
Mgr Iwona Walecka

**Rzetelność i przydatność aplikacji EliteHRV z opaską na klatkę piersiową
w pomiarze zmienności zatokowego rytmu serca
u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych**

Validity and usefulness of the EliteHRV application with a chest strap in
measuring heart rate variability in pediatric cardiac patients

Rozprawa doktorska na stopień doktora
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki o zdrowiu
przedkładana Radzie Dyscypliny Nauk o Zdrowiu
Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Promotor: Prof. dr hab. n. med. Bożena Werner
Promotor pomocniczy: dr n. o zdr. Jakub Gąsior
Klinika Kardiologii Wieku Dziecięcego i Pediatrii Ogólnej
Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Warszawa, 2025 r.

Słowa kluczowe: autonomiczny układ nerwowy; wrodzone wady serca; Elite HRV; zmienność zatokowego rytmu serca; przegląd systematyczny; asymetria rytmu serca; walidacja;

Key Words: autonomic nervous system; congenital heart disease/defects; Elite HRV; heart rate variability; scoping review; heart rate asymmetry; validity;

Dziękuję Promotorom rozprawy doktorskiej, Pani Prof. dr hab. n. med. Bożenie Werner i Panu dr n. o zdr. Jakubowi Gąsiorowi za pomoc koncepcyjną i merytoryczną podczas prowadzonych badań i przygotowania publikacji naukowych, poświęcony czas oraz troskę o mój rozwój naukowy.

Dziękuję wszystkim pacjentom, którzy wzięli udział w moim badaniu.

Niniejszą pracę dedykuję moim Rodzicom, dziękuję za wiarę w moje możliwości, słowa zachęty i nieocenione wsparcie w ciągu całej mojej drogi zawodowej i naukowej.

Spis Treści

1. Wykaz stosowanych skrótów	6
2. Streszczenie w języku polskim	9
3. Streszczenie w języku angielskim.....	12
4. Wstęp	15
4.1. Autonomiczny układ nerwowy	16
4.2. Regulacja częstości skurczów serca przez AUN	16
4.3. Zmienność zatokowego rytmu serca	17
4.3.1. Metody liniowe czasowe	19
4.3.2. Metody liniowe częstotliwościowe.....	20
4.3.3. Metody nieliniowe	21
4.4. Definicja asymetrii rytmu serca (HRA) oraz HRA u dzieci.....	22
4.5. Przenośne/mobilne czujniki do monitorowania rytmu serca	23
5. Założenia i cel pracy	25
6. Material i metody	26
6.1. Uczestnicy badania	26
6.2. Protokół pomiarowy	26
6.3. Uzyskanie danych.....	27
6.4. Częstość oddechów.....	27
6.5. Analiza zmienności rytmu zatokowego (HRV)	27
6.5.1. Etap I: Analiza statystyczna zgodności parametrów HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	31
6.6. Asymetria rytmu serca (HRA).....	31
6.6.1. Etap II: Przegląd piśmiennictwa HRA u dzieci.....	31
6.6.2. Etap III: Analiza asymetrii rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	32
6.6.3. Analiza statystyczna zgodności parametrów HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	33
7. Wyniki	34
7.1. Etap I: Wyniki oceny krótkoterminowej zmienności zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.....	34
7.1.1. Uczestnicy	34
7.1.2. Analiza statystyczna zgodności parametrów HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	34
7.2. Etap II: Wyniki – Przegląd piśmiennictwa HRA u dzieci	40
7.2.1. Selekcja badań	40
7.2.2. Charakterystyka badań	40

7.2.3.	Rejestracja RRI	41
7.2.4.	Analiza HRA	41
7.3.	Etap III: Wyniki – Asymetria rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	44
7.3.1.	Uczestnicy	44
7.3.2.	Analiza statystyczna zgodności parametrów HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	44
7.3.3.	Rozbieżności w asymetrii rytmu serca pomiędzy Elite HRV z wykorzystaniem Polar H10 a EKG u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.....	45
8.	Dyskusja	47
8.1.	Etap I: Zmienność zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych	47
8.2.	Etap II: Przegląd literatury – asymetria rytmu serca u dzieci.....	49
8.3.	Etap III: Analiza asymetrii rytmu serca u dzieci	50
9.	Ograniczenia badania	51
10.	Wnioski	52
11.	Bibliografia	53
12.	Spis tabel	61
13.	Spis rycin	62
14.	Załączniki.....	63
15.	Opinia Komisji Bioetycznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego.....	67

1. Wykaz stosowanych skrótów

Skrót	Pełna nazwa w języku angielskim Pełna nazwa w języku polskim
ADHD	<i>attention deficit hyperactivity disorder</i> zespół nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi
ARi	<i>monotonic acceleration run of RR intervals of length i</i> przebieg monotoniczny przyspieszający interwałów RR o długości i
AUN	<i>autonomic nervous system</i> autonomiczny układ nerwowy
ApEn	<i>Approximate Entropy</i> entropia aproksymacji rytmu serca
BMI	<i>body mass index</i> wskaźnik masy ciała
C1d (GI, Guzik's index)	<i>contribution of HR decelerations to short-term HRV</i> udział zwolnień w krótkoterminowej HRV
C2d	<i>contribution of HR decelerations to long-term HRV</i> udział zwolnień w długoterminowej HRV
CHD	<i>congenital heart disease/defects</i> wrodzone wady serca
CI	<i>confidence interval</i> przedział ufności
CTd	<i>contribution of HR decelerations to total HRV</i> udział zwolnień HR w całkowitej HRV
DFA α 1	<i>detrended short-term fluctuations</i> beztrendowa analiza fluktuacji krótkoterminowych
DRi	<i>monotonic deceleration run of RR intervals of length i</i> przebieg monotoniczny zwalniający interwałów RR o długości i
EKG (ECG)	<i>electrocardiogram</i> 12-odprowadzeniowe badanie elektrokardiograficzne
Elite HRV	<i>Elite HRV application</i> aplikacja Elite HRV
HF	high-frequency wysoka częstotliwość
HR	<i>heart rate</i> częstość rytmu serca
HRA	<i>heart rate asymmetry</i> asymetria rytmu serca
HRM	<i>heart rate monitor</i> monitor pracy serca
HRV	<i>heart rate variability</i> zmienność zatokowego rytmu serca
ICC	<i>Intraclass Correlation Coefficient</i> Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej
IQR	<i>interquartile range</i>

	rozstęp międzykwartylowy
LF	<i>low-frequency</i> niska częstotliwość
LF/HF	<i>the ratio of low-frequency power to high-frequency power – reflects the sympathetic-parasympathetic balance</i> stosunek mocy widma w zakresie niskiej częstotliwości do mocy widma w zakresie wysokiej częstotliwości
LoA	<i>Limits of Agreement</i> granice zgodności
MDD	<i>major depressive disorder</i> ciężkie zaburzenie depresyjne
Mean HR (mHR)	<i>mean heart rate</i> średnia częstość rytmu serca
Mean RR (mRR)	<i>mean RR interval</i> średnie interwały RR
MeSH	<i>Medical Subject Headings</i> słownik terminologii medycznej
NN50	<i>number of adjacent NN intervals that differ from each other by more than 50 ms</i> liczba par kolejnych odstępów NN różniących się od siebie o więcej niż 50 ms
NRi	<i>monotonic neutral run of RR intervals of length i</i> przebieg monotoniczny neutralny interwałów RR o długości i
PI	<i>Porta's index</i> wskaźnik Porty
PICO	<i>Patient/Problem/Population, Intervention, Comparison, Outcome; tool to formulate research questions</i> Pacjent/Problem/Populacja, Interwencja, Porównanie, Wynik; narzędzie do formułowania pytań badawczych
PRISMA	<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i> Wytyczne dla przeglądów systematycznych PRISMA
RMSSD	<i>root mean square of successive R-R interval differences</i> pierwiastek kwadratowy ze średniej arytmetycznej kwadratów różnic pomiędzy kolejnymi odstępami RR
RRi	<i>RR interval</i> interwały RR
RSA	<i>respiratory sinus arrhythmia</i> niemiarowość zatokowa oddechowa
RespRate	<i>respiratory rate</i> częstość oddechów
SampEn	<i>Sample Entropy</i> entropia próbki
SD	<i>standard deviation</i> odchylenie standardowe

SD1	<i>square root of short-term HRV variance</i> pierwiastek kwadratowy z wariancji krótkoterminowej HRV
SD1a	<i>SD1 accelerations</i> pierwiastek kwadratowy części wariancji krótkoterminowej pochodzącej z przyspieszeń rytmu serca
SD1d	<i>SD1 decelerations</i> pierwiastek kwadratowy części wariancji krótkoterminowej pochodzącej ze zwolnień rytmu serca
SD2	<i>square root of long-term HRV variance</i> pierwiastek kwadratowy z wariancji długoterminowej HRV
SD2/SD1	<i>ratio between SD2 and SD1</i> stosunek SD2 do SD1
SD2a	<i>SD2 accelerations</i> pierwiastek kwadratowy części wariancji długoterminowej pochodzącej z przyspieszeń rytmu serca
SD2d	<i>SD2 decelerations</i> pierwiastek kwadratowy części wariancji długoterminowej pochodzącej ze zwolnień rytmu serca
SDNN	<i>standard deviation of RR intervals</i> odchylenie standardowe odstępów NN
SDANN	<i>standard deviation of the average NN intervals</i> odchylenie standardowe średnich odstępów NN
SDNNa	<i>SDNN accelerations</i> pierwiastek kwadratowy części całkowitej wariancji pochodzącej z przyspieszeń rytmu serca
SDNNd	<i>SDNN decelerations</i> pierwiastek kwadratowy części całkowitej wariancji pochodzącej ze zwolnień rytmu serca
SWC	<i>Smallest Worthwhile Change</i> najmniejsza istotna zmiana
pNN50	<i>percentage of RR intervals differing >50 ms from the preceding one</i> procentowy udział par odstępów NN różniących się o ponad 50 ms w stosunku do całkowitej liczby odstępów NN
TP	<i>total power</i> całkowita moc widma
ULF	<i>ultra low frequency</i> ultraniska częstotliwość
VLF	<i>very low frequency</i> bardzo niska częstotliwość

2. Streszczenie w języku polskim

Rzetelność i przydatność aplikacji EliteHRV z opaską na klatkę piersiową w pomiarze zmienności zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

U pacjentów z wrodzonymi wadami serca (ang. *congenital heart disease/defects*, CHD) obserwuje się zaburzenia funkcji autonomicznego układu nerwowego (AUN). Do nieinwazyjnej oceny aktywności AUN wykorzystywana jest powszechnie analiza zmienności zatokowego rytmu serca (ang. *heart rate variability*, HRV). HRV to kompleksowa analiza oscylacji w przerwach między kolejnymi uderzeniami serca, a precyzyjniej - w odstępach między punktami R w kompleksie QRS. Wysoka zmienność rytmu serca koreluje z lepszą tolerancją stresu, wyższą efektywnością procesów regeneracyjnych, korzystniejszym profilem zdrowia psychicznego i fizycznego, a także niższym ryzykiem wystąpienia zdarzeń sercowo-naczyniowych i zgonu.

Pomimo rosnącego zainteresowania HRV w badaniach populacyjnych i klinicznych, jej zastosowanie w praktyce kardiologii dziecięcej, zwłaszcza w kontekście CHD, pozostaje ograniczone. Złotym standardem rejestracji interwałów RR (ang. *RR intervals*, RRI) wykorzystywanych w analizie HRV pozostaje elektrokardiografia (EKG) zapewniająca wysoką precyzję i wiarygodność pomiarów. W ostatnich dekadach obserwuje się rosnące zainteresowanie wykorzystaniem alternatywnych metod rejestracji interwałów RR i pomiaru HRV, takich jak m.in. monitory pracy serca (ang. *heart rate monitors*, HRM) oraz aplikacje mobilne. Aby nowe urządzenie mogło zostać wdrożone do użytku klinicznego, konieczna jest jego walidacja względem złotego standardu. Urządzenia HRM współpracujące z aplikacjami mobilnymi lub smartwatchami zostały dotychczas zwalidowane względem EKG w populacjach dzieci zdrowych oraz z otyłością.

Rozprawa doktorska składa się z trzech etapów posiadających określone cele:

- I. Etap:** Ocena zgodności i wiarygodności krótkoterminowych pomiarów odstępów RRI uzyskanych za pomocą aplikacji Elite HRV połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10, w porównaniu z EKG do analizy HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych w spoczynku.
- II. Etap:** Systematyczny przegląd anglojęzycznego piśmiennictwa dotyczącego asymetrii rytmu serca (ang. *heart rate asymmetry*, HRA) u dzieci.
- III. Etap:**

-
- a. Ocena zgodności krótkoterminowych zapisów RRI uzyskanych za pomocą aplikacji Elite HRV połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10 do analizy asymetrii rytmu serca (HRA) w porównaniu z EKG, na podstawie 5-minutowych zapisów w warunkach stacjonarnych u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.
 - b. Analiza związku wieku, płci oraz szczegółowego rozpoznania klinicznego z różnicami w wartościach parametrów HRA pomiędzy aplikacją Elite HRV połączoną z opaską na klatkę piersiową Polar H10 a standardowym zapisem EKG.

W **Etapie I** pracy przeanalizowano dane 114 dzieci (58 chłopców i 56 dziewczynek, w wieku 3–17 lat). W warunkach szpitalnych przeprowadzono jednoczesny pomiar RRI w pozycji leżącej wykorzystując aplikację Elite HRV połączoną z opaską na klatkę piersiową Polar H10 oraz 12-odprowadzeniowe EKG. Krótkoterminowe parametry HRV (5 minut) obliczono korzystając z bezpłatnej wersji oprogramowania Kubios. Do oceny zgodności zastosowano współczynniki korelacji wewnątrzklasowej (ang. *Intraclass Correlation Coefficient*, ICC), analizę Bland-Altman oraz wielkości efektu. Uzyskano wysoką zgodność między uzyskanymi wynikami z dwóch narzędzi, a różnice mieściły się w przedziałach ufności. Dodatkowo, wykazano, że wskazane jest również przeprowadzenie walidacji dokładności pomiarów HRV także dla innych klas nieliniowych parametrów, takich jak asymetria rytmu serca czy dynamika symboliczna u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.

W związku z tym, w **Etapie II** badania, przeprowadzono systematyczny przegląd piśmiennictwa dotyczący jednej z grup parametrów nieliniowych tj. asymetrii rytmu serca (HRA), u dzieci. HRA jest definiowana jako nierównowaga między zwolnieniami a przyspieszeniami rytmu serca, mająca istotny wpływ na HRV. Wykazano, że wskaźniki HRA dostarczają dodatkowych informacji diagnostycznych u dorosłych, jednak ich zastosowanie u dzieci pozostaje na niskim poziomie. Przegląd przeprowadzono zgodnie z wytycznymi PRISMA, analizując publikacje z lat 2000–2025 wyszukiwanych w pięciu bazach danych. Spośród zidentyfikowanych 16 prac, do analizy włączono 4 pełnotekstowe publikacje spełniające kryteria. Uważa się, że HRA może wspomagać identyfikację dysregulacji neurokardiologicznej i pełnić rolę wskaźnika prognostycznego przyszłych niekorzystnych zdarzeń sercowo-naczyniowych u dzieci.

W **Etapie III** dokonano analizy HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. Dotychczas nie przeprowadzono badań oceniających HRA w spoczynku w tej grupie pacjentów z wykorzystaniem urządzeń mobilnych. Analiza HRA z urządzeń mobilnych może być bardziej

obciążona zakłóceniami sygnału niż analiza HRV, ponieważ HRA cechuje się większą wrażliwością na mikrofluktuacje sygnału. Celem badania była ocena zgodności parametrów HRA obliczonych na podstawie krótkoterminowych (5-minutowych) odstępów RRI rejestrowanych za pomocą monitora tętna i EKG w warunkach stacjonarnych. Dodatkowo, dokonano analizy związku wieku, płci i rozpoznania klinicznego z rozbieżnościami pomiędzy parametrami HRA uzyskanymi obiema metodami u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że aplikacja Elite HRV w połączeniu z opaską na klatkę piersiową Polar H10, stanowi wiarygodne narzędzie do krótkoterminowej analizy HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. Polar H10 wraz z EliteHRV może być również wykorzystywany w codziennym monitorowaniu RRI, służącym do oceny wybranych parametrów HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych w warunkach spoczynkowych. Rozbieżności pomiędzy pomiarami RRI wykonanymi za pomocą Polar H10 a zapisem EKG dotyczą głównie pacjentów z zaburzeniami rytmu serca. Konieczne są dalsze badania nad mechanizmami oraz klinicznym znaczeniem HRA w populacji dziecięcej.

3. Streszczenie w języku angielskim

Validity and usefulness of the EliteHRV application with a chest strap in measuring heart rate variability in pediatric cardiac patients

Patients with congenital heart disease/defects (CHD) frequently exhibit disturbances in the autonomic nervous system (ANS) function. One of the key non-invasive methods for assessing ANS activity is heart rate variability (HRV) analysis. HRV is a comprehensive evaluation of oscillations in the intervals between consecutive heartbeats, more precisely - in the intervals between R points in the QRS complex. High HRV is associated with better stress tolerance, enhanced regenerative processes, a more favorable mental and physical health profile, and a lower risk of cardiovascular events and mortality.

Despite growing interest in HRV in both population-based and clinical studies, its application in pediatric cardiology practice, especially in the context of CHD, remains limited. The gold standard for recording RR intervals (RRi) used in HRV analysis is electrocardiography (ECG), which ensures high precision and reliability of measurements. In recent decades, there has been increasing interest in alternative methods of RRi recording and HRV measurement, such as heart rate monitors (HRM) and mobile applications. For any new device to be implemented in clinical practice, validation against the gold standard is essential. HRM devices integrated with mobile apps or smartwatches have already been validated against ECG in populations of healthy and obese children.

The doctoral dissertation consists of three stages, each with specific objectives:

- I. Stage:** Evaluation of the agreement and reliability of short-term RRi measurements obtained using the Elite HRV application paired with the Polar H10 chest strap, compared to ECG for HRV analysis in pediatric cardiology patients at rest.
- II. Stage:** A systematic review of English-language literature on heart rate asymmetry (HRA) in children.
- III. Stage:**
 - a. Assessment of the agreement of short-term RRi recordings obtained via the Elite HRV app and Polar H10 chest strap for HRA analysis, compared to ECG, based on 5-minute stationary recordings in pediatric cardiology patients.
 - b. Analysis of the relationship between age, sex, and detailed clinical diagnosis and the differences in HRA parameters obtained using the Elite HRV application paired with the Polar H10 chest strap versus standard ECG recordings.

In **Stage I**, data from 114 children (58 boys and 56 girls, aged 3–17 years) were analyzed. In a hospital setting, simultaneous RRi measurements were taken in a supine position using the Elite HRV app with the Polar H10 chest strap and a 12-lead ECG. Short-term HRV parameters (5 minutes) were calculated using the free version of Kubios software. Agreement was assessed using intraclass correlation coefficients (ICC), Bland-Altman analysis, and effect sizes. A high level of agreement was observed between the results obtained from the two tools, with differences falling within the respective confidence intervals. Additionally, the study highlighted the need to validate HRV measurement accuracy for other nonlinear parameters, such as heart rate asymmetry and symbolic dynamics, in pediatric cardiology patients.

Therefore, **Stage II** involved a systematic literature review focusing on one group of nonlinear parameters—heart rate asymmetry (HRA) in children. HRA is defined as the imbalance between heart rate decelerations and accelerations, which significantly influences HRV. It has been shown that HRA indices provide additional diagnostic information in adults, but their application in children remains limited. The review was conducted according to PRISMA guidelines, analyzing publications from 2000 to 2025 identified across five databases. Of the 16 identified studies, 4 full-text articles met the inclusion criteria and were included in the analysis. HRA is considered a potential tool for identifying neurocardiological dysregulation and serving as a prognostic indicator for future adverse cardiovascular events in children.

Stage III focused on analyzing HRA in pediatric cardiac patients. To date, no studies have assessed resting HRA in this patient group using mobile devices. HRA analysis based on data from mobile devices may be more susceptible to signal disturbances than HRV analysis, as HRA is characterized by greater sensitivity to microfluctuations in the signal. The aim was to evaluate the agreement of HRA parameters calculated from short-term (5-minute) RRi recorded via HRM and ECG under stationary conditions. Additionally, the relationship between age, sex, and clinical diagnosis and the discrepancies in HRA parameters obtained using both methods was analyzed in pediatric cardiac patients.

Based on the conducted research, it has been determined that the Elite HRV application, in combination with the Polar H10 chest strap, is a reliable tool for short-term HRV analysis in pediatric cardiology patients. The Polar H10 together with Elite HRV can also be used for daily monitoring of RR intervals, serving to assess selected HRA parameters in pediatric cardiology patients under resting conditions. Discrepancies between RR interval measurements taken with the Polar H10 and ECG recordings mainly concern patients with cardiac arrhythmias. Further

research is necessary to understand the mechanisms and clinical significance of HRA in the pediatric population.

4. Wstęp

Wrodzone (*congenital heart disease/defects*, CHD) i nabyte wady serca to istotny i globalny problem wśród pacjentów pediatrycznych [1,2]. W Stanach Zjednoczonych CHD diagnozowane są u 8 na każde 1000 noworodków, co przekłada się na identyfikację 40 000 przypadków rocznie [3]. Częstość występowania CHD u dzieci w wieku szkolnym jest bardzo zróżnicowana, wynosząc od 0,5/1000 w krajach o wysokich dochodach do 18/1000 w krajach słabo rozwiniętych o niskich dochodach [4].

Pacjenci z CHD często wykazują dysfunkcję autonomicznego układu nerwowego (AUN) [5-7]. Nieprawidłowości w hemodynamice płodu mogą zakłócać prawidłowy rozwój mózgu w kluczowych etapach jego dojrzewania, co istotnie zwiększa ryzyko wystąpienia uszkodzeń neurologicznych. Obserwowane zaburzenia regulacji AUN mają istotne konsekwencje kliniczne, ponieważ przewlekła przewaga aktywności współczulnej i/lub obniżona aktywność przywspółczulna mogą przyczyniać się do progresji niewydolności serca, arytmii, nadciśnienia płucnego oraz zwiększać ryzyko nagłego zgonu sercowego w późniejszym wieku [8].

Podczas gdy w populacji dorosłych istnieją wytyczne dotyczące kompleksowej rehabilitacji kardiologicznej [9-10], w przypadku dzieci podobne rekomendacje nie zostały jeszcze opracowane [11]. Dotychczasowe badania nad krótkoterminowymi programami rehabilitacji u dzieci z CHD są nieliczne, choć wskazują na korzystny wpływ aktywności fizycznej [12, 13]. Jednakże nadal brakuje danych na temat skuteczności programów rehabilitacji domowej i tworzenia programów rehabilitacji kardiologicznej prowadzonej w warunkach domowych oraz możliwości jej zdalnego monitorowania i nadzorowania przez interdyscyplinarny zespół specjalistów – kardiologów, fizjoterapeutów, psychologów i ekspertów ds. aktywności fizycznej.

Rehabilitacja w tej grupie pacjentów ma szczególne znaczenie, a określenie zakresu monitorowania stanowi istotne zagadnienie poznawcze wymagające dalszej analizy. W aktualnej literaturze brakuje również doniesień na temat prostych metod oceny podstawowych parametrów fizjologicznych zarówno w spoczynku, jak i podczas codziennej aktywności. Konieczne jest zatem poszukiwanie łatwo dostępnych i wiarygodnych narzędzi, które umożliwią skuteczne monitorowanie oraz zapewnienie bezpieczeństwa dzieciom z chorobami serca, zarówno w warunkach spoczynkowych, jak i podczas wysiłku.

Ze względu na dysfunkcję AUN u wielu pacjentów z CHD, monitorowanie parametrów takich jak HRV (ang. *heart rate variability*, pol. zmienność zatokowego rytmu serca) jest szczególnie istotne. Zapis EKG pozostaje standardem do oceny HRV, jednakże jego zastosowanie w warunkach domowych jest ograniczone. Dlatego lekkie, mobilne urządzenia, np. opaska Polar H10, mogą stanowić praktyczne rozwiązanie dla specjalistów. Pierwszym krokiem w kierunku opracowania wytycznych powinno być zwalidowanie prostych narzędzi diagnostycznych, które mogą być wykorzystywane przez kardiologów i fizjoterapeutów w codziennej praktyce.

4.1. Autonomiczny układ nerwowy

Układ nerwowy człowieka dzieli się na ośrodkowy i obwodowy, przy czym AUN, pomimo że strukturalnie i funkcjonalnie stanowi część obu tych układów, ze względu na swoje odrębne cechy morfologiczne i fizjologiczne jest klasyfikowany jako wyodrębniony układ. AUN unerwia mięśnie gładkie, mięsień sercowy oraz gruczoły, czyli struktury obecne głównie w narządach wewnętrznych, naczyniach krwionośnych i skórze [14]. AUN pod względem funkcjonalnym i anatomicznym, dzieli się na trzy zasadnicze części: współczulną (sympatyczną), przywspółczulną (para-sympatyczną), oraz układ jelitowy [15]. Działanie części współczulnej jest kontrolowane głównie przez neuroprzekaźnik noradrenalinę, natomiast część przywspółczulna jest regulowana przede wszystkim przez acetylocholinę. Obie części AUN działają przeciwstawnie, lecz wzajemnie się uzupełniają, co umożliwia harmonijne funkcjonowanie narządów wewnętrznych niezależnie od woli człowieka [16].

Ośrodki układu przywspółczulnego znajdują się w pniu mózgu oraz w części krzyżowej rdzenia kręgowego, a największym nerwem jest nerw błędny, który unerwia narządy klatki piersiowej i jamy brzusznej. Ośrodki układu współczulnego zlokalizowane są w rogach bocznych rdzenia kręgowego w odcinku piersiowym i lędźwiowym. Najważniejszym nerwem współczulnym jest nerw trzewny [14].

AUN odgrywa kluczową rolę w utrzymaniu homeostazy oraz w adaptacyjnej odpowiedzi organizmu na stresory środowiskowe, ale także w regulacji procesów fizjologicznych takich jak trawienie, oddychanie, wydalanie, termoregulacja, krążenie krwi, regulacja funkcji układu odpornościowego oraz reakcje odruchowe, np. przyspieszenie lub zwolnienie rytmu serca [16].

4.2. Regulacja częstości skurczów serca przez AUN

Częstość skurczów serca (ang. *heart rate*, HR) jest to liczba skurczów komór serca występujących w określonej jednostce czasu, najczęściej w ciągu jednej minuty. HR jest

modulowana przez AUN, wzrost aktywności części współczulnej powoduje przyspieszenie HR, natomiast zwiększona aktywności części przywspółczulnej prowadzi do jej spowolnienia. U dzieci HR zmniejsza się wraz z wiekiem, co uwzględniane jest w wielu wytycznych. U osób dorosłych spoczynkowa częstość akcji serca wynosi średnio około 70 uderzeń na minutę. Oznacza to, że w warunkach fizjologicznego spoczynku (brak aktywności i dodatkowych zewnętrznych stresorów) dominuje przewaga aktywności przywspółczulnej nad współczulną AUN, która spowalnia HR. [16].

Węzeł zatokowo-przedsionkowy pełni funkcję rozrusznika serca. Jego elektryczne depolaryzacje są głównym, ale nie jedynym determinantem długości każdego cyklu serca [17, 18]. Można to zaobserwować w badaniu elektrokardiograficznym (EKG), które dostarcza nie tylko informacji na temat HR, ale również o jego rytmie, prędkości przewodzenia impulsów. W zapisie EKG: załamek P odpowiada depolaryzacji przedsionków, zespół QRS odzwierciedla depolaryzację komór, załamek T reprezentuje repolaryzację komór, zaś repolaryzacja przedsionków jest włączona do zespołu QRS [16].

W standardowym zapisie EKG bezpośrednia aktywność węzła zatokowo-przedsionkowego nie jest widoczna, jednak jego wpływ na pracę przedsionków przejawia się w postaci fali P. Po depolaryzacji przedsionków impuls elektryczny przechodzi przez węzeł przedsionkowo-komorowy, następnie przez pęczek Hisa i włókna Purkiniego, docierając do komórek mięśnia sercowego komór. Obecność zespołu QRS świadczy o depolaryzacji obu komór serca.

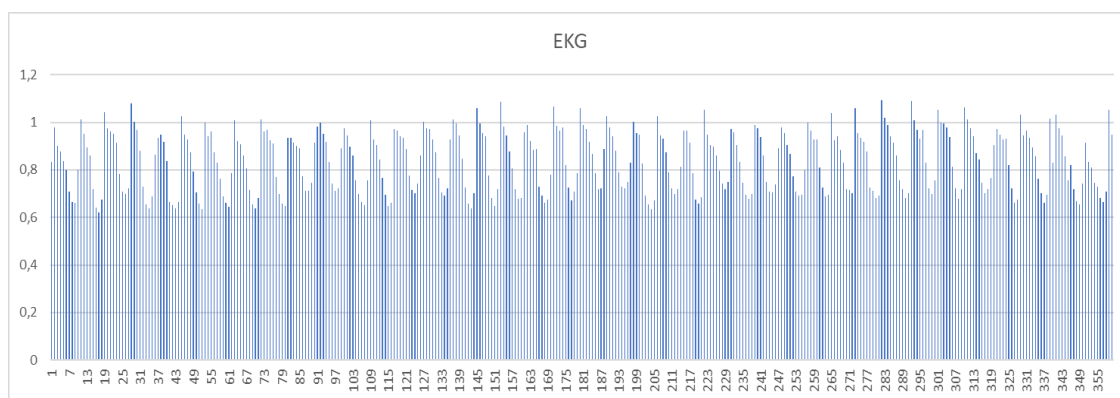
Czas trwania cyklu serca można określić jako odstęp między dwoma kolejnymi załamkami P lub zespołami QRS (najczęściej załamkami R) [17, 18]. HR jest odwrotnością czasu trwania cyklu, czyli interwału RR (interwały RR, RRi). Dłuższy interwał RR oznacza wolniejszy rytm serca, natomiast krótszy - szybszy. W warunkach fizjologicznych długość interwałów RR (podawana zazwyczaj w ms) zmienia się z każdym uderzeniem serca. W porównaniu z poprzednim cyklem, kolejny może być krótszy lub dłuższy, co odpowiada odpowiednio przyspieszeniu lub spowolnieniu rytmu serca [19].

4.3. Zmienność zatokowego rytmu serca

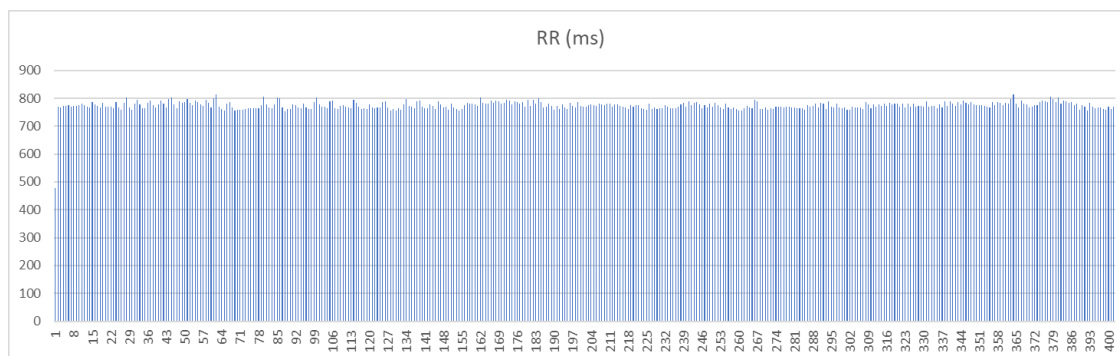
Czas pomiędzy kolejnymi skurczami serca ulega naturalnym fluktuacjom – jest to powiązane z dostosowaniem pracy serca do zmian zachodzących w organizmie w odpowiedzi na kolejne bodźce. Analiza zmienności zatokowego rytmu serca (ang. *heart rate variability*, HRV) stanowi uznaną, nieinwazyjną i szeroko stosowaną metodę oceny związku aktywności AUN z funkcjonowaniem układu sercowo-naczyniowego. HRV definiuje się jako zmienność odstępów

pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca (interwały RR, ang. *RR interval*, RRI), która odzwierciedla dynamiczną równowagę pomiędzy komponentami współczulną i przywspółczulną AUN [20, 21]. Parametry HRV uznawane są za czułe wskaźniki zdolności organizmu do adaptacji, regeneracji oraz ogólnego stanu zdrowia psychofizycznego. Wysoka HRV koreluje z lepszą tolerancją stresu, efektywniejszymi procesami regeneracyjnymi, korzystniejszym profilem zdrowia psychicznego i fizycznego, a także niższym ryzykiem wystąpienia incydentów sercowo-naczyniowych oraz zgonu. Po identyfikacji i korekcji dodatkowych pobudzeń komorowych i nadkomorowych oraz eliminacji artefaktów, szczegółowa analiza HRV umożliwia m.in. ocenę ryzyka wystąpienia zdarzeń kardiologicznych oraz prognozowanie progresji stanu klinicznego pacjenta. Obniżona wartość HRV interpretowana jest jako przejaw zaburzeń równowagi autonomicznej i wiąże się z niekorzystnym rokowaniem [22-24].

Złotym standardem rejestracji RRI wykorzystywanych w analizie HRV pozostaje badanie EKG, zapewniające wysoką precyzję i wiarygodność pomiarów [20, 21]. W analizie HRV stosuje się liniowe metody oparte na analizie w dziedzinie czasu oraz częstotliwości, które znajdują najszerze zastosowanie, a także metody analizy nieliniowej. W analizach liniowych reakcja układu jest proporcjonalna do sygnału wejściowego, co pozwala na przewidywalne i spójne wyniki. Z kolei w analizach nieliniowych zależność ta nie występuje, przez co dynamika systemu staje się bardziej złożona i trudna do przewidzenia [24].



Ryc. 1 Przykładowy histogram, wysoka zmienność interwałów RR w trakcie 5 min zapisu EKG. Materiał własny.



Ryc. 2 Przykładowy Histogram, niska zmienność interwałów RR w trakcie 5 min zapisu EKG. Materiał własny.

4.3.1. Metody liniowe czasowe

Analiza czasowa służy do ilościowego określania poziomu HRV w określonym przedziale czasowym, który może obejmować od około 2 minut do 24 godzin. Metody tej analizy dzieli się na statystyczne oraz geometryczne. Parametry analizy czasowej opierają się na bezpośrednich pomiarach odstępów RR takich jak: SDNN, SDANN lub na różnicach pomiędzy kolejnymi odstępami NN: RMSSD, NN50, pNN50, które zostały opisane w **Tabeli 1**. Wartość SDNN zależy od długości analizowanego szeregu czasowego. Z kolei parametry RMSSD oraz pNN50 są skorelowane z mocą widmową w paśmie wysokiej częstotliwości (HF), co odzwierciedla aktywność przywspółczulną, głównie związaną z niemiaryowością zatokową oddechową (ang. *respiratory sinus arrhythmia*, RSA) i działaniem układu przywspółczulnego [24].

Tabela 1. Wybrane parametry liniowe czasowe HRV

Parametr HRV	Opis	Długość pomiaru	Znaczenie kliniczne
SDNN (ms)	odchylenie standardowe odstępów NN	≥ 5 min, 24h	Ten parametr jest najczęściej stosowany do oceny HRV, a jego wartość zależy od długości zapisu EKG: 2min $\rightarrow$ HF (RSA), 5min $\rightarrow$ LF (Baroreflex) + HF (RSA), 24h $\rightarrow$ ULF (cykl dobowy, hormonalny).
SDANN (ms)	odchylenie standardowe średnich odstępów NN, obliczanych w kolejnych 5-min segmentach zapisu	24h	Dominujący rytm okołodobowy.
RMSSD (ms)	pierwiastek kwadratowy ze średniej arytmetycznej kwadratów różnic pomiędzy kolejnymi odstępami RR	≥ 1 min, 24h	Parametr ten odpowiada składowej HF w analizie spektralnej i odzwierciedla aktywność przywspółczulną, jest skorelowany z wagalną modulacją HR.
pNN50 (%)	procentowy udział par odstępów NN różniących się o ponad 50 ms w stosunku do całkowitej liczby odstępów NN	≥ 5 min, 24h	Parametr ten jest wrażliwy na nierównomierny HR.

4.3.2. Metody liniowe częstotliwościowe

Analiza spektralna pozwala na zobrazowanie cyklicznych zmian zachodzących w układzie krążenia pod wpływem różnych bodźców oraz na ilościowe określenie rozkładu energii sygnału w wybranych pasmach częstotliwości — zarówno w ujęciu bezwzględnym, jak i względnym. Jest ona przeprowadzana z wykorzystaniem szybkiej transformacji Fouriera (ang. *Fast Fourier Transform*, FFT) lub metodą autoregresyjną [24]. W **Tabeli 2.** zostały zaprezentowane najważniejsze parametry liniowe częstotliwościowe, które stosuje się do oceny całkowitej mocy widma (ang. *Total power*, TP).

Moc w paśmie LF może być generowana zarówno przez przywspółczulną, jak i współczulną gałąź AUN, a także przez mechanizmy regulujące ciśnienie krwi za pośrednictwem baroreceptorów — głównie z udziałem układu przywspółczulnego lub jako efekt działania odruchu z baroreceptorów. Układ współczulny nie wydaje się generować rytmów o częstotliwości powyżej 0,1 Hz, podczas gdy układ przywspółczulny może modulować rytm serca nawet przy częstotliwościach sięgających 0,05 Hz (czyli rytmach o okresie około 20 sekund). W warunkach spoczynkowych pasmo LF odzwierciedla aktywność odruchu z baroreceptorów, a nie unerwienie serca przez układ współczulny.

Część przywspółczulna wykazuje związek zarówno z aktywnością w paśmie LF, jak i w paśmie wysokiej częstotliwości (HF) [24]. Każde pasmo częstotliwości w analizie HRV odpowiada określonym rytmom fizjologicznym, w tym cyklom oddechowym. Pasmo HF (0,15–0,4 Hz) odpowiada 9–24 cyklom oddechowym na minutę. LF (0,04–0,15 Hz) obejmuje 3–9 cykli na minutę [24].

Tabela 2. Parametry liniowe częstotliwościowe HRV

Parametr HRV	Znaczenie	Częstotliwość	Długość pomiaru	Znaczenie fizjologiczne
TP (ms ²)	całkowita moc widma	≤ 0,40 Hz	≥ 5 min, 24h	ULF + VLF + LF + HF
HF (ms ²) nHF* = (HF/(TP-VLF))	wysoka częstotliwość	0,15–0,40 Hz	≥ 5 min	Opisuje HRV modulowaną przez układ przywspółczulny, związaną z zatokową arytmia oddechową (ang. <i>respiratory sinus arrhythmia</i> , RSA) oraz zmian ciśnienia tętniczego.
LF (ms ²) nLF** = LF / (TP – VLF)	niska częstotliwość	0,04–0,15 Hz	≥ 5 min	Odzwierciedla zmienność rytmu serca modulowaną przez układ współczulny i przywspółczulny. Wskazuje na zachowaną reaktywność układu sercowo-naczyniowego, w tym prawidłową aktywność baroreceptorów. Wyższe wartości LF mogą sugerować względną przewagę aktywności współczulnej.

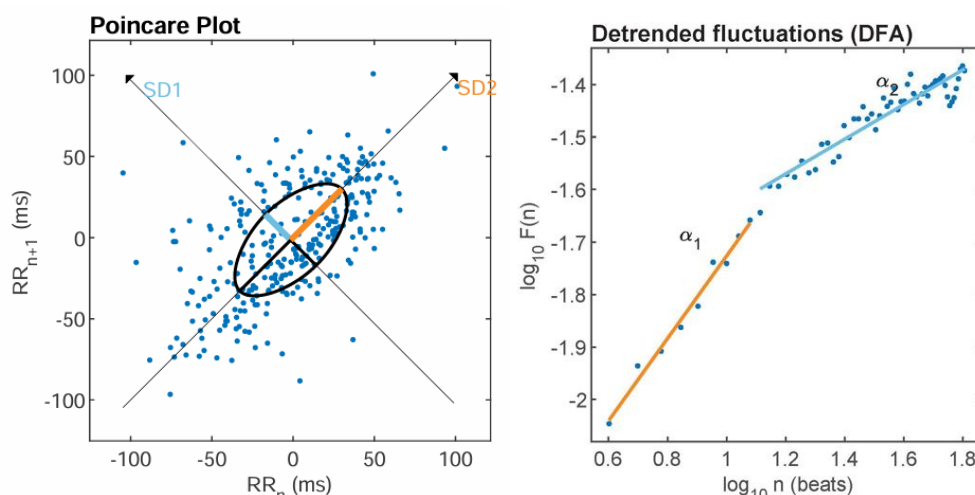
VLF (ms ²)	bardzo niska częstotliwość	0,003–0,04 Hz	≥ 20min 24h	Może być związane z termoregulacją, procesami zapalnymi oraz aktywacją układu renina–angiotensyna.
ULF (ms ²)	ultra niska częstotliwość	< 0,003 Hz	≥ 24h	Związana z procesami termoregulacyjnymi, aktywnością hormonalną (kortyzol, hormon wzrostu) oraz rytmem okołodobowym (ang. <i>circadian rhythm</i>).
LF/HF	stosunek mocy widma w zakresie LF do mocy widma w zakresie HF		≥ 5 min	Odzwierciedla względną równowagę pomiędzy aktywnością współczulnego i przywspółczulnego układu nerwowego.

HFnu** – znormalizowana składowa wysokiej częstotliwości; *LFnu** – znormalizowana składowa niskiej częstotliwości

4.3.3 Metody nieliniowe

Alternatywną metodą analizy HRV są metody nieliniowe, które umożliwiają ilościową ocenę stopnia nieprzewidywalności oraz złożoności sekwencji odstępów między kolejnymi uderzeniami serca. Do parametrów nieliniowych należą:

- **Wykresy Poincarégo** (ang. *Poincare Plot*) – graficzna reprezentacja zależności pomiędzy kolejnymi odstępami NN (**Ryc.3**). Umożliwiają ocenę krótkoterminowej i długoterminowej HRV. Dzięki tej metodzie odkryto HRA – zwalnianie i przyspieszanie rytmu serca w procesie generowania HRV.
- **Wskaźniki entropii** – entropia aproksymacji rytmu serca (ang. *approximate entropy*, ApEn) oraz entropia próbki (ang. *sample entropy*, SampEn). Entropia, jako miara nieuporządkowania, pozwala na oszacowanie złożoności sekwencji odstępów NN.
- **Beztrendowa analiza fluktuacji** (ang. *detrended fluctuation analysis*, DFA) umożliwia ocenę zależności pomiędzy kolejnymi odstępami RR w różnych przedziałach czasowych. Metoda ta pozwala na wyznaczenie dwóch współczynników nachylenia: α_1 , który odnosi się do krótkotrwałych zmian rytmu serca, oraz α_2 , który opisuje zmiany o charakterze długoterminowym. Krótkoterminowe korelacje uzyskane za pomocą DFA są związane z aktywnością odruchu z baroreceptorów, natomiast długoterminowe korelacje odzwierciedlają mechanizmy homeostatyczne odpowiedzialne za stabilizację cyklu sercowego. DFA została opracowana z myślą o analizie długich szeregów czasowych, obejmujących dane z kilku godzin rejestracji [24].



Ryc. 3 Wykres Poincarégo (po lewej) oraz beztrendowa analiza fluktuacji (DFA) (po prawej). Materiał własny.

4.4. Definicja asymetrii rytmu serca (HRA) oraz HRA u dzieci

HRV wynika z fluktuacji RRI spowodowanych przyspieszeniami i spowolnieniami rytmu serca. Zmiany spowodowane przyspieszeniami i spowolnieniami HR w różnym stopniu wpływają na krótkoterminową, długoterminową oraz całkowitą HRV, prowadząc do zjawiska zwanego HRA. Koncepcja HRA, opisana w pracach Guzika (2006), Piskorskiego (2007, 2011) oraz Porty (2008), stanowi nowatorskie podejście do badania układu sercowo-naczyniowego oraz jego interakcji z AUN [25–28]. Autorzy wprowadzili modyfikację do metody ilościowej analizy wykresu Poincaré (przykład na Ryc. 3), aby umożliwić porównanie jego dwóch części. Oryginalna metoda, opracowana przez Brennana, polegała na analizie wykresów Poincaré dla odstępów RR w parach RR_n i RR_{n+1} , co pozwoliło wykazać, że górna i dolna część wykresu różnią się od siebie. Kluczową zmianą było zastąpienie linii l_1 , przechodzącej przez środek wykresu, linią identyczności. Guzik i Piskorski, oceniając wariancję punktów na wykresie Poincaré, zastosowali właśnie linię identyczności zamiast linii l_1 . Dzięki temu punkty powyżej tej linii odzwierciedlają wyłącznie zwolnienia rytmu serca, a punkty poniżej – przyspieszenia. Natomiast punkty leżące dokładnie na linii identyczności odpowiadają kolejnym odstępom RR o identycznym czasie trwania ($RR_n = RR_{n+1}$). W dalszej części badania, korzystając z sumowania wariancji, autorzy wyodrębnili z krótkoterminowej wariancji część wynikającą tylko ze zwolnień oraz część wynikającą wyłącznie z przyspieszeń rytmu serca. Ponieważ wariancja punktów zależy od ich odległości od linii centralnej, udział punktów $RR_n = RR_{n+1}$ leżących na linii identyczności jest równy zero. Dopiero dzięki temu autorskiemu narzędziu obliczeniowemu możliwe stało się szczegółowe opisanie HRA [25–28].

Krótkie serie HRA mogą być użyteczne w ocenie ryzyka długoterminowej śmiertelności ogólnej, jak również specyficznie z przyczyn sercowo-naczyniowych. Zjawisko HRA zostało udokumentowane w populacji osób dorosłych [25, 29-31]. Spowolnienia rytmu serca mają większy wpływ na krótkoterminową HRV, a mniejszy na długoterminową i całkowitą HRV w zapisach EKG o różnej długości u dorosłych [25-26, 28, 32-34].

W populacji pediatrycznej HRA zaobserwowano w grupie zdrowych dzieci [35], dzieci z nieleczonym ciężkim zaburzeniem depresyjnym (*major depressive disorder*, MDD) [36], dzieci z zespołem nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi (*attention deficit hyperactivity disorder*, ADHD) [37] oraz u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych [38].

4.5. Przenośne/mobilne czujniki do monitorowania rytmu serca

W stabilnych warunkach laboratoryjnych złotym standardem pozyskiwania RRi jest EKG, jednakże w celu pomiaru podczas spoczynku w domu oraz aktywności wydaje się, że bardziej racjonalnym wyborem jest sport tester [39-42] lub aplikacja połączona z opaską na klatkę piersiową [43]. W ciągu ostatnich dekad urządzenia takie jak monitory rytmu serca (ang. *heart rate monitor*, HRM) były coraz częściej używane do pomiaru HRV [44-46]. Aby nowe urządzenie mogło być stosowane w praktyce klinicznej, musi zostać zwalidowane w porównaniu do złotego standardu [47]. Dziś urządzenia takie jak opaski na klatkę piersiową z HRM [48-56], a także aplikacje mobilne (np. Elite HRV), są powszechnie używane do pomiaru HRV [57-63].

Dla przykładu, Polar H10 – opaska pozwalająca rejestrować dane z częstotliwością próbkowania 1000 Hz. Jednakże, zgodnie z informacjami od producenta, pas piersiowy Polar H10 rejestruje sygnał EKG z częstotliwością próbkowania 1000 Hz, wykrywa zespoły QRS w tym sygnale i oblicza odstępy RR z wysoką rozdzielczością (tryb RR). Jednak system przesyła do użytkownika końcowego sygnał EKG przeskalowany do częstotliwości 130 Hz (tryb EKG). Użytkownik może pobrać ten sygnał i samodzielnie wykryć RRi, jednak ich rozdzielczość będzie niższa, ponieważ obliczenia są wykonywane na sygnale o niższej częstotliwości próbkowania. Innymi słowy, Polar H10 działa w dwóch trybach, różniących się częstotliwością próbkowania: tryb RR 1000 Hz oraz tryb EKG 130 Hz. Dlatego kluczowym było zweryfikowanie, czy RRi uzyskane za pomocą Polar H10 są zgodne z RRi rejestrowanymi za pomocą EKG z częstotliwością próbkowania odpowiednią do analizy HRV.

Warto wspomnieć, że dotychczasowe badania były prowadzone w dość jednorodnej grupie zdrowych dzieci [47] oraz różne problemy sercowe oraz diagnozy mają różny wpływ na

zapisy EKG [12, 64, 65]. W konsekwencji może to prowadzić do większych różnic w zgodności między dwoma różnymi narzędziami.

5. Założenia i cel pracy

W pracy postawiono następujące cele:

- **Cel główny - Etap I:** Ocena zgodności parametrów analizy HRV obliczonych na podstawie RRI (5 min) uzyskanych za pomocą darmowej aplikacji Elite HRV, połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10, oraz klasycznego, 12-odprowadzeniowego EKG u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych w warunkach stacjonarnych.
- **Cel pośredni 1 - Etap II:** Przegląd piśmiennictwa dotyczący asymetrii rytmu serca (HRA) u dzieci.
- **Cel pośredni 2 - Etap III:** Ocena zgodności parametrów analizy HRV obliczonych na podstawie RRI (5 min) uzyskanych za pomocą aplikacji Elite HRV połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10 do analizy asymetrii rytmu serca (HRA) w porównaniu z EKG, u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych w warunkach stacjonarnych.
- **Cel dodatkowy:** Analiza związku wieku, płci oraz szczegółowego rozpoznania klinicznego z różnicami w wartościach parametrów HRA pomiędzy aplikacją Elite HRV połączoną z opaską na klatkę piersiową Polar H10 a standardowym zapisem EKG.

6. Materiał i metody

6.1. Uczestnicy badania

W badaniu wzięło udział 114 dzieci (w tym 56 dziewcząt), spełniających kryteria włączenia obejmujące wiek od 3 do 17 lat, brak aktywnej infekcji, brak ostrego stanu kardiologicznego oraz brak zaburzeń rozwoju intelektualnego. Uczestnicy zostali zakwalifikowani do jednej z następujących grup diagnostycznych: CHD, zaburzenia rytmu serca, kardiomiopatie/zapalenie mięśnia sercowego oraz inne schorzenia. Protokół badania został zatwierdzony przez Uczelnianą Komisję Bioetyczną Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego (numer zgody KB/24/2020 oraz aneks KB/25/A2025) i był zgodny z zasadami Deklaracji Helsińskiej. Pisemna zgoda na udział w badaniu została uzyskana od opiekunów prawnych oraz od pacjentów powyżej 16. roku życia. Uczestnicy zostali poinformowani, że jedyną potencjalną niedogodnością może być tymczasowy ślad po usunięciu elektrod EKG oraz czas poświęcony na wykonanie badania.

6.2. Protokół pomiarowy

Procedura badania bazuje na najnowszych wytycznych dotyczących zarówno przygotowania pacjenta do badania, uzyskiwania RRI, jak i analizowania uzyskanych danych. Dzieci oraz ich opiekunowie zostali szczegółowo poinformowani o celach badania oraz jego przebiegu. Na dzień przed rozpoczęciem badania otrzymali pisemny protokół zawierający wszystkie istotne informacje. W celu kontroli i uwzględnienia wielu zmiennych potencjalnie zakłócających zapis mogących bezpośrednio wpływać na wyniki HRV zastosowano kwestionariusz (**Załącznik 1**), który został odpowiednio dostosowany do populacji pediatrycznej [66]. Uczestnicy zostali poinstruowani, aby w dniu poprzedzającym badanie oraz w dniu badania unikali aktywności fizycznej, spali zgodnie ze swoim zwyczajowym rytmem, spożyli lekkie śniadanie oraz skorzystali z toalety przed pomiarem. Badanie przeprowadzono w specjalnie przygotowanym gabinecie szpitalnym, w warunkach zapewniających ciszę oraz właściwą temperaturę i wilgotność. Przed rozpoczęciem pomiaru dokonano oceny masy ciała (w kilogramach) oraz wzrostu (w metrach), co umożliwiło obliczenie wskaźnika masy ciała (BMI). W pozycji leżącej (leżenie tyłem na plecach) w stanie spoczynku u każdego dziecka wykonano jednokrotny zapis EKG trwający 5 minut, równocześnie rejestrując dane z opaski na klatkę piersiową Polar H10 połączonego z aplikacją Elite HRV. Dodatkowo monitorowano i obliczono częstość oddechów (Podrozdział 6.4).

6.3. Uzyskanie danych

Pomiary EKG o czasie trwania 5 minut rejestrowano w pozycji leżącej za pomocą przenośnego komputera z zintegrowanym systemem oprogramowania (Custo Cardio 100, 12-kanalowy system EKG PC; Custo med GmbH, Ottobrunn, Niemcy) z częstotliwością próbkowania 1000 Hz. Pas piersiowy Polar H10 rejestruje dane z częstotliwością próbkowania 1000 Hz na potrzeby obliczeń wewnętrznych w trybie RR, natomiast dane dotyczące HR oraz RRi są zapisywane z częstotliwością 130 Hz w trybie EKG. Na 10 minut przed rozpoczęciem pomiaru uczestnicy odpoczywali w pozycji leżącej w celu stabilizacji częstości oddechów oraz HR. Dzieci zostały poinstruowane, aby nie mówić ani nie poruszać się podczas badania. RRi były rejestrowane równocześnie za pomocą aplikacji Elite HRV połączonej z pasem Polar H10 oraz poprzez zapis EKG. Wszystkie zapisy EKG zostały ocenione przez doświadczonego lekarza specjalistę kardiologii. Rejestrację sygnałów EKG oraz częstości oddechów rozpoczęto równocześnie, co zostało przeprowadzone przez badaczkę.

6.4. Częstość oddechów

Podczas pomiaru dzieci oddychały spontanicznie. Wzorzec oddechowy oraz częstość oddechów (ang. *Respiratory Rate*, RespRate) monitorowano za pomocą kamery sportowej Sony® HDRAS20 Action Camera, rejestrującej obraz wideo. Nagrania obejmowały wyłącznie okolice szyi, klatki piersiowej oraz jamy brzusznej. Częstość oddechów została określona na podstawie liczby cykli oddechowych zarejestrowanych w 5-minutowym materiale wideo, co było kluczowe dla wyznaczenia pasm częstotliwości w dalszej analizie.

Moc w zakresach LF i HF została obliczona w wartościach bezwzględnych (ms^2) i ustalona odpowiednio dla: LF (0,04–0,15 Hz) oraz HF (0,15–0,50 Hz). Zgodnie ze standardami, zakres częstotliwości dla pasma HF wynosi od 0,15 do 0,40 Hz. Jednakże w niniejszym badaniu górna granica została rozszerzona do 0,50 Hz, ze względu na szeroki zakres częstości oddechów u pacjentów (od 9 do 32 oddechów na minutę). Obliczeń dokonała badaczka na podstawie zapisów wideo.

6.5. Analiza zmienności rytmu zatokowego (HRV)

Przed przystąpieniem do analizy HRV, dokonano weryfikacji zapisów w celu identyfikacji rytmu innego niż zatokowy oraz pobudzeń aberracyjnych. W przypadku ich wystąpienia, były one traktowane jako artefakty i ręcznie usuwane z serii RR. Usunięto również jeden interwał RR poprzedzający oraz jeden następujący po każdym błędnym pobudzeniu, a następnie zastąpiono je wartościami interpolowanymi metodą interpolacji zerowego stopnia,

bazując na sąsiadujących prawidłowych RRI [67]. Pliki uzyskane z zapisu EKG zostały zsynchronizowane i zaimportowane do oprogramowania Kubios HRV Standard w wersji 3.5 (University of Eastern Finland, Kuopio, Finland) [68]. **Rycina 4** przedstawia raport analizy HRV na podstawie zapisu RRI z EKG, wykonanej w oprogramowaniu Kubios. **Rycina 5** prezentuje raport HRV z danych RRI pozyskanych przez aplikację EliteHRV połączoną z opaską na klatkę piersiową, również analizowanych w Kubios.

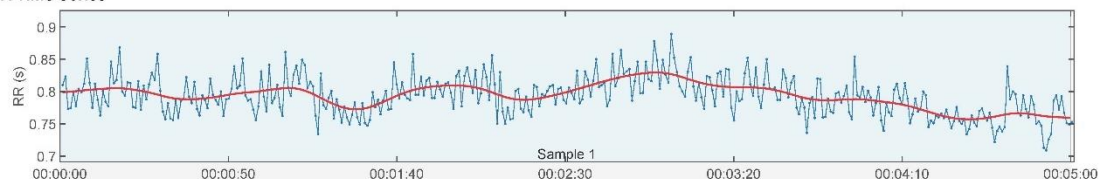
Na podstawie 5-minutowych zapisów EKG na początku obliczono średnie interwały RR (mRR, (ms)) oraz średnią HR (mHR, (bpm)), a następnie parametry liniowe i nieliniowe HRV. W zakresie analizy czasowej uwzględniono następujące parametry liniowe: odchylenie standardowe odstępów NN [SDNN (ms)], pierwiastek kwadratowy ze średniej arytmetycznej kwadratów różnic pomiędzy kolejnymi odstępami RR [RMSSD (ms)] oraz procentowy udział par odstępów NN różniących się o ponad 50 ms w stosunku do całkowitej liczby odstępów NN [pNN50 (beats)]. Równocześnie, w analizie częstotliwościowej obliczono następujące parametry liniowe: niską częstotliwość (LF), logarytmiczną transformację mocy w paśmie niskiej częstotliwości (lnLF), znormalizowaną składowa niskiej częstotliwości (nLF), wysoką częstotliwość (HF), logarytmiczną transformację mocy w paśmie wysokiej częstotliwości (lnHF), znormalizowaną składowa wysokiej częstotliwości (nHF). Moc sygnału w pasmach LF i HF została obliczona w wartościach bezwzględnych (ms^2), przy czym zakres częstotliwości ustawiono odpowiednio: LF (0,04–0,15 Hz) oraz HF (0,15–0,50 Hz). Górna granica pasma HF została rozszerzona z 0,40 Hz do 0,50 Hz ze względu na zróżnicowaną częstość oddechów wśród uczestników, która mieściła się w przedziale od 9 do 32 oddechów na minutę. Równolegle wyznaczono następujące nieliniowe parametry HRV: pierwiastek kwadratowy z wariancji krótkoterminowej HRV [SD1 (ms)], pierwiastek kwadratowy z wariancji długoterminowej HRV [SD2 (ms)], stosunek SD2 do SD1 [SD2/SD1], beztrendową analizę fluktuacji krótkoterminowych ($\text{DFA}\alpha 1$), entropię próbki (SampEn) oraz entropię aproksymacji rytmu serca (ApEn).

HRV Analysis Results

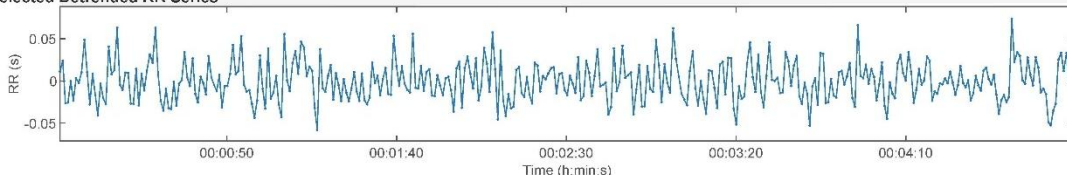
Page 1/1

Person:			Measurement Info			Results for Sample	
Gender:	Height:	cm	Date:	xx/xx/xx	Trend removal:	Smoothn priors	Sample start:
Age:	Weight:	kg	Start time:	00:00:00	Artefact corr.:	none	Sample length:
Max HR:	BMI:	kg/m2	Duration:	00:05:01	Analysis samples:	1	Beats corrected:
							Uncorrected

RR Time Series



Selected Detrended RR Series



Autonomic nervous system indexes

Parasympathetic Nervous System (PNS)

Mean RR 793 ms
RMSSD 31.0 ms
SD1 47.1 %

PNS Index = -0.71

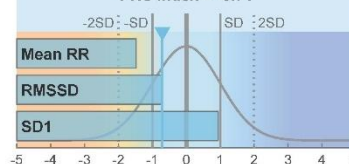
Sympathetic Nervous System (SNS)

Mean HR 76 bpm
Stress index 17.6
SD2 52.9 %

SNS Index = 1.75

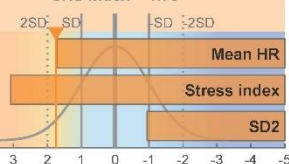
Parasympathetic tone (recovery)

PNS Index = -0.71



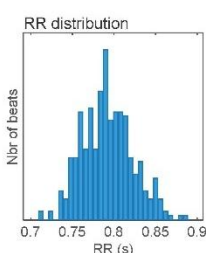
Sympathetic tone (stress)

SNS Index = 1.75



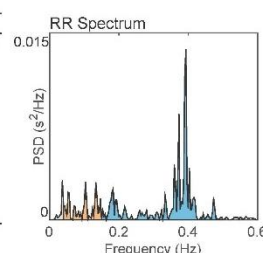
Time-Domain Results

Variable	Units	Value
Mean RR*	(ms)	793
Mean HR*	(bpm)	76
Min HR	(bpm)	71
Max HR	(bpm)	83
SDNN	(ms)	23.3
RMSSD	(ms)	31.0
NN50	(beats)	36
pNN50	(%)	9.55
RR triangular index		7.13
TINN	(ms)	114.0
Stress Index (SI)		17.6



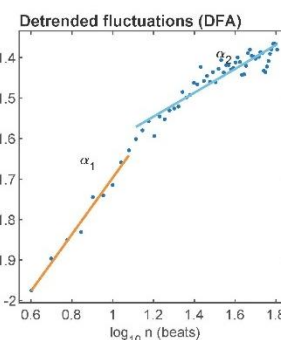
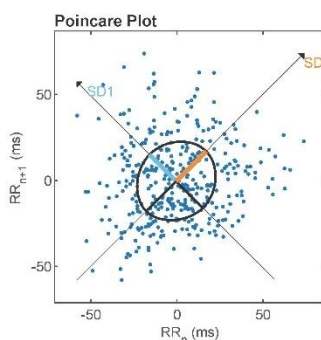
Frequency-Domain Results (FFT spectrum)

Variable	Units	VLF	LF	HF
Frequency band	(Hz)	0.00-0.04	0.04-0.15	0.15-0.50
Peak frequency	(Hz)	0.037	0.103	0.393
Power	(ms ²)	19	97	356
Power	(log)	2.937	4.576	5.875
Power	(%)	3.99	20.57	75.43
Power	(n.u.)		21.43	78.57
Total power	(ms ²)	472		
Total Power	(log)	6.157		
LF/HF ratio		0.273		
RESP	(Hz)	-		



Nonlinear Results

Variable	Units	Value
Poincare Plot		
SD1	(ms)	21.9
SD2	(ms)	24.7
SD2/SD1		1.124
Approximate Entropy (ApEn)		1.228
Sample Entropy (SampEn)		2.080
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)		
Short-term fluctuations, α_1		0.700
Long-term fluctuations, α_2		0.295



*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

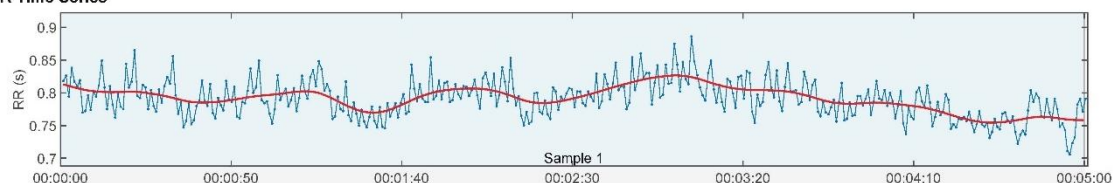
Ryc. 4 Przykładowy raport analizy RRI uzyskanych z EKG do analizy HRV z oprogramowania Kubios HRV. Materiał własny.

HRV Analysis Results

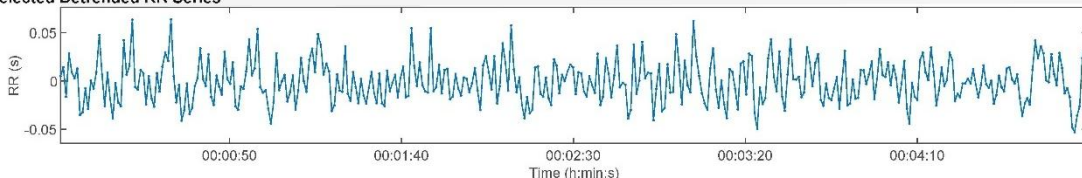
Page 1/1

Person:			Measurement Info			Results for Sample	
Gender:	Height:	cm	Date:	xx/xx/xx	Trend removal:	Smoothn priors	Sample start:
Age:	Weight:	kg	Start time:	00:00:00	Artefact corr.:	none	Sample length:
Max HR:	BMI:	kg/m2	Duration:	00:05:01	Analysis samples:	1	Beats corrected:
							Uncorrected

RR Time Series



Selected Detrended RR Series



Autonomic nervous system indexes

Parasympathetic Nervous System (PNS)

Mean RR RMSSD SD1
790 ms 27.3 ms 45.2%

PNS Index = -0.84

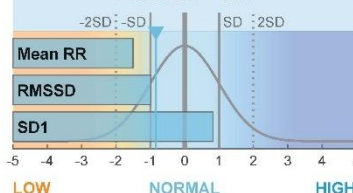
Sympathetic Nervous System (SNS)

Mean HR Stress index SD2
76 bpm 19.6 54.8%

SNS Index = 2.08

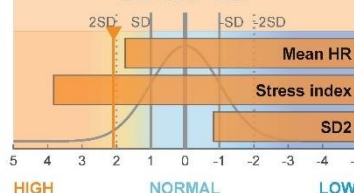
Parasympathetic tone (recovery)

PNS Index = -0.84



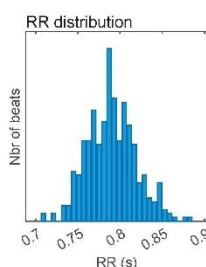
Sympathetic tone (stress)

SNS Index = 2.08



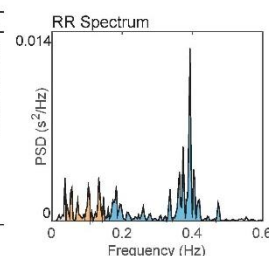
Time-Domain Results

Variable	Units	Value
Mean RR*	(ms)	790
Mean HR*	(bpm)	76
Min HR	(bpm)	71
Max HR	(bpm)	83
SDNN	(ms)	21.5
RMSSD	(ms)	27.3
NN50	(beats)	17
pNN50	(%)	4.50
RR Irregular index		6.53
TINN	(ms)	100.0
Stress Index (SI)		19.6



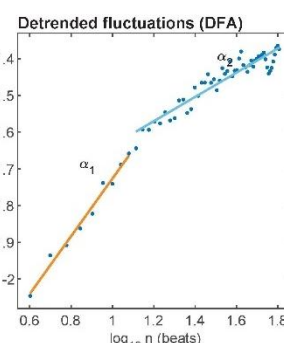
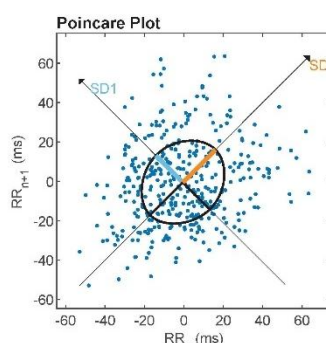
Frequency-Domain Results (FFT spectrum)

Variable	Units	VLF	LF	HF
Frequency band (Hz)		0.00-0.04	0.04-0.15	0.15-0.50
Peak frequency (Hz)		0.037	0.133	0.393
Power (ms ²)		19	97	295
Power (log)		2.947	4.575	5.686
Power (%)		4.64	23.61	71.75
Power (n.u.)			24.75	75.24
Total power (ms ²)		411		
Total Power (log)		6.018		
LF/HF ratio		0.329		
RESP	(Hz)	-		



Nonlinear Results

Variable	Units	Value
Poincare Plot		
SD1	(ms)	19.4
SD2	(ms)	23.5
SD2/SD1		1.213
Approximate Entropy (ApEn)		1.160
Sample Entropy (SampEn)		2.023
Detrended Fluctuation Analysis (DFA)		
Short-term fluctuations, α_1		0.786
Long-term fluctuations, α_2		0.331



*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

Ryc. 5 Przykładowy raport analizy RRi uzyskanych z aplikacji EliteHRV połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10 do analizy HRV z oprogramowania Kubios HRV. Materiał własny.

6.5.1. Etap I: Analiza statystyczna zgodności parametrów HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

Do oceny zgodności pomiędzy dwoma urządzeniami zastosowano wykres Bland-Altman z granicami zgodności (ang. *limits of agreement*, LoA) oraz współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *Intraclass Correlation Coefficient*, ICC). Przyjmuje się, że analizowane dwie metody/narzędzia/testy mogą być stosowane zamiennie, jeśli dolna granica 95% przedziału ufności dla ICC przekracza wartość 0,75 [69]. Najmniejszą istotną zmianę (ang. *Smallest Worthwhile Change*, SWC) wyznaczono według wzoru: $0.2 \times \text{odchylenie standardowe wartości zmiennej z pomiaru narzędziem uznanym za złoty standard}$, tj. w prezentowanym badaniu $0,2 \times \text{odchylenie standardowe obliczone na podstawie sygnału EKG}$. SWC reprezentuje minimalną różnicę, która może być uznana za istotną klinicznie lub praktycznie w analizowanej populacji. Za zgodność metod uznawano sytuację, w której granice zgodności (LoA) nie przekraczały wartości SWC, co wskazuje, że różnice pomiędzy metodami mieszczą się w akceptowalnym zakresie i nie mają istotnego znaczenia praktycznego. Po potwierdzeniu założeń dotyczących normalności rozkładu (test Kołmogorowa–Smirnowa), zastosowano test t Studenta dla prób zależnych w celu porównania parametrów wyliczonych na podstawie odstępów RRi z dwóch urządzeń. Za poziom istotności przyjęto wartość $p < 0,05$. Analizy statystyczne przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania PQStat (wersja 1.8.4.138, PQStat Software, Poznań, Polska).

6.6. Asymetria rytmu serca (HRA)

6.6.1. Etap II: Przegląd piśmiennictwa HRA u dzieci

Przegląd zakresu piśmiennictwa (ang. *scoping review*) dotyczący HRA u dzieci został przeprowadzony zgodnie z wytycznymi PRISMA, co zapewnia przejrzystość oraz rygor metodologiczny [70, 71]. Kompleksowe wyszukiwanie literatury przeprowadzono w elektronicznych bazach danych, takich jak PubMed, Scopus, Web of Science, Embase oraz Google Scholar, w celu identyfikacji publikacji opublikowanych w latach 2000–2025. Strategia wyszukiwania uwzględniała terminy MeSH oraz operatory logiczne (AND, OR), co pozwoliło na zwiększenie precyzji wyszukiwania. Kryteria włączenia ograniczono do publikacji w języku angielskim. Dodatkowe istotne artykuły zostały zidentyfikowane poprzez analizę referencji

włączonych publikacji. Dwóch niezależnych badaczy ustaliło strategie wyszukiwania, aby zapewnić kompleksowe uwzględnienie odpowiednich badań (**Tabela 1**).

Tabela 3. Strategie wyszukiwania literatury do przeglądu piśmiennictwa „HRA u dzieci”

Koncepcja	Strategie wyszukiwania
heart rate asymmetry in children	("heart rate asymmetry"[Title/Abstract]) AND ("children"[Title/Abstract])
heart rate asymmetry and patients	("heart rate asymmetry"[Title/Abstract]) AND ("patients"[Title/Abstract])

Kryteria włączenia do niniejszego przeglądu zakresowego zostały określone zgodnie z ramami narzędzia do formułowania pytań badawczych PICO (ang. *Patient/Problem/Population, Intervention, Comparison, Outcome*, pol. Pacjent/Problem/Populacja, Interwencja, Porównanie, Wynik). Do analizy kwalifikowano publikacje w języku angielskim dotyczące HRA u dzieci w wieku od 0 do 18 lat, zarówno zdrowych, jak i z określonymi jednostkami chorobowymi. Uwzględniono również badania porównawcze oceniające różnice w HRA pomiędzy dziećmi z rozpoznaniem klinicznym a dziećmi zdrowymi, o ile były dostępne. Badania skupiające się wyłącznie na populacji osób dorosłych zostały wykluczone. Ponadto, nie uwzględniono materiałów konferencyjnych, prac dyplomowych. Wykluczono również publikacje niedostępne w języku angielskim lub pozbawione wiarygodnego tłumaczenia. Wstępnej selekcji tytułów i streszczeń pozyskanych publikacji dokonało niezależnie dwoje oceniających. Następnie przeprowadzono szczegółową analizę pełnych tekstów wybranych artykułów. Wszelkie rozbieżności pomiędzy badaczami rozstrzygano poprzez konsultację z trzecią oceniającą.

6.6.2. Etap III: Analiza asymetrii rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

Przebadano grupę 92 dzieci w wieku od 3 do 17 lat. Kryteriami włączenia były: brak infekcji, brak ostrego stanu kardiologicznego oraz brak niepełnosprawności intelektualnej. Każdego pacjenta przypisano do jednej z następujących grup: wady serca, zaburzenia rytmu serca lub kardiomiopatia/zapalenie mięśnia sercowego. Pozostała metodologia jest zgodna z tą opisaną w podrozdziale 6.1. Uczestnicy badania oraz 6.2. Protokół pomiarowy.

W celu analizy asymetrii rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych, krótkoterminowe serie RRI zostały poddane weryfikacji w celu identyfikacji i korekcji

pobudzeń aberracyjnych poprzez interpolację zerowego stopnia [72], a następnie zaimportowane do oprogramowania HRAExplorer (wersja 1.55, <https://hraexplorer.com>). Guzik i Piskorski zaproponowali dwa główne obszary analizy HRA: 1. ocenę udziału przyspieszeń (a) i spowolnień (d) w zmienności krótkoterminowej (SD1) i długoterminowej (SD2), wyrażoną jako procent skumulowanego dystansu punktów [27, 28], 2. analizę monotonicznych sekwencji przyspieszeń (AR), spowolnień (DR) i neutralnych zmian (NR) [73].

W zakresie zmienności krótkoterminowej autorzy zdefiniowali wskaźniki C1a i C1d (indeks Guzika, GI) jako względny udział przyspieszeń (SD1a) i spowolnień (SD1d) w całkowitej wariancji SD1. Analogicznie, dla zmienności długoterminowej zdefiniowano wskaźniki C2a i C2d jako względny udział przyspieszeń (SD2a) i spowolnień (SD2d) w wariancji SD2 [34]. Indeks Porty (ang. *Porta index*, PI) opiera się na ocenie procentowego udziału ujemnych RRI (punktów poniżej linii tożsamości w wykresie Poincaré) względem liczby wszystkich punktów nieleżących na tej linii [29].

6.6.3. Analiza statystyczna zgodności parametrów HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

W celu weryfikacji zgodności parametrów uzyskanych z pomiarów EKG oraz opaski na klatkę piersiową Polar H10 zastosowano następujące metody analizy statystycznej: współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC) z 95% przedziałem ufności (CI) oraz analizę Bland-Altman z wyznaczeniem granic zgodności (LoA) również z 95% CI. Najmniejsza istotna zmiana (SWC) została obliczona na podstawie pomiaru EKG jako $0,2 \times$ odchylenie standardowe (SD). Wpływ wieku, płci oraz rozpoznania klinicznego na różnice pomiędzy pomiarami parametrów HRA uzyskanymi z Polar i EKG oceniono za pomocą wielowymiarowego modelu regresji liniowej. Współczynniki regresji (β) uznawano za statystycznie istotne przy $p < 0,05$, natomiast wartości β z $p < 0,1$ interpretowano jako wykazujące tendencję statystyczną. Analizy statystyczne przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania R (wersja 4.1.2).

7. Wyniki

7.1. Etap I: Wyniki oceny krótkoterminowej zmienności zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

7.1.1. Uczestnicy

Wyniki 23 spośród 92 pacjentów zostały wykluczone z analizy (17 z powodu braku potwierdzonego rozpoznania, 6 z powodu niestacjonarnego sygnału RRi). Ostatecznie przeanalizowano dane 69 pacjentów pediatrycznych z chorobami serca (w tym 31 dziewcząt). W grupie 40 dzieci z CHD odnotowano następujące jednostki chorobowe: wada zastawki trójdzielnej (n=2), niedomykalność zastawki mitralnej (n=2), idiopatyczne poszerzenie pnia płucnego (n=2), zwężenie tętnicy płucnej (n=1), ubytek przegrody międzykomorowej (n=6), ubytek przegrody międzyprzedsionkowej (n=10), wspólny kanał przedsionkowo-komorowy (n=4), koarktacja aorty (n=7), zwężenie zastawki aortalnej (n=3), przetrwały przewód tętniczy (n=2), tetralogia Fallota (n=1). Dodatkowo, 21 pacjentów miało rozpoznane zaburzenia rytmu serca, a 8 kardiomiopatię lub zapalenie mięśnia sercowego. W wywiadzie medycznym pacjentów odnotowano współistniejące schorzenia: choroby okresu okołoporodowego (n=46), powikłania ciążowe (n=14), choroby układu pokarmowego (n=7) oraz choroby endokrynologiczne (n=5). Mediana (zakres) wieku, wzrostu, masy ciała oraz wskaźnika masy ciała (ang. *body mass index*, BMI) wynosiła odpowiednio: 12 lat (3–17), 155 cm (100–198), 51 kg (15–104) oraz 19 kg/m² (11–45).

Zarejestrowano 111 artefaktów technicznych podczas pomiaru EKG oraz 130 przy użyciu opaski na klatkę piersiową Polar H10 z aplikacją Elite HRV, co odpowiadało wskaźnikowi błędów na poziomie 0,3% dla EKG i 0,4% dla Elite HRV.

7.1.2. Analiza statystyczna zgodności parametrów HRV u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

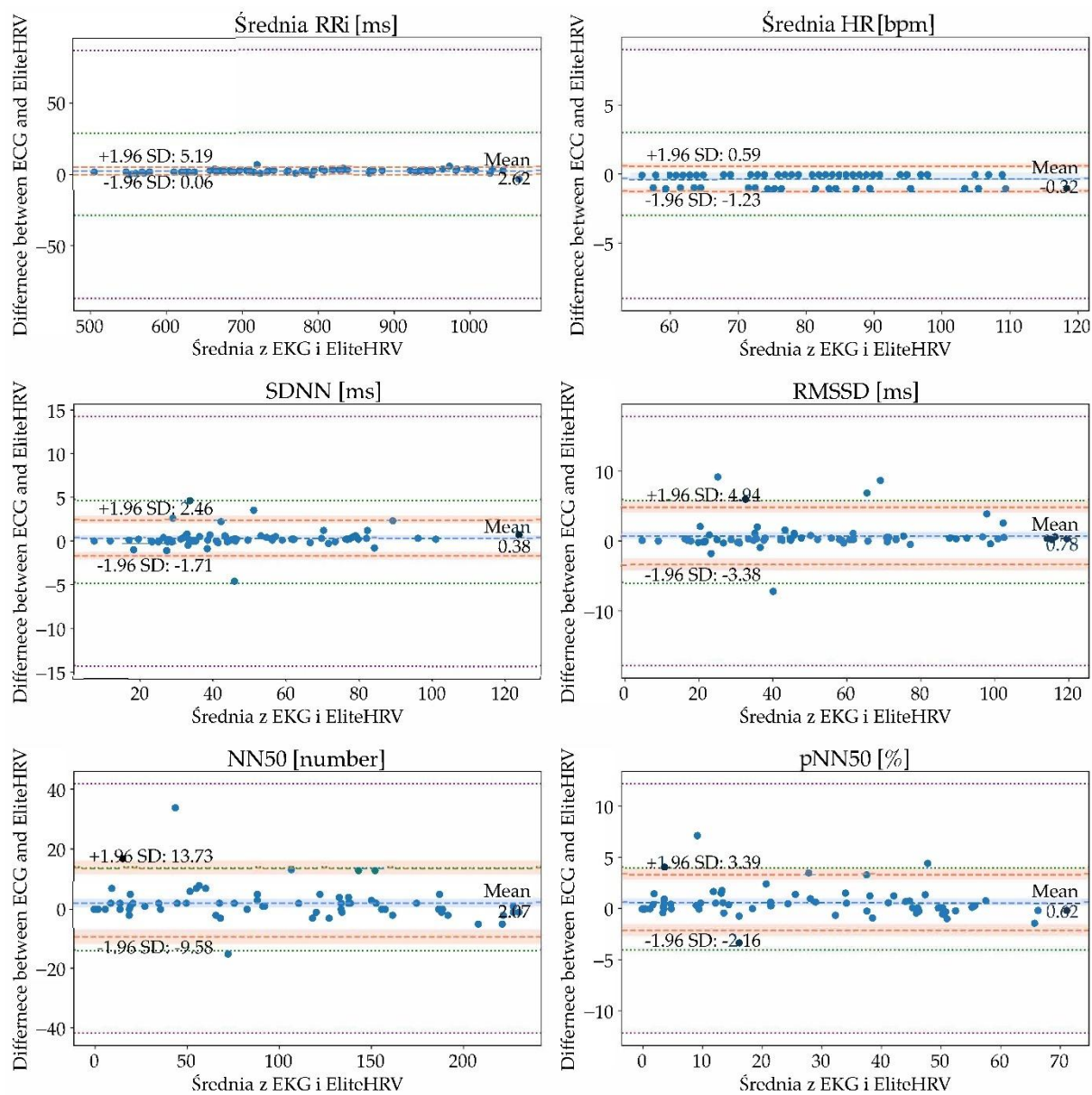
Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy parametrami HRV obliczonymi na podstawie RRi z obu urządzeń — ani w całej grupie badanej ($p > 0,05$), ani w podgrupach diagnostycznych, tj. dzieci z CHD, zaburzeniami rytmu serca oraz kardiomiopatią/zapaleniem mięśnia sercowego (wartości p w zakresie od 0,19 do 0,95). **Tabela 4** przedstawia wyniki analiz zgodności dla ocenianych parametrów HRV. Przedziały ufności (95% CI) dla współczynnika korelacji wewnątrzklasowej (ICC) mieściły się w zakresie od 0,95

do 1,00 dla wszystkich analizowanych parametrów. Najmniejsza istotna zmiana (SWC) wynosiła: 29 ms dla średniego odstępu RR, 3 uderzenia/min (bpm) dla częstości rytmu serca, 4,8 ms dla odchylenia standardowego odstępów RR, 5,9 ms dla średniego kwadratu różnic kolejnych odstępów RR (RMSSD), 4,1% dla odsetka odstępów RR różniących się o więcej niż 50 ms od poprzedniego, 307 ms² dla pasma niskiej częstotliwości (LF), 288 ms² dla pasma wysokiej częstotliwości (HF), 4,2 dla zmienności krótkoterminowej w wykresie Poincaré (SD1 – odchylenie standardowe prostopadłe do linii tożsamości), 5,5 dla zmienności długoterminowej (SD2 – odchylenie standardowe wzdłuż linii tożsamości), 0,09 dla stosunku SD2/SD1, 0,02 dla entropii aproksymacji rytmu serca (ApEn), 0,05 dla entropii próbki (SampEn) oraz 0,05 dla beztrendowej analizy fluktuacji krótkoterminowych (DFA α 1) . Dla parametrów SD2/SD1, ApEn, SampEn oraz DFA α 1 granice zgodności (LoA) przekroczyły zdefiniowaną wartość SWC. **Rycina 6** przedstawia wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów w dziedzinie czasu: SDNN, RMSSD, NN50 oraz pNN50. Dla wszystkich wymienionych parametrów granice zgodności (LoA) nie przekroczyły zdefiniowanej maksymalnej dopuszczalnej różnicy (SWC). **Rycina 7** prezentuje wykresy Bland–Altman dla parametrów w dziedzinie częstotliwości: LF, lnLF, nLF, HF, lnHF oraz nHF. **Rycina 8** przedstawia parametry nieliniowe: SD1, SD2, stosunek SD2/SD1, DFA α 1, SampEn oraz ApEn.

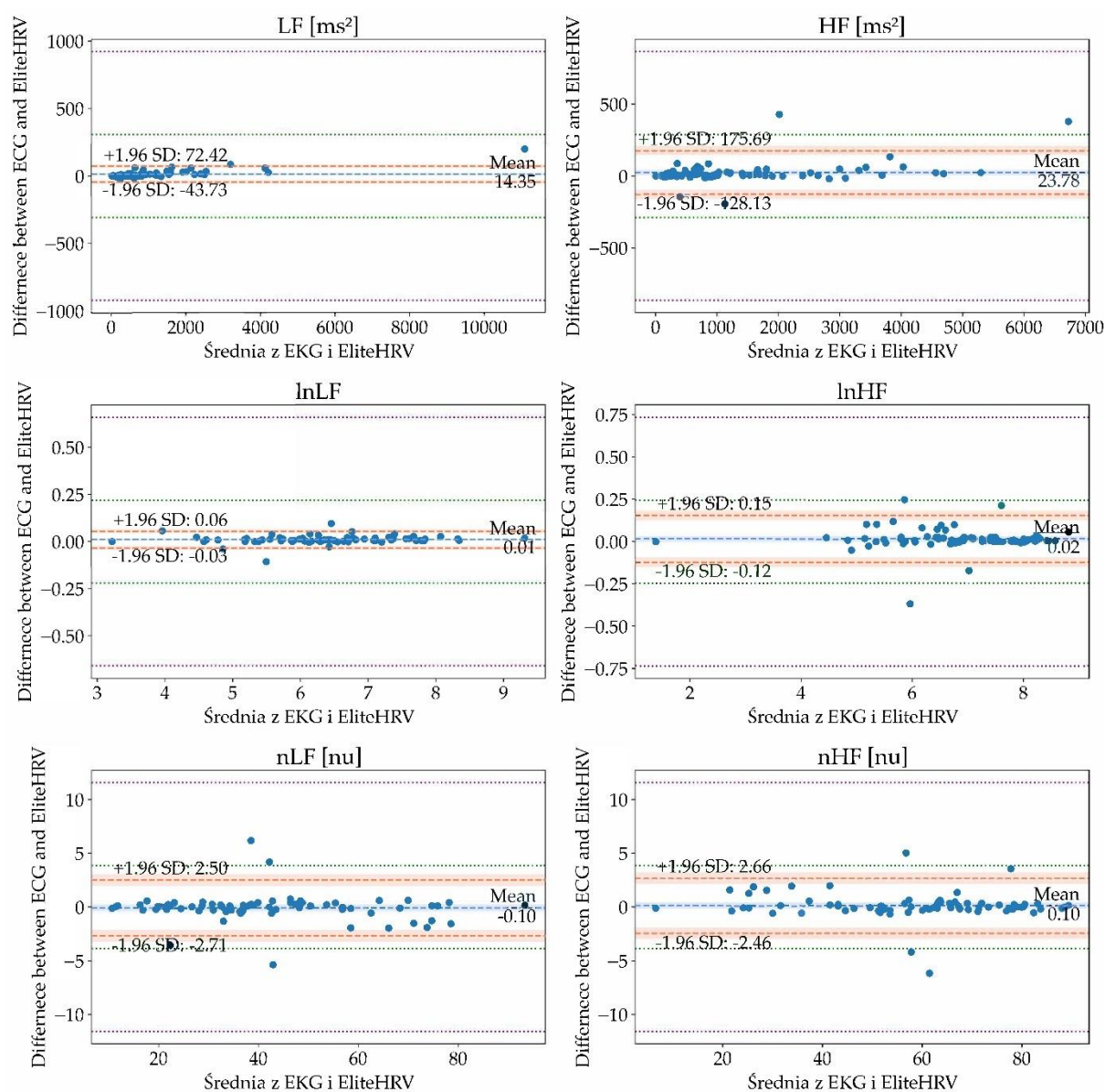
Tabela 4. Wyniki zgodności krótkoterminowych parametrów uzyskanych z EKG i aplikacji Elite HRV w pozycji spoczynkowej u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. Za zgodą: Walecka i wsp. 2024 [74 – Załącznik 2].

Parametr	EKG	EliteHRV App + H10	Bias (95% CI)	LoA	95% CI lower; upper LoA
mRR [ms]	789.5 (143.8)	786.9 (143.5)	2.6 (2.3 – 2.9)	0.1; 5.2	-0.5 – 0.6; 4.7 – 5.7
HR [bpm]	79 (15)	79 (15)	-0.3 (-0.4 – -0.2)	-1.2; 0.6	-1.4 – -1.0; 0.4 – 0.8
SDNN [ms]	48.4 (23.6)	48.0 (23.5)	0.4 (0.1 – 0.6)	-1.7; 2.5	-2.1 – -1.3; 2.0 – 2.9
RMSSD [ms]	53.7 (29.5)	52.9 (29.4)	0.8 (0.3 – 1.3)	-3.4; 4.9	-4.3 – -2.5; 4.1 – 5.8
pNN50 [%]	27.5 (20.2)	26.8 (20.3)	0.6 (0.3 – 0.9)	-2.2; 3.4	-2.7 – -1.6; 2.8 – 3.9
LF [ms²]	1052 (1525)	1038 (1499)	14 (7 – 22)	-44; 72	-56 – -32; 60 – 85
HF [ms²]	1449 (1429)	1425 (1399)	24 (5 – 43)	-128; 176	-160 – -96; 144 – 208
SD1 [ms]	38.0 (20.9)	37.5 (20.8)	0.6 (0.2 – 0.9)	-2.4; 3.5	-3.0 – -1.8; 2.9 – 4.1
SD2 [ms]	56.3 (27.2)	56.0 (27.1)	0.3 (0.1 – 0.6)	-1.7; 2.4	-2.2 – -1.3; 1.9 – 2.8
SD2/SD1	1.62 (0.45)	1.65 (0.47)	-0.02 (-0.05 – 0.0)	-0.22; 0.17	-0.26 – -0.17; 0.13 – 0.21
ApEn	1.16 (0.10)	1.16 (0.10)	0.0 (-0.0 – 0.01)	-0.04; 0.04	-0.05 – -0.03; 0.03 – 0.05
SampEn	1.70 (0.22)	1.69 (0.21)	0.01 (0.0 – 0.03)	-0.09; 0.12	-0.12 – -0.07; 0.10 – 0.15
DFAa1	0.87 (0.24)	0.87 (0.24)	0.00 (-0.01 – 0.01)	-0.10; 0.10	-0.12 – -0.08; 0.08 – 0.12

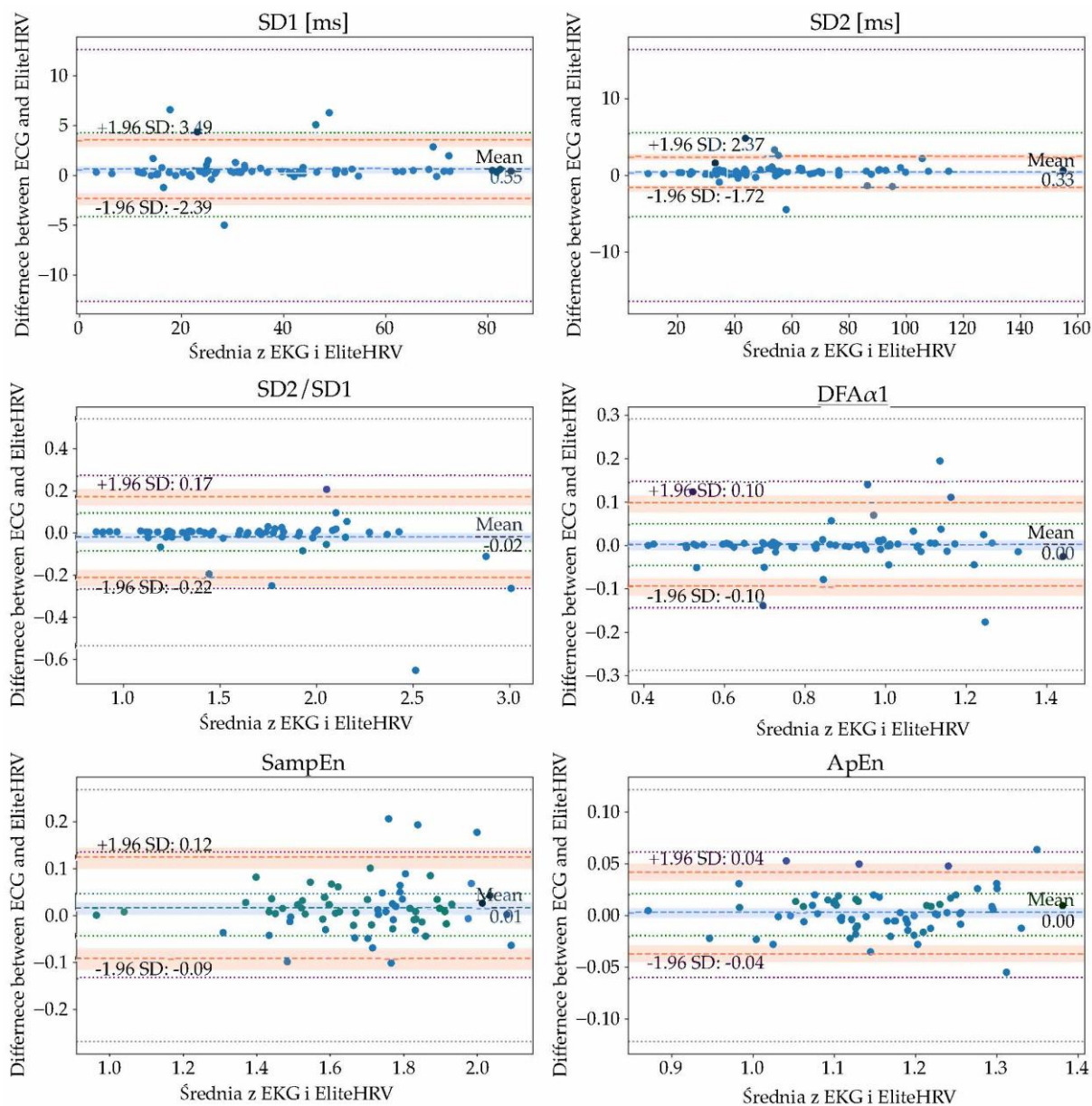
Skróty: **ApEn**-entropia aproksymacji rytmu serca (*Approximate Entropy*); **CI**-przedział ufności (*confidence interval*); **DFAa1**-beztrendowa analiza fluktuacji krótkoterminowych (*detrended short-term fluctuations*); **EKG**-12-odprowadzeniowe badanie elektrokardiograficzne; **HF**- wysoka częstotliwość (*high-frequency*); **HR**- częstość rytmu serca (*heart rate*); **HRV**- zmienność zatokowego rytmu serca (*heart rate variability*); **LF**- niska częstotliwość (*low-frequency*); **LoA**- granice zgodności (*limits of agreement*); **mRR**- średnie interwały RR (*mean RR interval*); **pNN50**- procentowy udział par odstępów NN różniących się o ponad 50 ms w stosunku do całkowitej liczby odstępów NN (*percentage of RR intervals differing > 50 ms from the preceding one*); **RMSSD**- pierwiastek kwadratowy ze średniej arytmetycznej kwadratów różnic pomiędzy kolejnymi odstępami RR (*root mean square of successive R-R interval differences*); **SampEn**- entropia próbki (*Sample Entropy*); **SD1**- pierwiastek kwadratowy z wariancji krótkoterminowej HRV (*square root of short-term HRV variance*); **SD2**- pierwiastek kwadratowy z wariancji długoterminowej HRV (*square root of long-term HRV variance*); **SD2/SD1**- stosunek SD2 do SD1 (*ratio between SD2 and SD1*); **SDNN**- odchylenie standardowe średnich odstępów NN (*standard deviation of RR intervals*).



Ryc. 6 Parametry liniowe w dziedzinie czasu. Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.



Ryc. 7 Parametry liniowe w dziedzinie częstotliwości. Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.

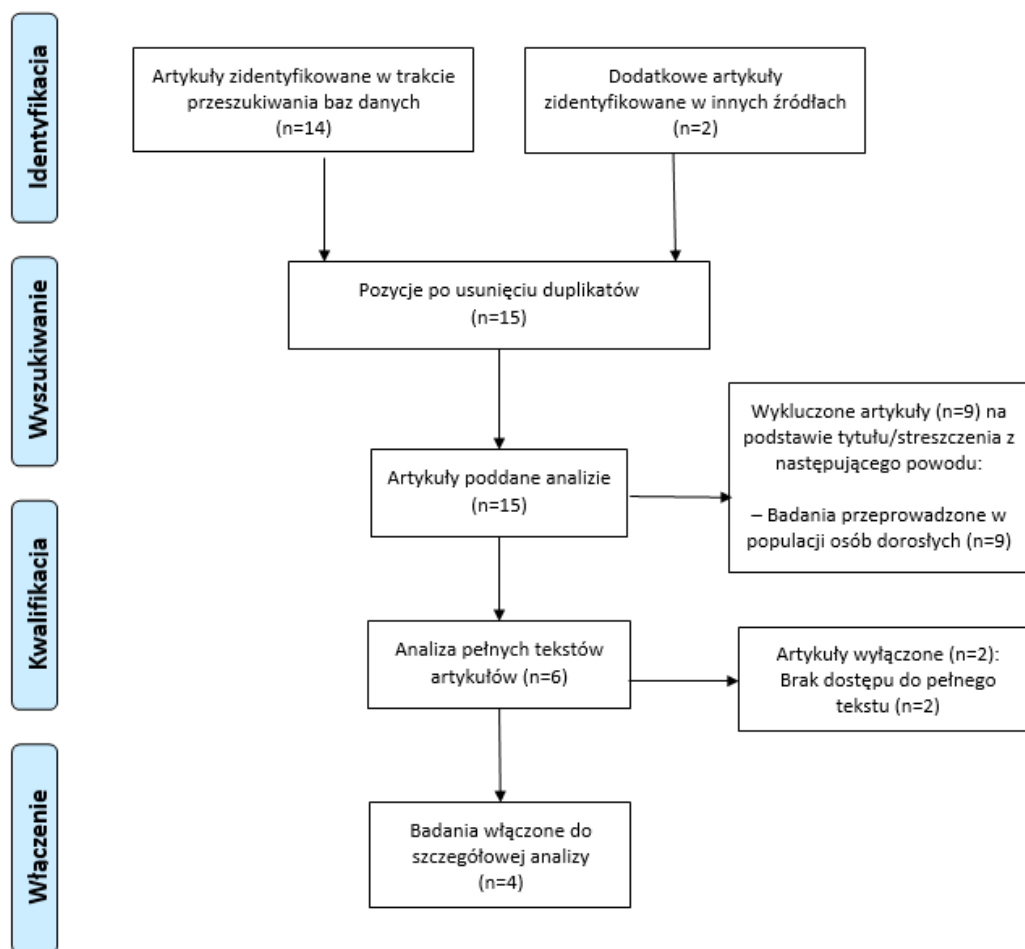


Ryc. 8 Parametry w dziedzinie częstotliwości (widmo AR). Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.

7.2. Etap II: Wyniki – Przegląd piśmiennictwa HRA u dzieci

7.2.1. Selekcja badań

W wyniku przeszukiwania baz danych zidentyfikowano 16 badań. Po usunięciu duplikatów poddano analizie 15 publikacji, z których jedynie 6 zakwalifikowano do pełnotekstowej oceny. Ostatecznie, do przeglądu włączono 4 badania, które spełniały kryteria włączenia [35-38], **Rycina 9**, schemat PRISMA.



Ryc. 9 Schemat PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) dla procesu wyszukiwania literatury.

7.2.2. Charakterystyka badań

Badania włączone do niniejszego przeglądu obejmowały łącznie 192 dziecięcych uczestników: 136 zdrowych, 20 z rozpoznaniem ADHD, 20 z depresją (ang. *major depressive disorder*; MDD), 5 z wrodzoną wadą serca, 4 z arytmia serca oraz 7 z kardiomiopatią. Wiek uczestników mieścił się w przedziale od 3 do 18 lat. W dwóch badaniach grupa eksperymentalna była

porównywana z grupą kontrolną dobraną pod względem wieku. Wszystkie badania przeprowadzono w pojedynczych ośrodkach. Podsumowanie oraz szczegółowa charakterystyka wyjściowa badań znajduje się w **Tabeli 5**.

7.2.3. Rejestracja RRI

Szczegóły dotyczące rejestracji sygnału RRI przedstawiono w **Tabeli 5**. W analizowanych badaniach rejestracja EKG była uznawana za złoty standard w pozyskiwaniu sygnału RRI do analizy HRV. W jednym z badań zastosowano długoterminowy zapis 24-godzinny metodą Holtera z częstotliwością próbkowania 1000 Hz [35]. Trzy badania wykorzystały 5-minutowe krótkoterminowe zapisy RRI uzyskane za pomocą EKG z częstotliwością próbkowania 1000 Hz [36-38]. Dodatkowo, w jednym z badań zastosowano zarówno EKG, jak i urządzenie Pneumonitor z częstotliwością próbkowania 250 Hz [38]. Dwa badania zawierały szczegółowe informacje dotyczące zbierania danych, warunków panujących w pomieszczeniu oraz okoliczności poprzedzających rejestrację [36, 38]. We wszystkich czterech badaniach krótkoterminowe zapisy wykonywano w pozycji leżącej. Ponadto, w dwóch z nich rejestrację prowadzono również podczas przejścia z pozycji leżącej do stojącej [36, 37].

7.2.4. Analiza HRA

W ramach analizy HRA w dwóch badaniach obliczono wskaźniki Porty, Guzika i Ehlersa [36, 37], natomiast w dwóch innych wykorzystano bezpłatne oprogramowanie HRAExplorer, opracowane przez Piskorskiego i Guzika służące do obliczeń HRV oraz HRV [35, 38]. Oprogramowanie to jest dostępne pod adresem: <https://hraexplorer.com> [26].

Tabela 5. Szczegółowe dane z badań uwzględnionych w przeglądzie literatury dotyczącym HRA u dzieci

Pierwszy autor i rok publikacji, typ badania	Cel badania	Grupa eksperymentalna	Pozyskiwanie RRI	Oprogramowanie do pozyskiwania RRI, częstotliwość próbkowania i czas trwania rejestracji	Wnioski
Tonhajzerova et al., 2012 [36], Obserwacyjne badanie kliniczno-kontrolne	- Badanie nieodwracalności czasowej rytmu serca jako nieliniowej cechy HRV, odzwierciedlającej złożoność autonomicznej regulacji serca.	N=40 (40♀); Wiek: 15-18 lat; Diagnoza: ciężkie zaburzenie depresyjne (MDD) bez wcześniejszego leczenia Grupy: Grupa badana: n=20 z MDD Grupa kontrolna: n=20 zdrowe dziewczęta dopasowane wiekowo Kryteria wykluczenia: wywiad wskazujący na schorzenia wpływające na HRV, w tym choroby układu sercowo-naczyniowego, oddechowego, choroby endokrynologiczne, neurologiczne, zakaźne, a także otyłość, zaburzenia masy ciała, nadużywanie alkoholu i substancji psychoaktywnych oraz palenie tytoniu.	Instrukcje: Należy unikać spożycia kofeiny i alkoholu przez co najmniej 12h przed rejestracją. Przed badaniem należy skorzystać z toalety. Położyć się w wygodnej pozycji i unikać mówienia oraz poruszania się, o ile nie jest to konieczne. Pora dnia: między 8:00 a 11:30 rano, po standardowym śniadaniu spożytym 2h wcześniej. Pomieszczenie: ciche, o standardowej temperaturze 23°C, z minimalizacją bodźców. Odpoczynek przed rejestracją: 15 min	Oprogramowanie: EKG VorCorPF6 (Dimec, CZ) Częstotliwość próbkowania: 1000 Hz Czas trwania: 5 min w obu pozycjach Pozycja: I leżenie na plecach II zmiana pozycji z leżącej na stojącą (ortostaza) Korekcja artefaktów: ręczna Analiza HRA: indeksy Porta, Guzik, Ehlers	HRA jest zaburzona u nigdy nieleczonych dziewcząt w wieku młodzieńczym z MDD w spoczynku, co sugeruje złożoną dysregulację AUN. Zastosowanie metod nieliniowych w badaniu zależności między depresją a dynamiką pracy serca może przyczynić się do wyjaśnienia istotnych aspektów patofizjologicznych. Ocena HRA może wspomagać identyfikację neurokardiologicznej dysregulacji u młodzieży z MDD, potencjalnie pełniąc rolę wskaźnika prognostycznego dla przyszłych niekorzystnych zdarzeń sercowych.
Tonhajzerova et al., 2014 [37], Obserwacyjne badanie kliniczno-kontrolne	- Badanie asymetrii czasowej rytmu serca jako nieliniowej, jakościowej cechy HRA, odzwierciedlającej złożoność autonomicznej regulacji serca.	N=40 (40♂); Wiek: 8-12 lat; Diagnoza: zespół nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi (ADHD) Grupy: Grupa badana: n=20 with ADHD Grupa kontrolna: n=20 zdrowych chłopców dopasowanych wiekowo Kryteria wykluczenia: jak wyżej.	Instrukcje: brak danych. Pora dnia: między 8:00 a 12:00 rano, po standardowym śniadaniu spożytym 2h wcześniej. Pomieszczenie: ciche, o standardowych warunkach (temperatura, minimalizacja bodźców). Odpoczynek przed rejestracją: 10 min	Oprogramowanie: EKG VorCorPF6 (Dimec, CZ) Częstotliwość próbkowania: 1000 Hz Czas trwania: 5 min w obu pozycjach Pozycja: I leżenie na plecach II zmiana pozycji z leżącej na stojącą (ortostaza) Korekcja artefaktów: ręczna Analiza HRA: indeksy Porta, Guzik, Ehlers	Zmieniona HRA jest obserwowana u dzieci z ADHD, w spoczynku oraz podczas zmiany pozycji z leżącej na stojącą. Wyniki te sugerują potencjalny deficyt w złożonym układzie regulacji serca, który może przyczyniać się do niekorzystnych skutków kardiologicznych w przyszłości. Nieliniowa analiza HRV, oparta na nieodwracalności rytmu serca, może stanowić nowy wskaźnik służący do wyjaśnienia związku między integralnością neurokardiologiczną a ADHD u nieleczonych dzieci bez współistniejących zaburzeń.

Zalas et al., 2023 [35], Obserwacyjne badanie przekrojowe	- Analiza obecności i ekspresji krótkoterminowej, długoterminowej oraz całkowitej HRA w 24h EKG metodą Holtera. -Badanie obecności mechanizmów kompensacyjnych HRA u dzieci. -Porównanie ekspresji oraz częstości występowania HRA i kompensacji HRA pomiędzy dziewczętami a chłopcami. -Analiza związku pomiędzy wiekiem a HRA.	N=96 (50♀, 46♂); Wiek: 3-18 lat; Diagnoza: brak, zdrowe dzieci. Kryteria wykluczenia: dodatkowe schorzenia, ≥100 nadkomorowych i komorowych dodatkowych pobudzeń na godz., występowanie par pobudzeń lub tachykardii, patologiczna bradykardia, rytm niezatokowy, zaburzenia przewodzenia przedsionkowo-komorowego lub <90% rytmu zatokowego w 24-godzinny monitorowaniu EKG metodą Holtera.	Instrukcje: brak danych. Pora dnia: brak danych. Pomieszczenie: brak danych. Odpoczynek przed rejestracją: brak danych.	Oprogramowanie: Holter monitoring- Medilog Darwin 2, 3-channel (Schiller, CH) Częstotliwość próbkowania: 1000 Hz Czas trwania: min 18 h (w tym godziny nocne) Pozycja: nie dotyczy Korekcja artefaktów: ręczna Analiza HRA: HRAExplorer (v. 1.55) opracowany przez Piskorski i Guzík	Na podstawie 24h zapisów EKG metodą Holtera HRA występuje u 88% zdrowych dzieci w wieku od 3 do 18 lat. Krótkoterminowa HRA jest bardziej wyraźna u chłopców, jednak ogólna częstość jej występowania nie wykazuje różnic między płciami. Długoterminowa oraz całkowita HRA wykazują tendencję wzrostową wraz z wiekiem. Konieczne są dalsze badania w celu lepszego zrozumienia mechanizmów HRA oraz jej znaczenia klinicznego u dzieci.
Gąsior et al., 2024 [38], Obserwacyjne badanie przekrojowe, badanie walidacyjne	- Ocena zgodności, wiarygodności urządzenia Pneumonitor do rejestrowania i analizy krótkoterminowych odstępów RR (RRi) w kontekście HRA, w porównaniu z EKG. - Analiza związku pomiędzy parametrami HRA a częstością oddechów (RespRate).	N=16 (6♀, 10♂) dzieci Wiek: 7-18 lat; Diagnoza: wrodzona wada serca (n=5), zaburzenia rytmu serca (n=4), kardiomiopatia (n=7). Kryteria wykluczenia: infekcja, zmiana leczenia farmakologicznego w ciągu ostatnich 3 mies. (w przypadku stałej terapii farmakologicznej).	Instrukcje: Należy powstrzymać się od aktywności fizycznej w dniu poprzedzającym badanie oraz w dniu badania oraz unikać niezdrowej żywności, słodzonych napojów i przekąsek. W razie potrzeby skorzystać z toalety przed rozpoczęciem badania. Pora dnia: między 8:00 a 14:00, co najmniej godzinę po spożyciu śniadania. Pomieszczenie: gabinet szpitalny o stabilnej, kontrolowanej temperaturze i wilgotności. Odpoczynek przed rejestracją: brak danych.	Oprogramowanie: PC EKG - Custo cardio 100, 12-channel (DE), Pneumonitor (urządzenie opracowane akademicko) rejestruje odstęp RR (RRi), częstość oddechów oraz ekwiwalent objętości oddechowej. Częstotliwość próbkowania: EKG 1000 Hz, Pneumonitor 250 Hz Czas trwania: 5 min Pozycja: nieruchoma Korekcja artefaktów: ręczna Analiza HRA: HRAExplorer (v. 1.55) opracowany przez Piskorski i Guzík	HRA) powinna być analizowana przed przeprowadzeniem analizy zmienności HRV. Urządzenie Pneumonitor uznawane jest za wiarygodne w zakresie rejestrowania odstępów RR (RRi), które mogą być następnie wykorzystane do obliczania parametrów HRV w dziedzinie czasu i częstotliwości, wybranych parametrów HRA, a w konsekwencji także sprzężenia krążeniowo-oddechowego u dzieci z chorobami serca w stanie spoczynku. Należy jednak zaznaczyć, że RRi rejestrowane za pomocą urządzeń o częstotliwości próbkowania poniżej 250 Hz mogą być niewystarczające do rzetelnej analizy HRA.

Skróty: ADHD - zespół nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi (*Attention Deficit Hyperactivity Disorder*); AUN - autonomiczny układ nerwowy (*autonomic nervous system*); HRA – asymetria rytmu serca (*heart rate asymmetry*); HR - częstość rytmu serca (*heart rate*); HRV - zmienność zatokowego rytmu serca (*heart rate variability*); MDD – ciężkie zaburzenie depresyjne (*Major Depressive Disorder*); RespRate - częstość oddechów (*Respiratory Rate*); RRi – interwały RR (*RR interval*).

7.3. Etap III: Wyniki – Asymetria rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

7.3.1. Uczestnicy

Spośród 92 uczestników wstępnej populacji, 25 zostało wykluczonych z różnych powodów: 17 z powodu braku potwierdzonej diagnozy, 6 ze względu na niestacjonarny sygnał RRI oraz 2 z powodu błędnych wyników uzyskanych po analizie w programie HRA Explorer. Do analizy włączono dane 67 pacjentów (w tym 30 dziewcząt) z wadą serca (N=38), arytmia serca (N=21) oraz kardiomiopatią/zapaleniem mięśnia sercowego (N=8). Mediana (zakres) wartości wieku, wzrostu, masy ciała oraz BMI wynosiła odpowiednio: 12 lat (3–17), 155 cm (105–198), 51 kg (15–104) oraz 19 kg/m² (11–45).

7.3.2. Analiza statystyczna zgodności parametrów HRA u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

Statystyki zgodności dla parametrów analizy HRA przedstawiono w Tabeli 6.

Tabela 6. Analiza zgodności pomiarów uzyskanych za pomocą aplikacji EliteHRV połączonej z opaską na klatkę piersiową PolarH10 i EKG

Parametr	Różnica Średnia $\pm$ SD	SWC	Lower LoA (95% CI)	Upper LoA (95% CI)	ICC (95% CI)
PI [%]	0.00 $\pm$ 0.01	0.01	-0.02 (-0.03;-0.02)	0.02 (0.02;0.03)	0.96 (0.94;0.98)
GI	0.00 $\pm$ 0.02	0.01	-0.04 (-0.05;-0.03)	0.04 (0.03;0.05)	0.93 (0.89;0.96)
C2d	0.00 $\pm$ 0.02	0.01	-0.03 (-0.04;-0.03)	0.03 (0.02;0.04)	0.97 (0.95;0.98)
CTd	0.00 $\pm$ 0.01	0.01	-0.02 (-0.02;-0.02)	0.02 (0.01;0.02)	0.97 (0.94;0.98)
DR1 [no]	-0.43 $\pm$ 4.67	5.11	-9.60 (-11.55;-7.64)	8.73 (6.77;10.69)	0.98 (0.97;0.99)
DR2 [no]	0.63 $\pm$ 5.21	3.24	-9.58 (-11.76;-7.40)	10.83 (8.65;13.01)	0.95 (0.92;0.97)
DR3 [no]	0.36 $\pm$ 2.93	1.96	-5.38 (-6.60;-4.15)	6.09 (4.87;7.32)	0.96 (0.93;0.97)
AR1 [no]	-0.28 $\pm$ 4.71	4.87	-9.51 (-11.48;-7.54)	8.94 (6.97;10.91)	0.98 (0.97;0.99)
AR2 [no]	0.34 $\pm$ 4.60	3.46	-8.68 (-10.61;-6.75)	9.37 (7.44;11.30)	0.96 (0.94;0.98)
AR3 [no]	0.34 $\pm$ 2.53	2.04	-4.62 (-5.68;-3.56)	5.31 (4.25;6.37)	0.97 (0.95;0.98)
NR1 [no]	0.37 $\pm$ 2.58	1.14	-4.69 (-5.77;-3.60)	5.43 (4.35;6.51)	0.90 (0.85;0.94)
NR2 [no]	-0.01 $\pm$ 0.37	0.05	-0.74 (-0.89;-0.58)	0.71 (0.55;0.86)	0.14 (-0.10;0.37)

Skróty: **ARi**–seria składająca się z przyspieszeń w liczbie i, np. AR1-A3 (*acceleration runs*); **C2d** – udział zwolnień w długotermiowej HRV (*contribution of HR decelerations to long-term HRV*); **CI**–przedział ufności (*confidence interval*); **CTd**–udział spowolnień HR w całkowitej HRV (*contribution of HR decelerations to total HRV*); **DRi**–seria składająca się ze zwolnień w liczbie i, np. DR1-DR3 (*deceleration runs*); **GI**–udział zwolnień w krótkoterminowej HRV (C1d, Guzik’s index); **ICC**–współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (*Intraclass Correlation Coefficient*); **LoA**–granice zgodności (*Limits of Agreement*); **NRi**–neutralne monotoniczne serie w liczbie i, np. N1–N2 (*neutral runs*); **PI**–wskaźnik Porty (*Porta’s index*); **SWC**–najmniejsza istotna zmiana (*Smallest Worthwhile Change*).

7.3.3. Rozbieżności w asymetrii rytmu serca pomiędzy Elite HRV z wykorzystaniem Polar H10 a EKG u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

Wartości współczynnika ICC przekraczały 0,9, a dolne granice przedziałów ufności dla ICC były wyższe niż 0,75 dla wszystkich parametrów z wyjątkiem dwóch – N1 i N2. U pacjentów zaobserwowano rozbieżności pomiędzy pomiarami wykonanymi za pomocą urządzenia Polar a rejestracją EKG, które przekraczały granice zgodności (LoA) oraz istotność kliniczną (SWC). W związku z tym przeanalizowano potencjalne czynniki mogące wpływać na te rozbieżności. Przeprowadzono analizę regresji w celu oceny, czy różnice te są zależne od płci, wieku lub rozpoznania (**Tabela 7**).

Wiek okazał się istotnym czynnikiem determinującym różnice dla parametru AR3. Płeć nie miała istotnego wpływu na żaden z analizowanych parametrów HRA. Obecność arytmii serca (w porównaniu do wady serca) była istotnym czynnikiem różnicującym dla parametrów DR3 oraz AR3. Najwyższą wartość współczynnika determinacji (R^2) odnotowano dla modelu AR3, natomiast dla pozostałych modeli wartość R^2 nie przekroczyła 0,10.

Tabela 7. Modele regresji liniowej dla różnicy w pomiarach zmiennych HRA uzyskanych za pomocą urządzenia Polar i EKG

Różnica (Polar EKG)	vs	Determinanta	B (95% CI)	p	R^2
PI		Wiek (w latach)	0.00 (0.00;0.00)	0.422	0.039
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.00 (-0.01;0.00)	0.302	
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.00 (-0.01;0.00)	0.556	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.00 (-0.01;0.01)	0.588	
GI		Wiek (w latach)	0.00 (0.00;0.00)	0.374	0.014
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.00 (-0.01;0.01)	0.996	
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.00 (-0.01;0.01)	0.753	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.00 (-0.02;0.02)	0.947	
C2d		Wiek (w latach)	0.00 (0.00;0.00)	0.733	0.023
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.00 (-0.01;0.01)	0.536	
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.00 (-0.01;0.01)	0.444	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.01 (-0.01;0.02)	0.334	
CTd		Wiek (w latach)	0.00 (0.00;0.00)	0.701	0.025
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.00 (-0.01;0.00)	0.445	

Różnica (Polar EKG)	vs	Determinanta	B (95% CI)	p	R ²
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.00 (0.00;0.01)	0.553	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.00 (0.00;0.01)	0.312	
DR1		Wiek (w latach)	-0.12 (-0.39;0.15)	0.382	0.041
		Mężczyźni (vs kobiety)	1.51 (-0.83;3.86)	0.201	
		Arytmie serca (vs wada serca)	-0.29 (-2.94;2.37)	0.831	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.29 (-3.58;4.16)	0.882	
DR2		Wiek (w latach)	-0.14 (-0.43;0.16)	0.365	0.061
		Mężczyźni (vs kobiety)	1.64 (-0.95;4.22)	0.210	
		Arytmie serca (vs wada serca)	2.00 (-0.93;4.93)	0.177	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	-0.22 (-4.48;4.05)	0.920	
DR3		Wiek (w latach)	-0.07 (-0.24;0.09)	0.368	0.098
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.11 (-1.31;1.54)	0.873	
		Arytmie serca (vs wada serca)	2.08 (0.46;3.69)*	0.013	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.97 (-1.38;3.32)	0.412	
AR1		Wiek (w latach)	0.01 (-0.26;0.28)	0.931	0.030
		Mężczyźni (vs kobiety)	1.59 (-0.79;3.96)	0.186	
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.20 (-2.49;2.90)	0.880	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.14 (-3.78;4.06)	0.943	
AR2		Wiek (w latach)	-0.14 (-0.41;0.12)	0.278	0.054
		Mężczyźni (vs kobiety)	1.45 (-0.84;3.75)	0.211	
		Arytmie serca (vs wada serca)	1.34 (-1.26;3.94)	0.306	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	-0.06 (-3.85;3.73)	0.975	
AR3		Wiek (w latach)	-0.15 (-0.29;-0.02)*	0.030	0.140
		Mężczyźni (vs kobiety)	-0.38 (-1.59;0.82)	0.526	
		Arytmie serca (vs wada serca)	1.70 (0.34;3.07)*	0.015	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	0.37 (-1.62;2.35)	0.712	
N1		Wiek (w latach)	0.03 (-0.12;0.18)	0.706	0.039
		Mężczyźni (vs kobiety)	0.98 (-0.31;2.28)	0.135	
		Arytmie serca (vs wada serca)	-0.25 (-1.72;1.22)	0.732	
		Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	-0.26 (-2.40;1.88)	0.811	
N2		Wiek (w latach)	0.00 (-0.02;0.03)	0.731	0.023
		Mężczyźni (vs kobiety)	-0.02 (-0.20;0.17)	0.869	
		Arytmie serca (vs wada serca)	0.06 (-0.15;0.28)	0.546	

Różnica (Polar EKG)	vs Determinanta	B (95% CI)	p	R ²
	Kardiomiopatia / zapalenie mięśnia sercowego (vs wada serca)	-0.11 (-0.42;0.20)	0.477	

Skróty: **ARi**–seria składająca się z przyspieszeń w liczbie i, np. AR1-A3 (*acceleration runs*); **B (95% CI)**– współczynnik regresji (przedział ufności 95%); **C2d**–udział zwolnień w długoterminowej HRV (*contribution of HR decelerations to long-term HRV*); **CI**–przedział ufności (*confidence interval*); **CTd**– udział spowolnień HR w całkowitej HRV (*contribution of HR decelerations to total HRV*); **DRi**–seria składająca się ze zwolnień w liczbie i, np. DR1-DR3 (*deceleration runs*); **GI**–udział zwolnień w krótkoterminowej HRV (C1d, Guzik’s index); **NRi**–neutralne monotoniczne serie w liczbie i, np. N1–N2 (*neutral runs*); **p**- wartość p; **PI**-index porty (*Porta’s index*); **R²**- współczynnik determinacji.

8. Dyskusja

8.1. Etap I: Zmienność zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych

Wystarczającą zgodność wykazały wybrane krótkoterminowe (5-minutowe) parametry liniowe i nieliniowe HRV, obliczane na podstawie odstępów RRI uzyskanych z zapisu EKG oraz aplikacji Elite HRV w pozycji spoczynkowej u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. U większości dzieci z problemami kardiologicznymi obserwuje się obniżone HRV [11, 12, 64, 65, 75-78]. Wśród kardiologów dziecięcych tematyka AUN oraz jego dysfunkcji w przebiegu CHD, w tym analiza HRV, jest rzadko poruszana. Specjaliści powinni rozważyć wdrożenie oceny krótkoterminowych i długoterminowych parametrów HRV u wszystkich pacjentów z CHD, ponieważ HRV może pełnić rolę wskaźnika ryzyka w tej grupie, ze względu na wyższe prawdopodobieństwo występowania nieprawidłowości w porównaniu do populacji ogólnej [79]. Przewlekłe obniżona HRV jest z reguły niekorzystna, jednak pojedyncze lub okresowe spadki HRV nie muszą świadczyć o patologii – mogą mieć znaczenie adaptacyjne, o ile wartości HRV powracają do normy lub ulegają poprawie [80-82].

Obecnie analiza HRV stanowi nieinwazyjne narzędzie służące ocenie funkcjonalności AUN u dorosłych, ze szczególnym uwzględnieniem jego zdolności adaptacyjnych oraz obecności zaburzeń regulacyjnych. Pomimo rosnącego zainteresowania tym wskaźnikiem, jego zastosowanie kliniczne pozostaje ograniczone, głównie ze względu na brak jednoznacznych wytycznych interpretacyjnych. Wartość HRV ma potencjalne znaczenie zarówno diagnostyczne, jak i prognostyczne [83], przy czym to właśnie potencjał predykcyjny wydaje się szczególnie istotny w kontekście wczesnego wykrywania ryzyka rozwoju chorób przewlekłych. Przykładowo, u pacjentów z nadciśnieniem tętniczym zmiany HRV mają charakter progresywny [84, 85]. Co istotne, nawet u osób bez objawów klinicznych, obniżone wartości HRV mogą stanowić wczesny marker ryzyka rozwoju chorób układu sercowo-naczyniowego, takich jak niewydolność serca czy choroba niedokrwienna serca [86]. Należy

jednak pamiętać, że HRV charakteryzuje się wysoką podatnością na wpływ czynników egzogennych, co należy uwzględnić zarówno na etapie projektowania badania, jak i interpretacji wyników. Do istotnych zmiennych zakłócających należą m.in. spożycie kofeiny, stosowanie wybranych leków, konsumpcja alkoholu, pora dnia, aktywność fizyczna podejmowana w dniach poprzedzających pomiar lub w dniu badania, przyjmowanie pokarmów i płynów (w tym wody), a także stopień wypełnienia pęcherza moczowego. Czynniki te mogą znacząco wpływać na wartości rejestrowanych parametrów HRV, prowadząc do ich zmienności niezwiązanej z rzeczywistym stanem funkcji autonomicznej [87].

Parametry HRV, obliczone na podstawie wstępnie przetworzonych RRi zarejestrowanych za pomocą urządzenia Polar H10 i aplikacji Elite HRV w pozycji leżącej w spoczynku, wykazały wystarczającą zgodność z EKG, uznawanym za złoty standard, u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. Uzyskane wyniki są zgodne z wcześniejszymi badaniami przeprowadzonymi u zdrowych dzieci w wieku 8–11 lat, w których analizowano HRV przez 10 minut przy użyciu opaski na klatkę piersiową Polar T61™ oraz zegarka Polar S810 [56], jak również z wynikami badań u młodzieży z otyłością, w których zastosowano urządzenie Polar RS800cx [88]. Warto podkreślić, że czujnik Polar H10 został zastosowany jako referencyjne narzędzie pomiarowe (złoty standard) w procesie walidacji fotopletyzmoграфии palcowej (PPG) w kontekście oceny HRV u zdrowych dzieci w wieku od 3 do 5 lat [46]. Gorsze wyniki statystyk zgodności dla parametrów nieliniowych mogą sugerować, że wskaźniki HRV oparte na statystyce kalkulacji określonych akceleracji i deceleracji rytmu serca (np. HRA), obliczane bez zaawansowanych procedur wstępnego przetwarzania (takich jak usuwanie trendu), mogą być obarczone błędem przy wykorzystaniu RRi pochodzących z HRM.

Darmowa aplikacja Elite HRV, dostępna na większości systemów operacyjnych urządzeń mobilnych, w połączeniu z HRM, umożliwia pozyskiwanie wiarygodnych, surowych RRi, które mogą być wykorzystywane do obliczenia parametrów liniowych oraz wybranych parametrów nieliniowych do analizy HRV. Obecnie populacja dorosłych osób z CHD przewyższa liczebnie populację dzieci z tym rozpoznaniem [89]. Rzetelna analiza HRV może wspomagać wykrywanie zaburzeń rytmu serca u dzieci [90], a także u dorosłych, u których arytmie występują stosunkowo często i wiążą się z istotnym ryzykiem zdrowotnym, zwiększoną śmiertelnością oraz pogorszeniem jakości życia [91]. Zmienność parametrów HRV pomiędzy pomiarami może być związana ze zmianami częstości oddechów [92]. W niniejszym badaniu częstość oddechów była rejestrowana za pomocą nagrania wideo. Alternatywą dla tej

metody są pneumonitory – przenośne urządzenia, które zostały niedawno zwalidowane w populacji dzieci z chorobami serca [93]. Urządzenia te umożliwiają jednoczesną rejestrację wzorca oddechowego (impedancyjna pneumografia), jedno-odprowadzeniowego EKG, ruchu ciała oraz parametrów pulsoksymetrycznych (saturacja, fala tętna), co pozwala na ich zastosowanie również w warunkach aktywności fizycznej. W niniejszym badaniu pomiary były wykonywane w spoczynku. Wskazane jest rozszerzenie walidacji HRM w populacji pediatrycznej kardiologicznej o warunki wysiłkowe oraz o inne klasy parametrów nieliniowych, takie jak dynamika symboliczna.

8.2. Etap II: Przegląd literatury – asymetria rytmu serca u dzieci

W związku z tym, że metody liniowe stosowane w analizie HRV są niewystarczające do uchwycenia złożonej dynamiki rytmu serca, coraz częściej stosuje się zaawansowane metody nieliniowe, które umożliwiają ilościową ocenę jakościowych cech rytmu serca, takich jak jego złożoność, asymetria oraz wzorce rekurencyjne [94]. HRA może wspomagać identyfikację zaburzeń funkcjonowania AUN zarówno u dzieci zdrowych, jak i z określonymi jednostkami chorobowymi, potencjalnie pełniąc rolę wskaźnika prognostycznego dla przyszłych niekorzystnych zdarzeń sercowych. HRA występuje u 88% zdrowych dzieci w wieku 3–18 lat, na podstawie 24-godzinnych zapisów EKG. Krótkoterminowa HRA jest bardziej wyraźna u chłopców, jednak ogólna częstość występowania nie wykazuje różnic płciowych. Długoterminowa oraz całkowita HRA wzrasta wraz z wiekiem [35]. U nastoletnich dziewcząt z nierozpoznaną i nieleczoną MDD obserwuje się zaburzenia HRA w spoczynku, co wskazuje na złożoną dysregulację AUN. Metody nieliniowe badające zależność między depresją a dynamiką rytmu serca mogą ujawnić istotne mechanizmy patofizjologiczne. Ocena HRA może wspomagać wykrywanie dysregulacji AUN młodzieży z MDD, potencjalnie pełniąc rolę markera prognostycznego dla przyszłych zdarzeń sercowo-naczyniowych [36]. Okres adolescencji jest szczególnie istotny, ponieważ w wyniku intensywnych zmian rozwojowych depresja może prowadzić do zaburzeń regulacji pracy serca przez AUN [95], co czyni ten etap życia szczególnie istotnym dla badań nad funkcją serca w kontekście depresji oraz profilaktyki powikłań sercowych [96]. Podobnie, u dzieci z ADHD obserwuje się zmienioną HRA zarówno w spoczynku, jak i podczas próby ortostatycznej (zmiana pozycji z leżącej na stojącą). Wyniki te sugerują niedostateczną regulację czynności pracy serca, która może prowadzić do niekorzystnych zdarzeń sercowych w przyszłości. Nieliniowa analiza HRV oparta na nieodwracalności rytmu serca może pomóc w wyjaśnieniu związku między

integralnością neurokardialną a ADHD u dzieci nieleczonych, bez współistniejących zaburzeń [37].

Zgodnie z rekomendacjami, autorzy badań dotyczących HRV oraz HRA powinni rygorystycznie przestrzegać wytycznych metodologicznych, aby zapewnić porównywalność wyników oraz ich interpretowalność [97]. Wiele prac naukowych pomija kluczowe informacje dotyczące m.in. momentu rejestracji interwałów RR, warunków środowiskowych w miejscu pomiaru, okresu poprzedzającego rejestrację, pozycji ciała badanego oraz czasu trwania pomiaru. Brak tych danych może prowadzić do znacznych trudności w porównywaniu wyników między badaniami, zwiększa ryzyko błędnej interpretacji parametrów HRV oraz obniża wiarygodność uzyskanych rezultatów. Ziemssen i wsp. opublikowali przegląd literatury na temat oceny funkcji AUN, w którym przedstawili kluczowe rady dotyczące przygotowania pacjenta do badania. Zgodnie z tymi wytycznymi, na 12 godzin przed badaniem należy odstawić alkohol oraz, jeśli zostało to zalecone przez lekarza, leki przeciwbólowe. W dniu badania pacjent nie powinien zakładać ciasnej odzieży, gorsetów ani pończoch uciskowych. Natomiast na 3 godziny przed rozpoczęciem badania zaleca się powstrzymanie od przyjmowania nikotyny, kofeiny oraz spożywania pokarmów [98].

8.3. Etap III: Analiza asymetrii rytmu serca u dzieci

Krótkoterminowe RRi uzyskane w pozycji leżącej w spoczynku za pomocą aplikacji EliteHRV i opaski na klatkę piersiową Polar H10 wykazują wystarczającą zgodność z pomiarami EKG u dzieci z chorobami serca. Analiza rozkładu różnic wskazuje, że u niektórych pacjentów występują istotne rozbieżności między pomiarami wykonanymi za pomocą urządzenia Polar a zapisem EKG, które przekraczają granice zgodności (LoA) oraz minimalną istotną zmianę (SWC). Z tego względu konieczne było zbadanie czynników odpowiedzialnych za te różnice. Spośród analizowanych zmiennych (wiek, płeć, rozpoznanie), najczęstszą przyczyną rozbieżności były arytmie serca, co wymaga dalszych badań. Ponieważ pomiar został przeprowadzony w warunkach spoczynkowych, przyszłe badania powinny obejmować również analizę reakcji organizmu na wysiłek fizyczny.

Przyjazna dla użytkownika, wygodna i darmowa aplikacja EliteHRV w połączeniu ze stosunkowo niedrogą opaską na klatkę piersiową Polar H10 może być wykorzystywana w codziennym monitorowaniu interwałów RR dedykowanych analizie HRA u dzieci z chorobami serca w warunkach spoczynkowych. Należy jednak zachować ostrożność przy analizie odcinków neutralnych u pacjentów z arytmiami serca.

9. Ograniczenia badania

Badanie zostało przeprowadzone tylko w pozycji spoczynku, warto poszukiwać prostych narzędzi w celu zapewnienia monitorowania i bezpieczeństwa pacjenta pediatrycznego kardiologicznego także w trakcie określonej formy aktywności fizycznej. Dodatkowo, w celu pełniejszej interpretacji danych, zaleca się uwzględnienie grupy kontrolnej złożonej ze zdrowych osób, co pozwoli na wykazanie różnic pomiędzy wynikami uzyskanymi w grupie badanej.

10. Wnioski

- **Etap I badania:**
 - Aplikacja Elite HRV w połączeniu z opaską na klatkę piersiową Polar H10, stanowi wiarygodne narzędzie do krótkoterminowej analizy zmienności zatokowego rytmu serca (HRV) u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.
- **Etap II badania:**
 - Aby zapewnić porównywalność wyników, autorzy badań dotyczących zmienności rytmu serca (HRV) oraz asymetrii rytmu serca (HRA) powinni stosować się do obowiązujących zaleceń metodologicznych.
 - Konieczne są dalsze badania nad mechanizmami oraz klinicznym znaczeniem HRA w populacji dziecięcej.
- **Etap III badania:**
 - Polar H10 wraz z EliteHRV może być również wykorzystywany w codziennym monitorowaniu RRI, służącym do oceny wybranych parametrów asymetrii rytmu serca (HRA) u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych w warunkach spoczynkowych.
 - Rozbieżności pomiędzy pomiarami RRI wykonanymi za pomocą za pomocą Polar H10 a zapisem EKG dotyczą głównie pacjentów z zaburzeniami rytmu serca.

11. Bibliografia

1. Liu Y, Chen S, Zuhlke L, et al. Global birth prevalence of congenital heart defects 1970–2017: updated systematic review and meta-analysis of 260 studies. *Int J Epidemiol.* 2019;48:455–463. doi:10.1093/ije/dyz009
2. GBD 2017 Congenital Heart Disease Collaborators. Global, regional, and national burden of congenital heart disease, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet Child Adolesc Health.* 2020;4(3):185–200. doi:10.1016/S2352-4642(19)30402-X
3. Breyear JH, Keaton JM, Torstenson ES, et al. Diastolic blood pressure alleles improve congenital heart defect repair outcomes. *Circ Res.* 2022;130(7):1030–1037. doi:10.1161/CIRCRESAHA.121.319842
4. Liu Y, Chen S, Zühlke L, et al. Global prevalence of congenital heart disease in school-age children: a meta-analysis and systematic review. *BMC Cardiovasc Disord.* 2020;20(1):488. doi:10.1186/s12872-020-01781-x
5. Sunkak S, Pamukcu O, Baykan A, et al. Does transcatheter ventricular septal defect closure affect heart rate variability in children? *Rev Port Cardiol.* 2023;42(1):41–47. doi:10.1016/j.repc.2021.11.012
6. Aletti F, Ferrario M, de Jesus TB, et al. Heart rate variability in children with cyanotic and acyanotic congenital heart disease: analysis by spectral and non-linear indices. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012;2012:4189–4192. doi:10.1109/EMBC.2012.6346890
7. Massin MM, Derkenne B, von Bernuth G. Correlations between indices of heart rate variability in healthy children and children with congenital heart disease. *Cardiology.* 1999;91(2):109–113. doi:10.1159/000006889
8. Nederend I, Jongbloed MRM, de Geus EJC, et al. Postnatal Cardiac Autonomic Nervous Control in Pediatric Congenital Heart Disease. *J Cardiovasc Dev Dis.* 2016;3(2):16. doi:10.3390/jcdd3020016
9. Stanowisko Ekspertów Sekcji Rehabilitacji Kardiologicznej i Fizjologii Wysiłku Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego. Rekomendacje w zakresie realizacji kompleksowej rehabilitacji kardiologicznej. 1st ed. Gdańsk: AsteriaMed; 2017.
10. Thomas RJ, Beatty AL, Beckie TM, et al. Home-based cardiac rehabilitation: a scientific statement from the American Association of Cardiovascular and Pulmonary

-
- Rehabilitation, the American Heart Association, and the American College of Cardiology. *Circulation*. 2019;140(1):e69–e89. doi:10.1161/CIR.0000000000000663
11. Siaplaouras J, Apitz C. Cardiopulmonary rehabilitation in children with congenital heart disease. *J Cardiopulm Rehabil Prev*. 2019;39(6):E35. doi:10.1097/HCR.0000000000000487
 12. Tikkanen AU, Oyaga AR, Riaño OA, et al. Paediatric cardiac rehabilitation in congenital heart disease: a systematic review. *Cardiol Young*. 2012;22(3):241–250. doi:10.1017/S1047951111002010
 13. Tian J, An X, Niu L. Rehabilitation during congenital heart disease in pediatric patients. *Minerva Pediatr*. 2019;71(6):533–538. doi:10.23736/S0026-4946.16.04737-X
 14. Aleksandrowicz R, Ciszek B. *Anatomia człowieka. Repetytorium*. Warszawa: PZWL Wydawnictwo Lekarskie; 2014.
 15. Waxenbaum JA, Reddy V, Varacallo MA. Anatomy, autonomic nervous system [Internet]. In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan– [cited 2025 Aug 30]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539845/> PMID: 30969667.
 16. Silverthorn DU. *Fizjologia człowieka. Zintegrowane podejście*. Ponikowska B, editor. Warszawa: PZWL Wydawnictwo Lekarskie; 2018.
 17. Mangoni ME, Nargeot J. Genesis and regulation of the heart automaticity. *Physiol Rev*. 2008;88(3):919–982. doi:10.1152/physrev.00018.2007
 18. Shaffer F, McCraty R, Zerr CL. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Front Psychol*. 2014;5:1040. doi:10.3389/fpsyg.2014.01040
 19. Guzik P, Piskorski J. Asymmetric properties of heart rate microstructure. *J Med Sci* [Internet]. 2020;89(2):e436. doi:10.20883/medical.e436
 20. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 1996;93(5):1043–1065. doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043
 21. Sassi R, Cerutti S, Lombardi F, et al. Advances in heart rate variability signal analysis: joint position statement by the e-Cardiology ESC Working Group and the European Heart Rhythm Association co-endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society. *Europace*. 2015;17(9):1341–1353. doi:10.1093/europace/euv015

-
22. Iwase S, Hayano J, Orimo S, et al. *Clinical Assessment of the Autonomic Nervous System*. Tokyo: Springer; 2017. doi:10.1007/978-4-431-56012-8
 23. Ernst G. *Heart Rate Variability*. London: Springer; 2014. doi:10.1007/978-1-4471-4309-3
 24. Shaffer F, Ginsberg JP. An overview of heart rate variability metrics and norms. *Front Public Health*. 2017;5:258. doi:10.3389/fpubh.2017.00258
 25. Guzik P, Piskorski J, Krauze T, et al. Heart rate asymmetry by Poincaré plots of RR intervals. *Biomed Tech (Berl)*. 2006;51(4):272–275.
 26. Piskorski J, Guzik P. Geometry of the Poincaré Plot of RR Intervals and Its Asymmetry in Healthy Adults. *Physiol Meas*. 2007;28:287–300.
 27. Porta A, Casali KR, Casali AG, et al. Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2008;295(2):R550–7.
 28. Piskorski J, Guzik P. Asymmetric properties of long-term and total heart rate variability. *Med Biol Eng Comput*. 2011;49(11):1289–97.
 29. Guzik P, Orłowska-Baranowska E, Piskorski J, et al. Expression of heart rate asymmetry is related to the NYHA class of heart failure in patients with aortic stenosis. *Folia Cardiol Excerpta*. 2008;3:40.
 30. Klintworth A, Ajtay Z, Paljunite A, et al. Heart rate asymmetry follows the inspiration/expiration ratio in healthy volunteers. *Physiol Meas*. 2012;33(10):1717–31.
 31. Mina-Paz Y, Santana-García VN, Tafur-Tascon LJ, et al. Analysis of short-term heart rate asymmetry in high-performance athletes and non-athletes. *Symmetry*. 2022;14:1229.
 32. Piskorski J, Guzik P. Compensatory properties of heart rate asymmetry. *J Electrocardiol*. 2012;45(3):220–4.
 33. Karmakar CK, Khandoker AH, Gubbi J, et al. Defining asymmetry in heart rate variability signals using a Poincaré plot. *Physiol Meas*. 2009;30(11):1227–40.
 34. Piskorski J, Ellert J, Krauze T, et al. Testing heart rate asymmetry in long, nonstationary 24-hour RR-interval time series. *Physiol Meas*. 2019;40(10):105001.
 35. Zalas D, Bobkowski W, Piskorski J, et al. Heart rate asymmetry in healthy children. *J Clin Med*. 2023;12(3):1194.
 36. Tonhajzerova I, Ondrejka I, Chladekova L, et al. Heart rate time irreversibility is impaired in adolescent major depression. *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry*. 2012;39(1):212–7.

-
37. Tonhajzerová I, Ondrejka I, Farský I, et al. Attention deficit/hyperactivity disorder (ADHD) is associated with altered heart rate asymmetry. *Physiol Res*. 2014;63:S509–19.
 38. Gąsior JS, Młyńczak M, Rosoł M, et al. Validity of the Pneumonitor for analysis of short-term heart rate asymmetry extended with respiratory data in pediatric cardiac patients. *J Clin Med*. 2024;13(16):4654.
 39. Uhlig S, Meylan A, Rudolph U. Reliability of short-term measurements of heart rate variability: findings from a longitudinal study. *Biol Psychol*. 2020;154:107905.
 40. Quintana DS, Heathers JA, Kemp AH. On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(12):4179–80.
 41. Nunan D, Donovan G, Jakovljevic DG, et al. Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(1):243–50.
 42. Giles D, Draper N, Neil W. Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(3):563–71.
 43. Perrotta AS, Jeklin AT, Hives BA, et al. Validity of the Elite HRV smartphone application for examining heart rate variability in a field-based setting. *J Strength Cond Res*. 2017;31(8):2296–302. doi:10.1519/JSC.0000000000001841
 44. Barbosa MP, da Silva NT, de Azevedo FM, et al. Comparison of Polar RS800G3 heart rate monitor with Polar S810i and electrocardiogram to obtain the series of RR intervals and analysis of heart rate variability at rest. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2016;36(2):112–7. doi:10.1111/cpf.12203
 45. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol*. 2010;109(4):779–86. doi:10.1007/s00421-010-1415-9
 46. Speer KE, Semple S, Naumovski N, et al. Measuring heart rate variability using commercially available devices in healthy children: a validity and reliability study. *Eur J Investig Health Psychol Educ*. 2020;10(1):390–404. doi:10.3390/ejihpe10010029
 47. Killian JM, Radin RM, Gardner CL, et al. Alternative devices for heart rate variability measures: a comparative test-retest reliability study. *Behav Sci (Basel)*. 2021;11(5):68. doi:10.3390/bs11050068

-
48. Cilhoroz B, Giles D, Zaleski A, et al. Validation of the Polar V800 heart rate monitor and comparison of artifact correction methods among adults with hypertension. *PLoS One*. 2020;15(10):e0240220. doi:10.1371/journal.pone.0240220
 49. Caminal P, Sola F, Gomis P, et al. Validity of the Polar V800 monitor for measuring heart rate variability in mountain running route conditions. *Eur J Appl Physiol*. 2018;118(3):669–77. doi:10.1007/s00421-018-3808-0
 50. Hernando D, Garatachea N, Almeida R, et al. Validation of heart rate monitor Polar RS800 for heart rate variability analysis during exercise. *J Strength Cond Res*. 2018;32(3):716–25. doi:10.1519/JSC.0000000000001662
 51. Cassirame J, Vanhaesebrouck R, Chevrolat S, et al. Accuracy of the Garmin 920 XT HRM to perform HRV analysis. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2017;40(4):831–839. doi:10.1007/s13246-017-0593-8
 52. Barbosa MP, da Silva NT, de Azevedo FM, et al. Comparison of Polar RS800G3 heart rate monitor with Polar S810i and electrocardiogram to obtain the series of RR intervals and analysis of heart rate variability at rest. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2016;36(2):112–117. doi:10.1111/cpf.12203
 53. Giles D, Draper N, Neil W. Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116:563–571. doi:10.1007/s00421-015-3303-9
 54. Quintana DS, Heathers JA, Kemp AH. On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(12):4179–4180. doi:10.1007/s00421-012-2453-2
 55. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol*. 2010;109(4):779–786. doi:10.1007/s00421-010-1415-9
 56. Gamelin FX, Baquet G, Berthoin S, et al. Validity of the polar S810 to measure R-R intervals in children. *Int J Sports Med*. 2008; 29(2): 134–138. doi: 10.1055/s-2007-964995
 57. Moya-Ramon M, Mateo-March M, Peña-González I, et al. Validity and reliability of different smartphones applications to measure HRV during short and ultra-short measurements in elite athletes. *Comput Methods Programs Biomed*. 2022;217:106696. doi:10.1016/j.cmpb.2022.106696

-
58. de Vries H, Kamphuis W, Oldenhuis H, et al. Moderation of the stressor-strain process in interns by heart rate variability measured with a wearable and smartphone app: within-subject design using continuous monitoring. *JMIR Cardio*. 2021;5(2):e28731. doi:10.2196/28731
59. Chen YS, Lu WA, Pagaduan JC, et al. A novel smartphone app for the measurement of ultra-short-term and short-term heart rate variability: validity and reliability study. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2020;8(7):e18761. doi:10.2196/18761
60. Speer KE, Semple S, Naumovski N, et al. Measuring heart rate variability using commercially available devices in healthy children: a validity and reliability study. *Eur J Invest Health Psychol Educ*. 2020;10(1):390–404. doi:10.3390/ejihpe10010029
61. Gilgen-Ammann R, Schweizer T, Wyss T. RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2019;119(7):1525–1532. doi:10.1007/s00421-019-04142-5
62. Perrotta AS, Jeklin AT, Hives BA, et al. Validity of the Elite HRV smartphone application for examining heart rate variability in a field-based setting. *J Strength Cond Res*. 2017;31(8):2296–2302. doi:10.1519/JSC.0000000000001841
63. Flatt AA, Esco MR. Validity of the ithlete smartphone application for determining ultra-short-term heart rate variability. *J Hum Kinet*. 2013;39:85–92.
64. Billman GE, Sacha J, Werner B, et al. Editorial: heart rate variability and other autonomic markers in children and adolescents. *Front Physiol*. 2019;10:1265. doi:10.3389/fphys.2019.01265
65. Werner B, Piorecka-Makula A, Bobkowski W. Heart rate variability in children with aortic valve stenosis – a pilot study. *Arch Med Sci*. 2013;9(3):535–539. doi:10.5114/aoms.2013.34880
66. Laborde S, Mosley E, Thayer JF. Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research – recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Front Psychol*. 2017;8:213. doi:10.3389/fpsyg.2017.00213
67. Peltola MA. Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability. *Front Physiol*. 2012; 3: 148, doi: 10.3389/fphys.2012.00148
68. Kubios UserGuide- Tarvainen MP, Lipponen J, Niskanen JP, et al. Kubios HRV (ver. 3.0.2). User's Guide. 2017. Available online: http://www.kubios.com/downloads/Kubios_HRV_Users_Guide.pdf

-
69. Lee J, Koh D, Ong CN. Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable. *Comput Biol Med.* 1989; 19(1): 61–70. doi: 10.1016/0010-4825(89)90036-x
70. Veroniki AA, Hutton B, Stevens A, et al. Update to the PRISMA guidelines for network meta-analyses and scoping reviews and development of guidelines for rapid reviews: a scoping review protocol. *JB Evid Synth.* 2025;23(3):517–26.
71. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ.* 2021;372:n71.
72. Mikielewicz M, Gąsior JS, Młyńczak M. CoRRrection – an open source software tool for RR intervals processing. *Pol J Med Phys Eng.* 2025;31(1):10–19. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2025-0002>
73. Piskorski J, Guzik P. The structure of heart rate asymmetry: deceleration and acceleration runs. *Physiol. Meas* 2011b; 32(8):1011–1023. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/8/002>
74. Walecka I, Gąsior JS, Wieniawski P, Werner B. Elite HRV smartphone application using Polar H10 is valid for short-term heart rate variability analysis in pediatric cardiac patients. *Kardiol Pol.* 2024;82(12):1275-1277. doi:10.33963/v.phj.103321
75. Bakari S, Koca B, Oztunç F et al. Heart rate variability in patients with atrial septal defect and healthy children. *J. Cardiol.* 2013; 61: 436–439, doi: 10.1016/j.jjcc.2013.01.014
76. Butera G, Bonnet D, Sidi D, et al. Patients operated for tetralogy of fallot and with non-sustained ventricular tachycardia have reduced heart rate variability. *Herz.* 2004; 29(3): 304-9, doi: 10.1007/s00059-004-2501-8
77. Davos CH, Davlouros PA, Wensel R, et al. Global impairment of cardiac autonomic nervous activity late after repair of tetralogy of Fallot. *Circulation.* 2002; 24; 106(12 Suppl 1): I69-75, PMID: 12354712.
78. Heragu NP, Scott WA. Heart rate variability in healthy children and in those with congenital heart disease both before and after operation. *Am J Cardiol.* 1999; 15; 83(12): 1654-7, doi: 10.1016/s0002-9149(99)00173-3
79. Boris JR. Heart rate variability in congenital heart disease: looking and learning. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2021; 61(1): 90–91, doi: 10.1093/ejcts/ezab269
80. Botek M, McKune AJ, Krejci J, et al. Change in Performance in Response to Training Load Adjustment Based on Autonomic Activity. *Int J Sports Med.* 2014; 35(6): 482-8, doi: 10.1055/s-0033-1354385

-
81. Stanley J, Peake JM, Buchheit M. Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: implications for training prescription. *Sports Medicine* 2013; 43(12), 1259-1277, doi: 10.1007/s40279-013-0083-4
82. Flatt AA, Esco MR. Endurance performance relates to resting heart rate and its variability: A case study of a collegiate male cross-country athlete. *J Austral Strength Cond.* 2014; 22: 39-45, doi:
83. Billman GE, Sacha J, Werner B, Jelen PJ, Gąsior JS. Editorial: Heart Rate Variability and Other Autonomic Markers in Children and Adolescents. *Front Physiol.* 2019;10:1265. Published 2019 Oct 11. doi:10.3389/fphys.2019.01265
84. Piotrowicz R. Zmienność rytmu serca w nadciśnieniu tętniczym Część V. Znaczenie prognostyczne zmienności rytmu serca. 2004;8:55-59.
85. Cardiovascular autonomic modulation in essential hypertension. Effect of tilting. | *Hypertension.* 1994;24:556–563.
86. Rennie K, Hemingway H, Kumari M, Brunner E, Malik M, Marmot M. Effects of moderate and vigorous physical activity on heart rate variability in a British study of civil servants. *Am J Epidemiol.* 2003;158:135–143.
87. Quintana DS, Heathers JA. Considerations in the assessment of heart rate variability in biobehavioral research. *Front Psychol.* 2014;5:805. doi:10.3389/fpsyg.2014.00805
88. Vasconcellos FVA, Seabra A, Cunha FA, et al. Heart rate variability assessment with fingertip photoplethysmography and polar RS800cx as compared with electrocardiography in obese adolescents. *Blood Press Monit.* 2015; 20(6): 351–360. doi: 10.1097/MBP.0000000000000143
89. Gilboa SM, Devine OJ, Kucik JE, et al. Congenital heart defects in the United States: estimating the magnitude of the affected population in 2010. *Circulation.* 2016; 134(2): 101–109. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.019307
90. Rydberg A, Karlsson M, Hörnsten R, et al. Can analysis of heart rate variability predict arrhythmia in children with Fontan circulation? *Pediatr Cardiol.* 2008; 29(1): 50–55, doi: 10.1007/s00246-007-9088-9, indexed in Pubmed: 17891514.
91. Knijnik L, Lloyd MS. Treatment of arrhythmia disorders in the adult with congenital heart disease: A lesion-specific review. *Kardiolog Pol.* 2022; 80(11): 1072–1083. doi: 10.33963/KP.a2022.0235
92. Gąsior JS, Sacha J, Jeleń PJ, et al. Heart rate and respiratory rate influence on heart rate variability repeatability: effects of the correction for the prevailing heart rate. *Front Physiol.* 2016; 7: 356. doi: 10.3389/fphys.2016.00356

-
93. Gąsior JS, Młyńczak M, Rosoł M, et al. Validity of the Pneumonitor for RR intervals acquisition for short-term heart rate variability analysis extended with respiratory data in pediatric cardiac patients. *Kardiol Pol.* 2023; 81(5): 491–500, doi: 10.33963/KP.a2023.0070.
94. Voss A, Schulz S, Schroeder R, Baumert M, Caminal P. Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci.* 2009;367(1887):277-96.
95. Thayer JF, Sollers JJ 3rd, Labiner DM, Weinand M, Herring AM, Lane RD, Ahern GL. Age-related differences in prefrontal control of heart rate in humans: a pharmacological blockade study. *Int J Psychophysiol.* 2009;72(1):81-8.
96. Bosch NM, Riese H, Ormel J, Verhulst F, Oldehinkel AJ. Stressful life events and depressive symptoms in young adolescents: Modulation by respiratory sinus arrhythmia? The TRAILS study. *Biol Psychol.* 2009;81(1):40-7.
97. Plaza-Florido A, Sacha J, Alcantara JMA. Short-term heart rate variability in resting conditions: methodological considerations. *Kardiol Pol.* 2021;79(7-8):745-755.
98. Ziemssen T, Siepmann T. The Investigation of the Cardiovascular and Sudomotor Autonomic Nervous System-A Review. *Front Neurol.* 2019;10:53. Published 2019 Feb 12. doi:10.3389/fneur.2019.00053

12. Spis tabel

Tabela 1. Wybrane parametry liniowe czasowe HRV	19
Tabela 2. Parametry liniowe częstotliwościowe HRV	20
Tabela 3. Strategie wyszukiwania literatury do przeglądu piśmiennictwa „HRA u dzieci”	32
Tabela 4. Wyniki zgodności krótkoterminowych parametrów uzyskanych z EKG i aplikacji Elite HRV w pozycji spoczynkowej u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych. Za zgodą: Walecka i wsp. 2024 [74 – Załącznik 2].	36
Tabela 5. Szczegółowe dane z badań uwzględnionych w przeglądzie literatury dotyczącym HRA u dzieci	42
Tabela 6. Analiza zgodności pomiarów uzyskanych za pomocą aplikacji EliteHRV połączonej z opaską na klatkę piersiową PolarH10 i EKG	44
Tabela 7. Modele regresji liniowej dla różnicy w pomiarach zmiennych HRA uzyskanych za pomocą urządzenia Polar i EKG	45

13. Spis rycin

Ryc. 1 Przykładowy histogram, wysoka zmienność interwałów RR w trakcie 5 min zapisu EKG. Materiał własny.	18
Ryc. 2 Przykładowy Histogram, niska zmienność interwałów RR w trakcie 5 min zapisu EKG. Materiał własny.	19
Ryc. 3 Wykres Poincarégo (po lewej) oraz beztrendowa analiza fluktuacji (DFA) (po prawej). Materiał własny.	22
Ryc. 4 Przykładowy raport analizy RRi uzyskanych z EKG do analizy HRV z oprogramowania Kubios HRV. Materiał własny.	29
Ryc. 5 Przykładowy raport analizy RRi uzyskanych z aplikacji EliteHRV połączonej z opaską na klatkę piersiową Polar H10 do analizy HRV z oprogramowania Kubios HRV. Materiał własny.	30
Ryc. 6 Parametry liniowe w dziedzinie czasu. Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.	37
Ryc. 7 Parametry liniowe w dziedzinie częstotliwości. Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.	38
Ryc. 8 Parametry w dziedzinie częstotliwości (widmo AR). Wykresy Bland–Altman dla krótkoterminowych (5-minutowych) parametrów.	39
Ryc. 9 Schemat PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) dla procesu wyszukiwania literatury.	40

14. Załączniki

Załącznik nr 1. Kwestionariusz przed badaniem

Kwestionariusz dla pacjenta przed badaniem

Imię i Nazwisko: _____ Data badania/Czas: _____

Płeć: Mężczyzna/ Kobieta Wiek: _____ Masa: _____ Wzrost: _____

Proszę o odpowiedzi na pytania.

Pytanie	Tak	Nie
1. Czy wykonywałeś/aś intensywny trening fizyczny w ciągu ostatnich 24 godzin? Jeśli tak, proszę podać rodzaj aktywności oraz czas trwania treningu: _____		
2. Kiedy ostatni raz wykonywałeś/aś ćwiczenia fizyczne?		
3. Czy spożywałeś/aś posiłek w ciągu ostatnich 2 godzin?		
4. Czy aktualnie przyjmujesz jakiegolwiek leki? Jeśli tak, proszę zapisz nazwę leku. _____		
5. Czy masz jakieś problemy z ciśnieniem tętniczym (np. nadciśnienie)?		
6. Czy spałeś/łaś normalnie podczas ostatniej nocy?		
7. O której godzinie położyłeś/łaś się spać ostatniej nocy?		
8. O której godzinie dzisiaj wstałeś/łaś?		
9. Czy występują u Ciebie jakiegolwiek zaburzenia ze strony układu sercowo-naczyniowego lub oddechowego?		
10. Dodatkowe informacje:		

Ważne! Przed badaniem należy skorzystać z toalety.

■ SHORT COMMUNICATION

Elite HRV smartphone application using Polar H10 is valid for short-term heart rate variability analysis in pediatric cardiac patients

Iwona Walecka¹, Jakub S Gašior², Piotr Wieniawski², Bożena Werner²

¹Department of Pediatric Cardiology and General Pediatrics, Doctoral School Medical University of Warsaw, Warszawa, Poland

²Department of Pediatric Cardiology and General Pediatrics, Medical University of Warsaw, Warszawa, Poland

Correspondence to:

Prof. Bożena Werner, MD, PhD,
Department of Pediatric
Cardiology and General
Pediatrics,
Medical University of Warsaw,
Żwirki i Wigury 61,
02-091 Warszawa, Poland,
phone: +48 22 317 95 88,
e-mail:
bozena.werner@wum.edu.pl
Copyright by the Author(s), 2024
DOI: 10.33963/v.phj.103321

Received:

July 4, 2024

Accepted:

October 29, 2024

Early publication date:

November 12, 2024

INTRODUCTION

Patients with congenital heart disease/defects (CHDs) present cardiac autonomic dysfunction [1]. Heart rate variability (HRV) is a non-invasive method to evaluate cardiac autonomic responsiveness [2]. Nevertheless, pediatric cardiologists have rarely considered HRV analysis in the setting of CHDs [3]. The gold standard for obtaining RR intervals (RRI) for HRV is electrocardiography (ECG) [2]. Over the last decades, devices like heart rate monitors (HRMs) or mobile applications have been used for measuring HRV [4–6]. A new device must be validated against the gold standard in clinical practice. HRMs with smartphone applications/smartwatches have been validated by comparison with ECG for measuring HRV in healthy and obese children [6–8]. The objective of this study was to assess the validity of short-term RRI obtained using Elite HRV with Polar H10 for analysis of HRV in comparison with ECG in pediatric cardiac patients.

METHODS

The inclusion criteria were age 3–17 years, the absence of infection or acute cardiac condition, or mental disability. The study was approved by the University Bioethical Committee (KB/24/2020). All parents/caregivers and patients older than 16 years old gave written consent for their participation in the study. RRI were recorded simultaneously in a hospital setting (rest, supine) using a portable PC with an integrated ECG (Custo cardio 100 PC ECG; Custo med GmbH, Ottobrunn, Germany, sampling frequency 1000 Hz) and the Polar H10 (RR mode — sampling frequency 1000 Hz) with Elite HRV according

to methodological recommendations for short-term recordings [9] between January 2022 and April 2022. The breathing pattern was video-recorded. The respiratory rate was determined from the counted number of video-observed respiratory cycles. Short-term (5 min) RRI series were checked to identify and correct (interpolation of degree zero) aberrant beats and then imported into Kubios HRV Standard 3.5 software to calculate time-, frequency-domain, and nonlinear HRV parameters (Table 1). The smoothness priors-based detrending approach was applied (Lambda value = 500), and RRI series were transformed into evenly sampled time series (4-Hz resampling rate). The detrended and interpolated RRI series were used to compute HRV spectra (fast-Fourier-transform, Welch's periodogram; 300 s window width without overlap). Low-frequency (0.04–0.15 Hz) and high-frequency (0.15–0.50 Hz) bands were distinguished based on the respiratory rate between 9 and 32 breaths per minute.

Statistical analysis

Bland-Altman plot with limits of agreement (LoA) and intraclass correlation coefficients were used. An agreement sufficient for the interchangeable use of two methods is suggested when a lower 95% confidence interval is greater than 0.75 [10]. The smallest worthwhile change (SWC) was calculated by multiplying the between-subject ECG standard deviation values by 0.2. Two methods were considered in agreement if the LoA did not exceed the SWC. After the normality assumptions were verified (Kolmogorov–Smirnov test), Student's t-test for paired

Table 1. Results of agreement of short-term parameters obtained from ECG and Elite HRV App in the resting position

Parameters	ECG	EliteHRV App + H10	Bias (95% CI)	LoA	95% CI lower; upper LoA
mRR, ms	789.5 (143.8)	786.9 (143.5)	2.6 (2.3–2.9)	0.1; 5.2	–0.5–0.6; 4.7–5.7
HR, bpm	79 (15)	79 (15)	–0.3 (–0.4 to –0.2)	–1.2; 0.6	–1.4 to –1.0; 0.4–0.8
SDNN, ms	48.4 (23.6)	48.0 (23.5)	0.4 (0.1–0.6)	–1.7; 2.5	–2.1 to –1.3; 2.0–2.9
RMSSD, ms	53.7 (29.5)	52.9 (29.4)	0.8 (0.3–1.3)	–3.4; 4.9	–4.3 to –2.5; 4.1–5.8
pNN50, %	27.5 (20.2)	26.8 (20.3)	0.6 (0.3–0.9)	–2.2; 3.4	–2.7 to –1.6; 2.8–3.9
LF, ms ²	1052 (1525)	1038 (1499)	14 (7–22)	–44; 72	–56 to –32; 60–85
HF, ms ²	1449 (1429)	1425 (1399)	24 (5–43)	–128; 176	–160 to –96; 144–208
SD1, ms	38.0 (20.9)	37.5 (20.8)	0.6 (0.2–0.9)	–2.4; 3.5	–3.0 to –1.8; 2.9–4.1
SD2, ms	56.3 (27.2)	56.0 (27.1)	0.3 (0.1–0.6)	–1.7; 2.4	–2.2 to –1.3; 1.9–2.8
SD2/SD1	1.62 (0.45)	1.65 (0.47)	–0.02 (–0.05–0.0)	–0.22; 0.17	–0.26 to –0.17; 0.13–0.21
ApEn	1.16 (0.10)	1.16 (0.10)	0.0 (–0.0–0.01)	–0.04; 0.04	–0.05 to –0.03; 0.03–0.05
SampEn	1.70 (0.22)	1.69 (0.21)	0.01 (0.0–0.03)	–0.09; 0.12	–0.12 to –0.07; 0.10–0.15
DFAa1	0.87 (0.24)	0.87 (0.24)	0.00 (–0.01–0.01)	–0.10; 0.10	–0.12 to –0.08; 0.08–0.12

Abbreviations: ApEn, approximate entropy; CI, confidence interval; DFAa1, detrended short-term fluctuations; ECG, electrocardiogram; HF, high-frequency; HR, heart rate; HRV, heart rate variability; LF, low-frequency; LoA, limits of agreement; mRR, mean RR interval; pNN50, percentage of RR intervals differing >50 ms from the preceding one; RMSSD, root mean square of successive R-R interval differences; SampEn, Sample Entropy; SD1, in Poincaré plot short term variability, the standard deviation perpendicular to the line-of-identity; SD2, in Poincaré plot long term variability, the standard deviation along the line-of-identity; SD2/SD1, ratio between SD2 and SD1; SDNN, standard deviation of RR intervals

samples was employed to compare changes between parameters calculated based on RRI from 2 devices. The threshold probability of $P < 0.05$ was used as the level of significance for all tests. Statistical analyses were performed using PQStat Software (v.1.8.4.138, PQStat Software, Poznan, Poland).

RESULTS AND DISCUSSION

Results of 23 patients out of 92 were excluded (17 without confirmed diagnosis, 6 due to non-stationary RRI signal). We analyzed the results of 69 (31 girls) pediatric cardiac patients ($n = 40$ CHD: tricuspid valve anomaly $n = 2$, mitral regurgitation $n = 2$, idiopathic dilatation of pulmonary trunk $n = 2$, pulmonary stenosis $n = 1$, ventricular septal defect $n = 6$, atrial septal defect $n = 10$, atrioventricular septal defect $n = 4$, aortic coarctation $n = 7$, aortic valve stenosis $n = 3$, patent ductus arteriosus $n = 2$, tetralogy of Fallot $n = 1$; $n = 21$ cardiac arrhythmia; $n = 8$ cardiomyopathy/myocarditis). Patients had a history of comorbidities: perinatal diseases $n = 46$, pregnancy complications $n = 14$, digestive system diseases $n = 7$, endocrine diseases $n = 5$. The median (range) age, stature, body mass, and body mass index were, respectively, 12 years (3–17), 155 cm (100–198), 51 kg (15–104), and 19 kg/m² (11–45). There were 111 technical artifacts recorded using ECG and 130 using Polar H10 with Elite HRV application, which gave an error rate of 0.3% for ECG and 0.4% for Elite HRV.

There were no significant differences between parameters calculated based on RRI from both devices in the whole group ($P > 0.05$) nor in the diagnosis subgroups, i.e., CHD, cardiac arrhythmia, and cardiomyopathy/myocarditis (P -value between 0.19 and 0.95). Table 1 presents the results of agreement statistics for the analyzed HRV parameters. The 95% confidence interval of the intraclass correlation coefficient ranged between 0.95 and 1.00 for all parameters. The SWC was 29 ms for mean RR interval, 3 bpm for heart rate, 4.8 ms for standard deviation of RR

intervals, 5.9 ms for root mean square of successive R-R interval differences, 4.1% for percentage of RR intervals differing >50 ms from the preceding one, 307 ms² for low frequency, 288 ms² for high frequency, 4.2 for in Poincaré plot short term variability, the standard deviation perpendicular to the line-of-identity (SD1), 5.5 for in Poincaré plot long term variability, the standard deviation along the line-of-identity (SD2), 0.09 for SD2/SD1, 0.02 for approximate entropy, 0.05 for sample entropy, 0.05 for detrended short-term fluctuations, SD2/SD1, approximate entropy, sample entropy, and detrended short-term fluctuations LoA exceeded the defined SWC.

Short-term HRV parameters calculated based on preprocessed RRI recorded using Polar H10 with Elite HRV in the resting supine position presented a sufficient agreement with gold standard ECG in pediatric cardiac patients. Results presented here are in line with those presented for healthy children aged 8–11 years for 10 min HRV analysis obtained using the Polar T61™ HRM with Smartwatch Polar S810 [7] and also with those for adolescents with obesity for HRV from the Polar RS800cx [8]. Interestingly, the Polar H10 sensor was used as the gold standard to assess the validation of finger photoplethysmography for measuring HRV in healthy children aged 3 to 5 years [6]. Worse results of agreement statistics for non-linear parameters may suggest that HRV indices calculated based on counting statistics (e.g., HR asymmetry) without sophisticated preprocessing procedures (like detrending) may be biased when using RRI from HRM.

Elite HRV is commonly accessible on smartphone operating systems, which, in connection with HRM, provides reliable raw RRI for calculation of linear and selected non-linear HRV indices. There are now more adults living with a history of CHD than there are children [11]. Valid HRV assessment may help detect arrhythmias in children [12] and, importantly, in adults as rhythm disorders are common in adults with a history of CHD and are accom-

panied by significant morbidity, mortality, and decreased quality of life [13]. Differences in HRV parameters between the measurements are associated with changes in the respiratory rate [14]. In our study, the respiratory rate was video-recorded. Pneumomonitoring — portable devices recently validated in children with heart disease [15] are a better solution as they record breathing patterns using impedance pneumography along with single-lead ECG, subject motion, and/or pulse oximetry (saturation and pulse wave) and can be used during, e.g., physical activity. This examination was performed in the rest condition. It is also encouraged to verify HRM validity for pediatric cardiac patients during activity and for other family of nonlinear parameters (e.g. heart rate asymmetry, symbolic dynamics).

Article information

Conflict of interest: None declared.

Funding: None.

Open access: This article is available in open access under Creative Commons Attribution-Non-Commercial-No Derivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0) license, which allows downloading and sharing articles with others as long as they credit the authors and the publisher, but without permission to change them in any way or use them commercially. For commercial use, please contact the journal office at polishheartjournal@ptkardio.pl

REFERENCES

1. Aletti F, Ferrario M, de Jesus TB, et al. Heart rate variability in children with cyanotic and acyanotic congenital heart disease: analysis by spectral and non linear indices. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2012; 2012:4189–4192, doi: 10.1109/EMBC.2012.6346890, indexed in Pubmed: 23366851.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 1996; 93(5): 1043–1065, doi: 10.1161/01.cir.93.5.1043.
3. Boris JR. Heart rate variability in congenital heart disease: looking and learning. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2021; 61(1): 90–91, doi: 10.1093/ejcts/ezab269, indexed in Pubmed: 34117496.
4. Barbosa MP, da Silva NT, de Azevedo FM, et al. Comparison of Polar® RS800G3™ heart rate monitor with Polar® S810™ and electrocardiogram to obtain the series of RR intervals and analysis of heart rate variability at rest. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2016; 36(2): 112–117, doi: 10.1111/cpf.12203, indexed in Pubmed: 25348547.
5. Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, et al. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol*. 2010; 109(4): 779–786, doi: 10.1007/s00421-010-1415-9, indexed in Pubmed: 20225081.
6. Speer KE, Semple S, Naumovski N, et al. Measuring heart rate variability using commercially available devices in healthy children: a validity and reliability study. *Eur J Invest Health Psychol Educ*. 2020; 10(1): 390–404, doi: 10.3390/ejihpe10010029, indexed in Pubmed: 34542492.
7. Gamelin FX, Baquet G, Berthoin S, et al. Validity of the polar S810 to measure R-R intervals in children. *Int J Sports Med*. 2008; 29(2): 134–138, doi: 10.1055/s-2007-964995, indexed in Pubmed: 17614016.
8. Vasconcellos FVA, Seabra A, Cunha FA, et al. Heart rate variability assessment with fingertip photoplethysmography and polar RS800cx as compared with electrocardiography in obese adolescents. *Blood Press Monit*. 2015; 20(6): 351–360, doi: 10.1097/MBP.0000000000000143, indexed in Pubmed: 26267593.
9. Plaza-Florido A, Sacha J, Alcantara J. Short-term heart rate variability in resting conditions: methodological considerations. *Kardiol Pol*. 2021; 79(7-8): 745–755, doi: 10.33963/KP.a2021.0054, indexed in Pubmed: 34227676.
10. Lee J, Koh D, Ong CN. Statistical evaluation of agreement between two methods for measuring a quantitative variable. *Comput Biol Med*. 1989; 19(1): 61–70, doi: 10.1016/0010-4825(89)90036-x, indexed in Pubmed: 2917462.
11. Gilboa SM, Devine OJ, Kucik JE, et al. Congenital heart defects in the United States: estimating the magnitude of the affected population in 2010. *Circulation*. 2016; 134(2): 101–109, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.019307, indexed in Pubmed: 27382105.
12. Rydberg A, Karlsson M, Hörnsten R, et al. Can analysis of heart rate variability predict arrhythmia in children with Fontan circulation? *Pediatr Cardiol*. 2008; 29(1): 50–55, doi: 10.1007/s00246-007-9088-9, indexed in Pubmed: 17891514.
13. Knijnik L, Lloyd MS. Treatment of arrhythmia disorders in the adult with congenital heart disease: A lesion-specific review. *Kardiol Pol*. 2022; 80(11): 1072–1083, doi: 10.33963/KP.a2022.0235, indexed in Pubmed: 36226762.
14. Gąsior JS, Sacha J, Jeleń PJ, et al. Heart rate and respiratory rate influence on heart rate variability repeatability: effects of the correction for the prevailing heart rate. *Front Physiol*. 2016; 7: 356, doi: 10.3389/fphys.2016.00356, indexed in Pubmed: 27588006.
15. Gąsior JS, Młyńczak M, Rosol M, et al. Validity of the Pneumonitor for RR intervals acquisition for short-term heart rate variability analysis extended with respiratory data in pediatric cardiac patients. *Kardiol Pol*. 2023; 81(5): 491–500, doi: 10.33963/KP.a2023.0070, indexed in Pubmed: 36929303.

15. Opinia Komisji Bioetycznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego



Komisja Bioetyczna przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym

Tel.: 022/ 57 - 20 -303

Fax: 022/ 57 - 20 -165

ul. Żwirki i Wigury nr 61

02-091 Warszawa

e-mail: komisja.bioetyczna@wum.edu.pl

www.komisja-bioetyczna.wum.edu.pl

KB/²⁴...../2020

Komisja Bioetyczna przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym
w dniu 03 lutego 2020 r. po zapoznaniu się z wnioskiem:

Prof. dr hab.n.med. Bożena Werner,
Klinika Kardiologii Wieku Dziecięcego
i Pediatrii Ogólnej
ul. Żwirki i Wigury 63A, 02-091 Warszawa

dotyczącym: wyrażenia opinii w sprawie rejestru pt.: „Powtarzalność wyników analizy zmienności
zatokowego rytmu serca u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym.”

wyraża następującą opinię

- stwierdza, że jest ono dopuszczalne i zgodne z zasadami naukowo-etycznymi*.
- ~~- stwierdza, że jest ono niedopuszczalne i niezgodne z zasadami naukowo-etycznymi.*~~

Uwagi Komisji – *verte*

Komisja działa na podstawie art.29 ustawy z dnia 5.12.1996r. o zawodzie lekarza /Dz.U.nr 28/97 poz.152 wraz z późn.zm./, zarządzenia MZiOŚ z dn.11.05.1999r. w sprawie szczegółowych zasad powoływania i finansowania oraz trybu działania komisji bioetycznych /Dz.U.nr 47 poz.480/, Ustawy prawo farmaceutyczne z dnia 6 września 2001r. (Dz.U.Nr 126, poz. 1381 z późn. zm.) oraz Zarządzenie nr 56/2007 z dnia 15 października 2007r. w sprawie działania Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym /Regulamin Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym/.
Komisja działa zgodnie z zasadami GCP .

Przewodnicząca Komisji Bioetycznej


Prof. dr hab. n. med. Magdalena Kuźma-Kozakiewicz

*niepotrzebne skreślić



**Komisja Bioetyczna
przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym**

Tel.: 022/ 57 - 20 -303
Fax: 022/ 57 - 20 -165

ul. Żwirki i Wigury nr 61
02-091 Warszawa

e-mail: komisja.bioetyczna@wum.edu.pl
www.komisja-bioetyczna.wum.edu.pl

KB/ 25 /A2025

Komisja Bioetyczna przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym
w dniu 12 maja 2025 r. po zapoznaniu się z wnioskiem:

**Prof. dr hab. n. med. Bożena Werner,
Klinika Kardiologii Wieku Dziecięcego
i Pediatrii Ogólnej
ul. Żwirki i Wigury 63A, 02-091 Warszawa**

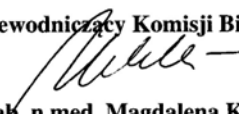
dotyczącym: akceptacji dokumentacji obejmujących:

- zmianę tytułu badania z „Powtarzalność wyników analizy zmienności zatokowego rytmu serca u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym „ na „Rzetelność i przydatność aplikacji Elite HRV z opaską na klatkę piersiową w pomiarze zmienności zatokowego rytmu serca u pacjentów pediatrycznych kardiologicznych.”
- Program badania wersja 2 z dnia 09.05.2025r.,
- Informacja dla pacjenta /rodzica/opiekuna prawnego wraz z formularzem świadomej zgody wersja 2 z dnia 09.05.2025r.,

**wyraża następującą
opinię**

- stwierdza, że są one dopuszczalne i zgodne z zasadami naukowo-etycznymi*.
- ~~—stwierdza, że są one niedopuszczalne i niezgodne z zasadami naukowo-etycznymi.*~~
- **Komisja działa na podstawie regulaminu działania Komisji Bioetycznej przy Warszawskim Uniwersytecie Medycznym, przyjętego zarządzeniem Rektora WUM nr 200/2022 z dnia 18 października 2022 r. oraz przepisów prawa powszechnie obowiązującego, w tym przede wszystkim ustawy z dnia 5 grudnia 1996 r. o zawodach lekarza i lekarza dentysty, ustawy z dnia 6 września 2001 r. Prawo farmaceutyczne, ustawy z 22 kwietnia 2022 r. o wyrobach medycznych oraz prawa międzynarodowego lub unijnego, a także odpowiednich norm naukowych lub zawodowych.**

Przewodniczący Komisji Bioetycznej


Prof. dr hab. n.med. Magdalena Kuźma-Kozakiewicz

*niepotrzebne skreślić