska, B.; Zmigrodzki, J.; Cygan, S.; Kaluzynski, K. Novel Measurement Setup for Evaluation of Left Ventricle Motion and Strain Tracking Methods. In *Proceedings of the MEDICAL IMAGING 2017: ULTRASONIC IMAGING AND TOMOGRAPHY*; Duric, N., Heyde, B., Eds.; Spie-Int Soc Optical Engineering: Bellingham, 2017; Vol. 10139, p. UNSP 1013919.
 15. Lesniak-Plewinska, B.; Cygan, S.; Kaluzynski, K.; D'hooge, J.; Zmigrodzki, J.; Kowalik, E.; Kordybach, M.; Kowalski, M. A Dual-Chamber, Thick-Walled Cardiac Phantom for Use in Cardiac Motion and Deformation Imaging by Ultrasound. *Ultrasound Med Biol* **2010**, *36*, 1145–1156, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2010.04.008.
 16. Heyde, B.; Cygan, S.; Choi, H.F.; Lesniak-Plewinska, B.; Barbosa, D.; Elen, A.; Claus, P.; Loeckx, D.; Kaluzynski, K.; D'hooge, J. Three-Dimensional Cardiac Motion and Strain Estimation: A Validation Study in Thick-Walled Univentricular Phantoms. In *Proceedings of the 2010 IEEE Ultrasonics Symposium (IUS)*; 2010; pp. 1534–1537.
 17. Heyde, B.; Cygan, S.; Choi, H.F.; Lesniak-Plewinska, B.; Barbosa, D.; Elen, A.; Claus, P.; Loeckx, D.; Kaluzynski, K.; D'hooge, J. Regional Cardiac Motion and Strain Estimation in Three-Dimensional Echocardiography: A Validation Study in Thick-Walled Univentricular Phantoms. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* **2012**, *59*, 668–682, doi:10.1109/TUFFC.2012.2245.

18. Cygan, S.; Werys, K.; Błaszczuk, Ł.; Kubik, T.; Kałużński, K. Left Ventricle Phantom and Experimental Setup for MRI and Echocardiography – Preliminary Results of Data Acquisitions. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* **2014**, *34*, 19–24, doi:10.1016/j.bbe.2013.12.002.
19. Cygan, S.; Kumor, M.; Żmigrodzki, J.; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużński, K. Left Ventricular Phantoms with Inclusions Simulating Transmural and Non-Transmural Infarctions: FEM and EchoPAC Study. In Proceedings of the Medical Imaging 2017: Ultrasonic Imaging and Tomography; International Society for Optics and Photonics, March 13 2017; Vol. 10139, p. 1013918.
20. Werys, K.; Pieniak, K.; Lesniak-Plewinska, B.; Zmigrodzki, J.; Cygan, S. Validation of the Polyvinyl Alcohol Cryogel with Glycerol as a Material for Phantoms in Magnetic Resonance Imaging. In Proceedings of the 2015 IEEE 8TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT DATA ACQUISITION AND ADVANCED COMPUTING SYSTEMS: TECHNOLOGY AND APPLICATIONS (IDAACS), VOLS 1-2; IEEE: New York, 2015; pp. 656–659.
21. Cygan, S.; Urban, M.; Czyżyk, A.; Żmigrodzki, J. Low-Cost 3D Vision-Based Triangulation System for Ultrasonic Probe Positioning. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* **2024**, *30*, doi:10.2478/pjmpe-2024-0029.
22. Wilczewska, A.; Cygan, S.; Żmigrodzki, J. Displacement Field Estimation for Echocardiography Strain Imaging Using B-Spline Based Elastic Image Registration-Synthetic Data Study. In Proceedings of the RECENT GLOBAL RESEARCH AND EDUCATION: TECHNOLOGICAL CHALLENGES; Jablonski, R., Szewczyk, R., Eds.; Springer-Verlag Berlin: Berlin, 2017; Vol. 519, pp. 309–315.
23. Wilczewska, A.; Cygan, S.; Żmigrodzki, J. Segmentation Enhanced Elastic Image Registration for 2D Speckle Tracking Echocardiography—Performance Study In Silico: *Ultrasonic Imaging* **2022**, doi:10.1177/01617346211068812.
24. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Werys, K.; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużński, K. Block Matching and B-Spline Methods in Deformation Estimation in Synthetic Left Ventricular Model with Nontransmural Infarction. In Proceedings of the MEDICAL IMAGING 2017: ULTRASONIC IMAGING AND TOMOGRAPHY; Duric, N., Heyde, B., Eds.; Spie-Int Soc Optical Engineering: Bellingham, 2017; Vol. 10139, p. UNSP 1013902.
25. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Wilczewska, A.; Kałużński, K. Quantitative Assessment of the Effect of the Out-of-Plane Movement of the Homogenous Ellipsoidal Model of the Left Ventricle on the Deformation Measures Estimated Using 2-D Speckle Tracking - An In-Silico Study. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* **2018**, *65*, 1789–1803, doi:10.1109/TUFFC.2018.2856127.
26. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Leśniak-Plewińska, B.; Kałużński, K. Identification of Subendocardial Infarction—a Feasibility Study Using Synthetic Ultrasonic Image Data of a Left Ventricular Model. *Computational Vision and Medical Image Processing V: Proceedings of the 5th Eccomas Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing (VipIMAGE 2015, Tenerife, Spain, October 19-21, 2015)* **2015**, 137.
27. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Leśniak-Plewińska, B.; Kowalski, M.; Kałużński, K. Effect of Transmural Extent of the Simulated Infarction in a Left Ventricular Model on Displacement and Strain Distribution Estimated from Synthetic Ultrasonic Data. *Ultrasound in Medicine and Biology* **2017**, *43*, 206–217, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2016.08.017.
28. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Kałużński, K. Evaluation of Strain Averaging Area and Strain Estimation Errors in a Spheroidal Left Ventricular Model Using Synthetic Image Data and Speckle Tracking. *BMC Medical Imaging* **2021**, *21*, 105, doi:10.1186/s12880-021-00635-y.
29. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Kałużński, K. Quantitative Evaluation of Segmentation Accuracy of Subsegmental Infarcts Using 2DSTE and Synthetic Ultrasonic Data in a Spheroidal Model of the Left Ventricle. *Biomedical Signal Processing and Control* **2022**, *78*, 103880, doi:10.1016/j.bspc.2022.103880.
30. Żmigrodzki, J.; Cygan, S.; Kałużński, K. Parametrization of Subsegmental Infarcts Using High Spatial Resolution 2DSTE and Synthetic Ultrasonic Data. *Pol. J. Med. Phys. Eng.* **2023**, *29*, 195–207, doi:10.2478/pjmpe-2023-0021.

31. Alessandrini, M.; Heyde, B.; Queiros, S.; Cygan, S.; Zontak, M.; Somphone, O.; Bernard, O.; Sermesant, M.; Delingette, H.; Barbosa, D.; et al. Detailed Evaluation of Five 3D Speckle Tracking Algorithms Using Synthetic Echocardiographic Recordings. *IEEE Transactions on Medical Imaging* **2016**, *35*, 1915–1926, doi:10.1109/TMI.2016.2537848.
32. Cygan, S.; Wilczewska, A.; Kubik, T.; Alessandrini, M. Investigation of the Impact of Local Properties of 3D Data on the Accuracy of Block Matching-Based Speckle Tracking Echocardiography. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* **2024**, *30*, doi:https://doi.org/10.2478/pjmpe-2024-0019.
33. Cygan, S.; Kałużński, K.; Leśniak, B. Displacement Estimation Methods for Elastography—a Phantom Study. *Engineering Mechanics* **2005**, *12*, 361–368.
34. Cygan, S.; Kaluzynski, K.; Lesniak-Plewinska, B. Strain Estimation - A Physical Model Experiment and FEM Modeling. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* **2006**, *12*, 109–119.
35. Cygan, S.; Januszewicz, M. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging of Kidneys - a Phantom Study. *J Ultrason* **2016**, *16*, 329–338, doi:10.15557/JoU.2016.0033.
36. Hall, T.J.; Bilgen, M.; Insana, M.F.; Krouskop, T.A. Phantom Materials for Elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* **1997**, *44*, 1355–1365, doi:10.1109/58.656639.
37. Trawiński, Z.; Wójcik, J.; Nowicki, A.; Olszewski, R.; Balcerzak, A.; Frankowska, E.; Zegadło, A.; Rydzyski, P. Strain Examinations of the Left Ventricle Phantom by Ultrasound and Multislices Computed Tomography Imaging. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* **2015**, *35*, 255–263, doi:10.1016/j.bbe.2015.03.001.
38. Langeland, S.; D'hooge, J.; Claessens, T.; Claus, P.; Verdonck, P.; Suetens, P.; Sutherland, G.R.; Bijmens, B. RF-Based Two-Dimensional Cardiac Strain Estimation: A Validation Study in a Tissue-Mimicking Phantom. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* **2004**, *51*, 1537–1546, doi:10.1109/tuffc.2004.1367495.
39. Kaluzynski, K.; Chen, X.; Emelianov, S.Y.; Skovoroda, A.R.; O'Donnell, M. Strain Rate Imaging Using Two-Dimensional Speckle Tracking. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* **2001**, *48*, 1111–1123, doi:10.1109/58.935730.
40. Claessens, T.; Segers, P.; Verdonck, P. A New Thick-Walled Hydraulic Model of the Left Heart for the Assessment of Blood-Wall Interaction Using Ultrasound. In Proceedings of the Computers in Cardiology, 2004; September 2004; pp. 333–336.
41. Jia, C.; Kim, K.; Weitzel, W.F.; Jia, C.; Rubin, J.M.; Kolias, T.J. P1E-1 Left Ventricular Phantom with Pulsatile Circulation for Ultrasound Strain Rate Imaging. In Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, 2006; 2006; pp. 1317–1320.
42. Fromageau, J.; Brusseau, E.; Vray, D.; Gimenez, G.; Delachartre, P. Characterization of PVA Cryogel for Intravascular Ultrasound Elasticity Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* **2003**, *50*, 1318–1324, doi:10.1109/TUFFC.2003.1244748.
43. Cygan, S.; Żmigrodzki, J.; Leśniak-Plewińska, B.; Karny, M.; Pakieła, Z.; Kałużński, K. Influence of Polyvinylalcohol Cryogel Material Model in FEM Simulations on Deformation of LV Phantom. In Proceedings of the Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics); Assen, H. van, Bovendeerd, P., Delhaas, T., Eds.; Springer International Publishing, June 2015; Vol. 9126, pp. 313–320.
44. Kleijn, S.A.; Pandian, N.G.; Thomas, J.D.; Perez de Isla, L.; Kamp, O.; Zuber, M.; Nihoyannopoulos, P.; Forster, T.; Nesser, H.-J.; Geibel, A.; et al. Normal Reference Values of Left Ventricular Strain Using Three-Dimensional Speckle Tracking Echocardiography: Results from a Multicentre Study. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* **2015**, *16*, 410–416, doi:10.1093/ehjci/jeu213.
45. Hassan, C.M.; Peppas, N.A. Structure and Applications of Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogels Produced by Conventional Crosslinking or by Freezing/Thawing Methods. In *Biopolymers · PVA Hydrogels, Anionic Polymerisation Nanocomposites*; Springer: Berlin, Heidelberg, 2000; pp. 37–65 ISBN 978-3-540-46414-3.
46. Berne, R.M.; Levy, M.N. *Cardiovascular Physiology*; Mosby, 2001; ISBN 978-0-323-01127-3.

47. Cygan, S. *Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń dla potrzeb elastografii w warunkach znacznych odkształceń tkanki*; Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej: Warszawa, 2011;
48. Lesniak-Plewinska, B.; Cygan, S.; Kaluzynski, K.; D'hooge, J.; Zmigrodzki, J.; Kowalski, M.; Kowalik, E. Segmental Strain and Strain Rate in Homogenous and Non-Homogenous PVA Cardiac Phantom. In *Proceedings of the WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL 25, PT 2 - DIAGNOSTIC IMAGING*; Dossel, O., Schlegel, W.C., Eds.; Springer: New York, 2009; Vol. 25, pp. 701–704.
49. Lesniak-Plewinska, B.; Kowalski, M.; Cygan, S.; Kowalik, E.; Kaluzynski, K. Experimental Setup with Dual Chamber Cardiac Phantom for Ultrasonic Elastography. In *Proceedings of the 4TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING*; VanderSloten, J., Verdonck, P., Nyssen, M., Hauelsen, J., Eds.; Springer: New York, 2009; Vol. 22, pp. 559–562.
50. Nowicki, Andrzej. *Wstęp Do Ultrasonografii: Podstawy Fizyczne i Instrumentacja*; Medipage, 2003; ISBN 8391925706.
51. Hjertaas, J.J.; Fosså, H.; Dybdahl, G.L.; Grüner, R.; Lunde, P.; Matri, K. Accuracy of Real-Time Single- and Multi-Beat 3-d Speckle Tracking Echocardiography in Vitro. *Ultrasound Med Biol* **2013**, *39*, 1006–1014, doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2013.01.010.
52. Werys, K. Cardiac Motion Analysis Method Based on Cinematographic MRI. thesis, The Institute of Radioelectronics and Multimedia Technology, 2016.
53. Bogaert, J.; Rademakers, F.E. Regional Nonuniformity of Normal Adult Human Left Ventricle. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* **2001**, *280*, H610–H620, doi:10.1152/ajpheart.2001.280.2.H610.
54. Lee, P.T.; Dweck, M.R.; Prasher, S.; Shah, A.; Humphries, S.E.; Pennell, D.J.; Montgomery, H.E.; Payne, J.R. Left Ventricular Wall Thickness and the Presence of Asymmetric Hypertrophy in Healthy Young Army Recruits: Data from the LARGE Heart Study. *Circulation: Cardiovascular Imaging* **2013**, *6*, 262–267, doi:10.1161/CIRCIMAGING.112.979294.
55. Ishizu, T.; Seo, Y.; Enomoto, Y.; Sugimori, H.; Yamamoto, M.; Machino, T.; Kawamura, R.; Aonuma, K. Experimental Validation of Left Ventricular Transmural Strain Gradient with Echocardiographic Two-Dimensional Speckle Tracking Imaging. *Eur J Echocardiogr* **2010**, *11*, 377–385, doi:10.1093/ejehocardiogr/jep221.
56. Trawiński, Z.; Wójcik, J.; Nowicki, A.; Olszewski, R.; Balcerzak, A.; Frankowska, E.; Zegadło, A.; Rydzyski, P. Strain Examinations of the Left Ventricle Phantom by Ultrasound and Multislices Computed Tomography Imaging. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* **2015**, *35*, 255–263, doi:10.1016/J.BBE.2015.03.001.
57. De Craene, M.; Marchesseau, S.; Heyde, B.; Gao, H.; Alessandrini, M.; Bernard, O.; Piella, G.; Porras, A.R.; Tautz, L.; Hennemuth, A.; et al. 3D Strain Assessment in Ultrasound (Straus): A Synthetic Comparison of Five Tracking Methodologies. *IEEE transactions on medical imaging* **2013**, *32*, 1632–1646, doi:10.1109/TMI.2013.2261823.
58. Wilczewska, A. *Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń lewej komory serca, z użyciem danych echokardiograficznych poprzez elastyczne dopasowanie obrazów, wzbogacone o informacje z segmentacji*. thesis, The Institute of Metrology and Biomedical Engineering, 2024.
59. van der Kruk, E.; Reijne, M.M. Accuracy of Human Motion Capture Systems for Sport Applications; State-of-the-Art Review. *Eur J Sport Sci* **2018**, *18*, 806–819, doi:10.1080/17461391.2018.1463397.
60. Jensen, J.A. FIELD: A Program for Simulating Ultrasound Systems. In *Proceedings of the 10th Nordicbaltic Conference on Biomedical Imaging*, vol. 4, supplement 1, part 1:351–353; 1996; pp. 351–353.
61. Jensen, J.A.; Svendsen, N.B. Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped, Apodized, and Excited Ultrasound Transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* **1992**, *39*, 262–267, doi:10.1109/58.139123.
62. American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging;; Cerqueira, M.D.; Weissman, N.J.; Dilsizian, V.; Jacobs, A.K.; Kaul, S.; Laskey,

- W.K.; Pennell, D.J.; Rumberger, J.A.; Ryan, T.; et al. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart. *Circulation* **2002**, *105*, 539–542, doi:10.1161/hc0402.102975.
63. Maceira, A.M.; Prasad, S.K.; Khan, M.; Pennell, D.J. Normalized Left Ventricular Systolic and Diastolic Function by Steady State Free Precession Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* **2006**, *8*, 417–426, doi:10.1080/10976640600572889.
 64. Kang, S.-J.; Lim, H.-S.; Choi, B.-J.; Choi, S.-Y.; Hwang, G.-S.; Yoon, M.-H.; Tahk, S.-J.; Shin, J.-H. Longitudinal Strain and Torsion Assessed by Two-Dimensional Speckle Tracking Correlate with the Serum Level of Tissue Inhibitor of Matrix Metalloproteinase-1, a Marker of Myocardial Fibrosis, in Patients with Hypertension. *J Am Soc Echocardiogr* **2008**, *21*, 907–911, doi:10.1016/j.echo.2008.01.015.
 65. Gjesdal, O.; Hopp, E.; Vartdal, T.; Lunde, K.; Helle-Valle, T.; Aakhus, S.; Smith, H.-J.; Ihlen, H.; Edvardsen, T. Global Longitudinal Strain Measured by Two-Dimensional Speckle Tracking Echocardiography Is Closely Related to Myocardial Infarct Size in Chronic Ischaemic Heart Disease. *Clinical Science* **2007**, *113*, 287–296, doi:10.1042/CS20070066.
 66. Tee, N.; Gu, Y.; Murni; Shim, W. Comparative Myocardial Deformation in 3 Myocardial Layers in Mice by Speckle Tracking Echocardiography. *BioMed Research International* **2015**, *2015*, e148501, doi:10.1155/2015/148501.
 67. Leitman, M.; Lysiansky, M.; Lysyansky, P.; Friedman, Z.; Tyomkin, V.; Fuchs, T.; Adam, D.; Krakover, R.; Vered, Z. Circumferential and Longitudinal Strain in 3 Myocardial Layers in Normal Subjects and in Patients with Regional Left Ventricular Dysfunction. *Journal of the American Society of Echocardiography* **2010**, *23*, 64–70, doi:10.1016/j.echo.2009.10.004.
 68. Kim, R.J.; Wu, E.; Rafael, A.; Chen, E.L.; Parker, M.A.; Simonetti, O.; Klocke, F.J.; Bonow, R.O.; Judd, R.M. The Use of Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging to Identify Reversible Myocardial Dysfunction. *N Engl J Med* **2000**, *343*, 1445–1453, doi:10.1056/NEJM200011163432003.
 69. Chan, J.; Hanekom, L.; Wong, C.; Leano, R.; Cho, G.-Y.; Marwick, T.H. Differentiation of Subendocardial and Transmural Infarction Using Two-Dimensional Strain Rate Imaging to Assess Short-Axis and Long-Axis Myocardial Function. *J Am Coll Cardiol* **2006**, *48*, 2026–2033, doi:10.1016/j.jacc.2006.07.050.
 70. Zhang, Y.; Chan, A.K.Y.; Yu, C.-M.; Yip, G.W.K.; Fung, J.W.H.; Lam, W.W.M.; So, N.M.C.; Wang, M.; Wu, E.B.; Wong, J.T.; et al. Strain Rate Imaging Differentiates Transmural From Non-Transmural Myocardial Infarction: A Validation Study Using Delayed-Enhancement Magnetic Resonance Imaging. *Journal of the American College of Cardiology* **2005**, *46*, 864–871, doi:10.1016/j.jacc.2005.05.054.
 71. Waldman, L.K.; Fung, Y.C.; Covell, J.W. Transmural Myocardial Deformation in the Canine Left Ventricle. Normal in Vivo Three-Dimensional Finite Strains. *Circ. Res.* **1985**, *57*, 152–163.
 72. Sakurai, D.; Asanuma, T.; Masuda, K.; Hioki, A.; Nakatani, S. Myocardial Layer-Specific Analysis of Ischemic Memory Using Speckle Tracking Echocardiography. *International Journal of Cardiovascular Imaging* **2014**, *30*, 739–748, doi:10.1007/s10554-014-0388-x.
 73. Abate, E.; Hoogslag, G.E.; Leong, D.P.; Bertini, M.; Antoni, M.L.; Nucifora, G.; Joyce, E.; Holman, E.R.; Siebelink, H.-M.J.; Schalij, M.J.; et al. Association between Multilayer Left Ventricular Rotational Mechanics and the Development of Left Ventricular Remodeling after Acute Myocardial Infarction. *Journal of the American Society of Echocardiography* **2014**, *27*, 239–248, doi:10.1016/j.echo.2013.12.009.
 74. Adamu, U.; Schmitz, F.; Becker, M.; Kelm, M.; Hoffmann, R. Advanced Speckle Tracking Echocardiography Allowing a Three-Myocardial Layer-Specific Analysis of Deformation Parameters. *Eur J Echocardiogr* **2009**, *10*, 303–308, doi:10.1093/ejechocard/jen238.
 75. Alessandrini, M.; Heyde, B.; Cygan, S.; Sermesant, M.; Delingette, H.; Bernard, O.; De Craene, M.; D’hooge, J. Elastic Registration vs. Block Matching for Quantification of Cardiac Function with 3D Ultrasound: Initial Results of a Direct Comparison in Silico Based on a New Evaluation Pipeline. In

Proceedings of the Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International; September 2014; pp. 608–611.

76. Heyde, B.; Alessandrini, M.; Hermans, J.; Barbosa, D.; Claus, P.; D’hooge, J. Anatomical Image Registration Using Volume Conservation to Assess Cardiac Deformation From 3D Ultrasound Recordings. *IEEE Trans Med Imaging* **2016**, *35*, 501–511, doi:10.1109/TMI.2015.2479556.
77. Gomes-Fonseca, J.; Morais, P.; Queirós, S.; Veloso, F.; Pinho, A.C.M.; Fonseca, J.C.; Correia-Pinto, J.; Vilaça, J.L. Personalized Dynamic Phantom of the Right and Left Ventricles Based on Patient-Specific Anatomy for Echocardiography Studies — Preliminary Results. In Proceedings of the 2018 IEEE 6th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH); May 2018; pp. 1–7.
78. Mukherjee, T.; Usman, M.; Mehdi, R.R.; Mendiola, E.; Ohayon, J.; Lindquist, D.; Shah, D.; Sadayappan, S.; Pettigrew, R.; Avazmohammadi, R. In-Silico Heart Model Phantom to Validate Cardiac Strain Imaging. *Computers in Biology and Medicine* **2024**, *181*, 109065, doi:10.1016/j.compbiomed.2024.109065.
79. Rocchi, M.; Papangelopoulou, K.; Ingram, M.; Bekhuis, Y.; Claessen, G.; Claus, P.; D’hooge, J.; Donker, D.W.; Meyns, B.; Fresiello, L. A Patient-Specific Echogenic Soft Robotic Left Ventricle Embedded into a Closed-Loop Cardiovascular Simulator for Advanced Device Testing. *APL Bioengineering* **2024**, *8*, doi:10.1063/5.0203653.

5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.

Trzymiesięczny staż w zespole prof. Jana D'hooge w Cardiovascular Imaging & Dynamics Department, Medical Imaging Research Center (MIRC), KU Leuven, Belgia, wrzesień – listopad 2013, w ramach stypendium Centrum Studiów Zaawansowanych Politechniki Warszawskiej.

Bezpośrednim efektem prac realizowanych w KU Leuven są publikacje wchodzące w skład omawianego wyżej osiągnięcia będącego podstawą wniosku habilitacyjnego **H20 i H21** oraz publikacja konferencyjna poprzedzająca pracę **H20**. Prace dotyczyły zaimplementowanej i poddanej badaniom trójwymiarowej metody wyznaczania przemieszczeń na potrzeby obrazowania odkształceń:

1. **Cygan, S.**; Wilczewska, A.; Kubik, T.; Alessandrini, M. Investigation of the Impact of Local Properties of 3D Data on the Accuracy of Block Matching-Based Speckle Tracking Echocardiography. Polish Journal of Medical Physics and Engineering 2024, 30 (3). <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2024-0019>.
2. Alessandrini, M.; Heyde, B.; Queiros, S.; **Cygan, S.**; Zontak, M.; Somphone, O.; Bernard, O.; Sermesant, M.; Delingette, H.; Barbosa, D.; De Craene, M.; Odonnell, M.; Dhooge, J. Detailed Evaluation of Five 3D Speckle Tracking Algorithms Using Synthetic Echocardiographic Recordings. IEEE Transactions on Medical Imaging 2016, 35 (8), 1915–1926. <https://doi.org/10.1109/TMI.2016.2537848>.
3. Alessandrini, M.; Heyde, B.; **Cygan, S.**; Sermesant, M.; Delingette, H.; Bernard, O.; De Craene, M.; D'hooge, J. Elastic Registration vs. Block Matching for Quantification of Cardiac Function with 3D Ultrasound: Initial Results of a Direct Comparison in Silico Based on a New Evaluation Pipeline. In Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International; 2014; pp 608–611. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2014.0149>.

6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.

Osiągnięcia w obszarze dydaktyki

Trzykrotnie byłem nagradzany przez studentów tzw. złotą kredą:

- Złota kreda w kategorii „Złote serce” II miejsce za rok akademicki 2023/2024
- Złota kreda w kategorii „Złote serce” III miejsce za rok akademicki 2021/2022
- Złotą kredę w kategorii „Najlepszy prowadzący ćwiczenia, laboratoria, seminarium, projekt” II miejsce za rok akademicki 2021/2022.

Brałem czynny udział w opracowaniu nowych programów studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna I i II stopnia, zarówno w zakresie założeń, konstrukcji i dokumentacji samego programu, jak i przez opracowanie autorskie programów nowych przedmiotów (Nagroda II stopnia Rektora PW za działalność organizacyjną z rok 2019/2020).

Byłem promotorem pomocniczym 3 rozpraw doktorskich (wymienione niżej w „Promotorstwo pomocnicze w przewodach doktorskich”), promotorem 31 prac magisterskich i 56 prac inżynierskich.

Mam swój wkład autorski w zakresie opracowania treści kształcenia w ramach następujących przedmiotów:

- Wyłącznie autorstwo przedmiotu „Applications of ultrasound” oferowanego na I stopniu studiów na kierunku Mechatronics, obejmującego wykład i laboratorium.
- Współautorstwo i koordynacja przedmiotu „Biomechanika inżynierska” oferowanego na I stopniu studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna, obejmującego wykład i laboratorium.
- Współautorstwo i koordynacja przedmiotu „Elektroniczna aparatura medyczna” oferowanego na I stopniu studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna, obejmującego wykład i laboratorium.
- Współautorstwo ćwiczeń laboratoryjnych oraz zadań projektowych przedmiotu „Przetwarzanie Sygnałów Biomedycznych” oferowanego na II stopniu studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna.
- Autorstwo i współautorstwo ćwiczeń laboratoryjnych przedmiotu „Zaawansowane Techniki Przetwarzania Obrazowych Danych Medycznych” oferowanego na I stopniu studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna.
- Autorstwo i współautorstwo ćwiczeń laboratoryjnych przedmiotu „Technika Ultradźwiękowa w Diagnostyce Medycznej” oferowanego na I stopniu studiów na kierunku Inżynieria Biomedyczna.
- Opracowanie i prowadzenie wykładu „Systemy operacyjne czasu rzeczywistego” w ramach przedmiotu „Systemy mikroprocesorowe w mechatronice” na studiach II stopnia, na kierunku Mechatronika, Wydział Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, w latach 2010-2016

Osiągnięcia organizacyjne

W działalność organizacyjną na rzecz uczelni zacząłem się angażować już na etapie studiów doktoranckich. Pełnione przeze mnie funkcje i role obejmują m.in.:

- Prodziekan ds. studenckich i promocji Wydziału Mechatroniki PW w kadencji 2024-2028.

- Współautor wniosku i członek zespołu realizującego zadanie dot. modyfikacji programu i wdrożenia nowych form kształcenia na studiach II stopnia kierunku Inżynieria Biomedyczna w ramach realizowanego w PW projektu OMNIS2 Otwartość. Modernizacja. Nowoczesność. Integracja. Społeczność. Projekt realizowany w ramach programu Fundusze Europejskie dla Rozwoju Społecznego 2021-2027 (FERS) współfinansowanego ze środków Europejskiego Funduszu Społecznego Plus (EFS+). Wysokość dofinansowania 14 327 170,36 PLN.
- Członek Rady Naukowej Dyscypliny Inżynieria Biomedyczna w kadencji 2020-2024 oraz kadencji 2024-2028.
- Członek Zespołu ds. Oceny Nauczycieli Akademickich i Ewaluacji RND IB PW w kadencji 2020-2024 – brał czynny udział w przygotowaniu dokumentacji do ewaluacji uczelni (wiodący udział w opracowaniu dokumentacji do kryterium III ewaluacji).
- Członek Komisji ds. Grantów RND IB PW w kadencji 2020-2024.
- Przedstawiciel pracowników badawczo-dydaktycznych nieposiadających stopnia doktora habilitowanego do Rady Wydziału Mechatroniki (z wyboru) w kadencjach 2016-2020, 2020-2024 oraz 2024-2028, przy czym w obecnej kadencji członkostwo w Radzie wynika z pełnionej funkcji prodziekana.
- Opiekun specjalności Aparatura Biomedyczna oraz specjalności Informatyka Biomedyczna na studiach I stopnia kierunku Inżynieria Biomedyczna na Wydziale Mechatroniki – od 2020.
- Członek uczelnianej Komisji Dyscyplinarnej ds. Studentów i Doktorantów Politechniki Warszawskiej, kadencja 2012-2016.
- Pełnomocnik Dyrektora Instytutu Metrologii i Inżynierii Biomedycznej Politechniki Warszawskiej ds. Dydaktyki, 2012-2024.
- Członek wydziałowej Komisji Bibliotecznej Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, od 2016.
- Przedstawiciel Politechniki Warszawskiej w Platformie Transferu Technologii konsorcjum Centrum Badań Przedklinicznych i Technologii w latach 2011 – 2013.

Osiągnięcia w zakresie popularyzacji nauki

- Wykładowca PW Junior w roku akademickim 2017/18 – wykład pt. „Inżynieria Biomedyczna”.
- Poprowadzenie pojedynczej lekcji dla uczniów VII klasy szkoły podstawowej pt. „Inżynieria biomedyczna”.
- Od roku 2023 współorganizator i prowadzący prezentacje laboratoriów Wydziału Mechatroniki PW dla uczniów szkół średnich.
- Wykładowca Uniwersytetu Trzeciego Wieku PW w roku akademickim 2023/24 – wykłady pt. „Ultrasonografia – jak to działa i czy może szkodzić” oraz „Ruch człowieka – niby oczywistość, a ciągle jest co badać”.

7. Inne informacje, ważne z punktu widzenia kariery zawodowej.

Promotorstwo pomocnicze w przewodach doktorskich

Dotychczas pełniłem rolę promotora pomocniczego w 3 przewodach doktorskich, które zakończyły się nadaniem stopnia doktora:

- **dr inż. Michał Włodziński** – rozprawa pt. „Metoda wyznaczania charakterystyk częstotliwościowych impedancji elektrycznej tkanek z zastosowaniem wymuszeń szerokopasmowych”, Wydział Mechatroniki, data obrony: 24-05-2017, data nadania stopnia: 31-05-2017, promotor: prof. dr hab. inż. Tadeusz Pałko.
- **dr inż. Barbara Łysoń** – rozprawa pt. „Metoda projektowania nowej zindywidualizowanej ortozy stawu skokowego”, Rada Naukowa Dyscypliny Inżynieria Biomedyczna Politechniki Warszawskiej (RND/RNDIBPW), data obrony: 03-02-2021, Data nadania stopnia: 10-02-2021, promotor: dr hab. inż. Monika Kwacz, prof. PW.
- **dr inż. Aleksandra Wilczewska** – rozprawa pt. „Metoda wyznaczania przemieszczeń i odkształceń lewej komory serca, z użyciem danych echokardiograficznych poprzez elastyczne dopasowanie obrazów, wzbogacone o informację z segmentacji”, Rada Naukowa Dyscypliny Inżynieria Biomedyczna Politechniki Warszawskiej (RND/RNDIBPW), data obrony: 09-10-2024, data nadania stopnia: 23-10-2024, promotor: dr hab. inż. Jakub Żmigrodzki.

Współpraca z przemysłem

Invis sp. z o. o.

Od 2020 współpracuję i posiadam udziały w firmie Invis sp. z o. o. pełniąc rolę eksperta technologii m.in. w zakresie strategii rozwoju firmy. W ramach tej współpracy brałem udział m.in. w:

- Tworzeniu 3 wniosków grantowych do programu BridgeAlfa, wszystkie trzy granty uzyskały finansowanie, w jednym z nich pełniłem rolę **kierownika B+R** (projekt realizowany przez spółkę zależną True Moves sp. z o.o.) – granty zakończone.
- Tworzeniu wniosku grantowego (w roli kierownika B+R) do programu FENG, ścieżka SMART – wniosek złożony w październiku 2023, przeszedł ocenę formalną oraz turę poprawek po panelu ekspertów, nadal oczekuje na ostateczną decyzję.
- Opracowywaniu rozwiązań i tworzeniu 2 zgłoszeń patentowych i 1 zgłoszenia wzoru użytkowego, złożonych w Urzędzie Patentowym w 2024 roku – w jednym ze zgłoszeń patentowych jestem pierwszym autorem, to samo zgłoszenie zostało złożone również w procedurze PCT w lutym 2025.
- Targach IFA Berlin 2023 na zaproszenie European Innovation Council. Byliśmy jedną z 20 innowacyjnych firm europejskich wystawiających się w dedykowanej strefie targów oraz jako jedna z 10 firm zostaliśmy zaproszeni do wzięcia udziału w warsztatach AI Experience Day współorganizowanych przez Merantix Berlin.

Virtual Sport LTD

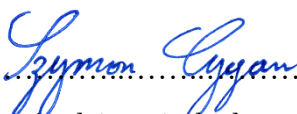
Od 2020 współpracuję z firmą Virtual Sport Ltd (Izrael) pełniąc rolę głównego naukowca. W ramach tej współpracy brałem udział m.in. w:

- Tworzeniu trzech wniosków o granty z różnych źródeł, z czego finansowanie uzyskał jeden, z programu ActPHAST 4.0 realizowany następnie we współpracy z Politechniką Warszawską.
- Opracowaniu rozwiązań i tworzeniu jednego zgłoszenia patentowego. Opracowane zostało pełne zgłoszenie patentowe, ale ze względów biznesowych (w tym wybuchu konfliktu zbrojnego w Izraelu) złożone zostało jako tzw. provisional patent application w kwietniu 2024 w Urzędzie Patentowym Stanów Zjednoczonych.

Odznaczenia

Dotychczas zostałem uhonorowany:

- Medalem Brązowym za Długoletnią Służbę (2023),
- Medalem Komisji Narodowej (2022).

.....

(podpis wnioskodawcy)