

# Wpływ stopniowanej pionizacji na podokresy skurczu lewej komory u zdrowych osób

Przemysław Guzik, Bartosz Bychowiec, Kinga Rzetecka, Krzysztof Greberski,  
Piotr Kałmucki, Andrzej Wykrętowicz i Henryk Wysocki

Katedra i Klinika Intensywnej Terapii Kardiologicznej i Chorób Wewnętrznych  
Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

## The influence of graded head-up tilting on left ventricle systolic times in healthy subjects

**Background:** *Systolic time intervals measured with the use of thoracic electrical bioimpedance are employed as non-invasive descriptors of cardiovascular system under various conditions. The aim of the study was to evaluate the changes of systolic time intervals during passive and graded head-up tilting in healthy young subjects.*

**Material and methods:** *The study was conducted in 32 healthy volunteers (21–30 years old, 17 female). After 30 minutes of supine rest, the head-up tilting was performed with the use of a tilt-table with electrical engine and feet support. The tilt-table was stopped for 1 minute after reaching the angle of 15° and its multiples (i.e. 30, 45, 60, 75 and 90°). Systolic times intervals, i.e. pre-ejection period (PEP) and left ventricle ejection time (LVET) were measured with the use of BioZcom monitor (CardioDynamics, USA). The association of sine of tilting angle with PEP and LVET was calculated using Pearson's correlation method.*

**Results:** *Graded head-up tilting caused a prolongation of PEP of 14% and shortening of LVET of 18.45%. There was a significant correlation of sine of tilting angle with both PEP ( $r = 0.4044$ ;  $p < 0.0001$ ) and LVET ( $-0.5737$ ;  $p < 0.0001$ ).*

**Conclusions:** *The duration of PEP is increased whereas LVET is reduced during graded head-up tilting in young healthy people. (Folia Cardiol. 2003; 10: 511–521)*

**systolic time intervals, thoracic electrical bioimpedance, pre-ejection period, left ventricular ejection time, electromechanical systole, head-up tilting**

## Wstęp

Zachowanie układu krążenia w różnych warunkach fizjologicznych i patologicznych można analizować, oceniając zmiany hemodynamiczne i wykorzystując wiele różnych technik. Mogą to być me-

tody związane z działaniami inwazyjnymi wobec badanego (bezpośrednia i pośrednia metoda Ficka — termodylucja), metody o ograniczonej inwazyjności (angiografia radioizotopowa) i całkowicie nieinwazyjne (echokardiografia, bioimpedancja elektryczna, oraz obecnie rzadko stosowane: fonokardiografia, apeksografia, flebografia) [1–6].

Do parametrów oznaczanych technikami nieinwazyjnymi zalicza się podokresy skurczu lewej komory (STI, *systolic time intervals*). Podstawowymi wielkościami opisywanymi w ramach STI są: czas przedwyrzutowy (PEP, *pre-ejection period*) — rozumiany jako czas od rozpoczęcia depolaryza-

Adres do korespondencji: Dr med. Przemysław Guzik  
Katedra i Klinika Intensywnej Terapii Kardiologicznej  
i Chorób Wewnętrznych

ul. Przybyszewskiego 49, 60–355 Poznań

Nadesłano: 10.02.2003 r. Przyjęto do druku: 30.06.2003 r.

cji lewej komory do otwarcia zastawki aortalnej, czas wyrzucania lub skurczu lewej komory (LVET, *left ventricle ejection time*) — trwający od otwarcia do zamknięcia zastawki aortalnej i cały okres skurczu elektromechanicznego (EMC, *electromechanical contraction time*), związany z depolaryzacją elektryczną i skurczem mechanicznym lewej komory, niezbędnym do wytworzenia ciśnienia krwi otwierającego zastawkę aortalną i doprowadzającego do wyrzutu krwi. Wskaźnikami pochodnymi od STI jest stosunek PEP/LVET (STR, *systolic times ratio*), zwany także współczynnikiem kurczliwości lub wskaźnikiem Weisslera, a także stosunek EMC do czasu trwania całego cyklu serca (NN), określane jako współczynnik skurczu elektromechanicznego (EMC/NN) [1, 2, 6–9].

Wartość PEP zawiera okres opóźnienia elektromechanicznego (czas od załamka Q do początku narastania ciśnienia w lewej komorze) oraz okres skurczu izowolumetrycznego (czas stałoobjętościowego skurczu lewej komory przy zamkniętych zastawkach mitralnej i aortalnej, w czasie wytwarzania ciśnienia krwi otwierającego zastawkę aortalną) [6, 9]. Czas opóźnienia elektromechanicznego często zmienia się w niewielkim zakresie, stąd zmiana wartości PEP zależy głównie od trwania skurczu izowolumetrycznego [9]. Czas wyrzucania lewej komory określa czas, w którym krew jest wyrzucana do światła aorty w czasie skurczu lewej komory [6, 9]. Czas EMC jest sumą okresów PEP i LVET [6, 7, 9]. Wymienione parametry, oceniane różnymi technikami (elektrokardiografia w powiązaniu z fonokardiografią, apeksografią, echokardiografią i bioimpedancją elektryczną) korelują z objętością wyrzutową (SV, *stroke volume*) oraz rzutem serca (CO, *cardiac output*) [6, 7].

Dotychczasowe badania potwierdziły związek podokresów skurczu ze stanem klinicznym chorego i stosowaną terapią [6, 9]. Zaobserwowano, że wydłużenie PEP i skrócenie LVET może być następstwem dysfunkcji mięśnia lewej komory, związanym z upośledzeniem jego kurczliwości, zwężeniem lub niedomykalnością zastawki mitralnej, blokami odnóg pęczka Hisa; może też występować w późnym okresie ciąży (zwiększona ilość krążącej krwi) [6]. Skrócenie PEP i wydłużenie LVET obserwuje się w przebiegu niedomykalności aortalnej, kardiomiopatii przerostowej z zawężeniem drogi odpływu i niedoczynności tarczycy [6–9]. Zmiany wartości podokresów skurczowych występują

również w czasie zjawisk fizjologicznych, takich jak wysiłek fizyczny czy obciążenie ortostatyczne [9].

Celem pracy była ocena podokresów skurczu lewej komory w czasie biernej, kontrolowanej pionizacji zdrowych, młodych osób ze szczególnym uwzględnieniem związku między wielkością kąta pochylenia a zmianą wartości STI i pochodnych.

## Materiał i metody

### Charakterystyka badanych

Badano grupę 32 zdrowych ochotników w wieku 21–30 lat, w tym 17 kobiet, którzy po zapoznaniu się z celem i przebiegiem badania wyrazili zgodę na uczestnictwo. W trakcie badania wszyscy ochotnicy byli na czczo. Nikt nie uprawiał wyczynowo sportu i nie zażywał żadnych leków co najmniej przez 48 godzin przed badaniem, nie był pod wpływem alkoholu oraz środków psychotropowych i/lub substancji uzależniających. Osoby biorące udział w badaniu nie paliły tytoniu w ogóle lub paliły okazjonalnie ( $\leq 1$  papieros/tydzień), przez 24 godziny przed badaniem nie palił nikt. Spośród ochotników poddanych badaniu żaden nie zgłaszał występowania omdleń w wywiadzie. W przeprowadzonym badaniu przedmiotowym nie stwierdzano istotnych odchyłeń od normy ze strony jakiegokolwiek układu bądź narządu, otyłości ani cech wyniszczenia, niedożywienia i odwodnienia, a także niedomykalności zastawki aortalnej. Wzrost ocenianych osób mieścił się w granicach wymaganych przez producenta sprzętu (120–230 cm). W trakcie przeprowadzania badania rygorystycznie przestrzegano, aby odbywało się ono w ciszy i spokoju.

### Protokół badania/przebieg pionizacji

Wszyscy ochotnicy wypoczywali w pozycji leżącej przez 30 minut. Pionizację przeprowadzano w sposób kontrolowany, używając napędzanego silnikiem elektrycznym stołu pochyleniowego z podparciem pod stopy. Aby ustalić pozycję i zabezpieczyć badanych przed ewentualnym upadkiem, wykorzystywano pasy mocujące do stołu, zakładane w okolicy bioder przed rozpoczęciem badania. Po osiągnięciu 15° i kolejnych wielokrotności tego kąta, czyli 30, 45, 60, 75 i 90° stół zatrzymywano na czas 1 minuty, aby zmierzyć ciśnienie tętnicze oraz ocenić parametry hemodynamiczne. Zmiana kąta pochylenia o każde 15° trwała 4 sekundy.

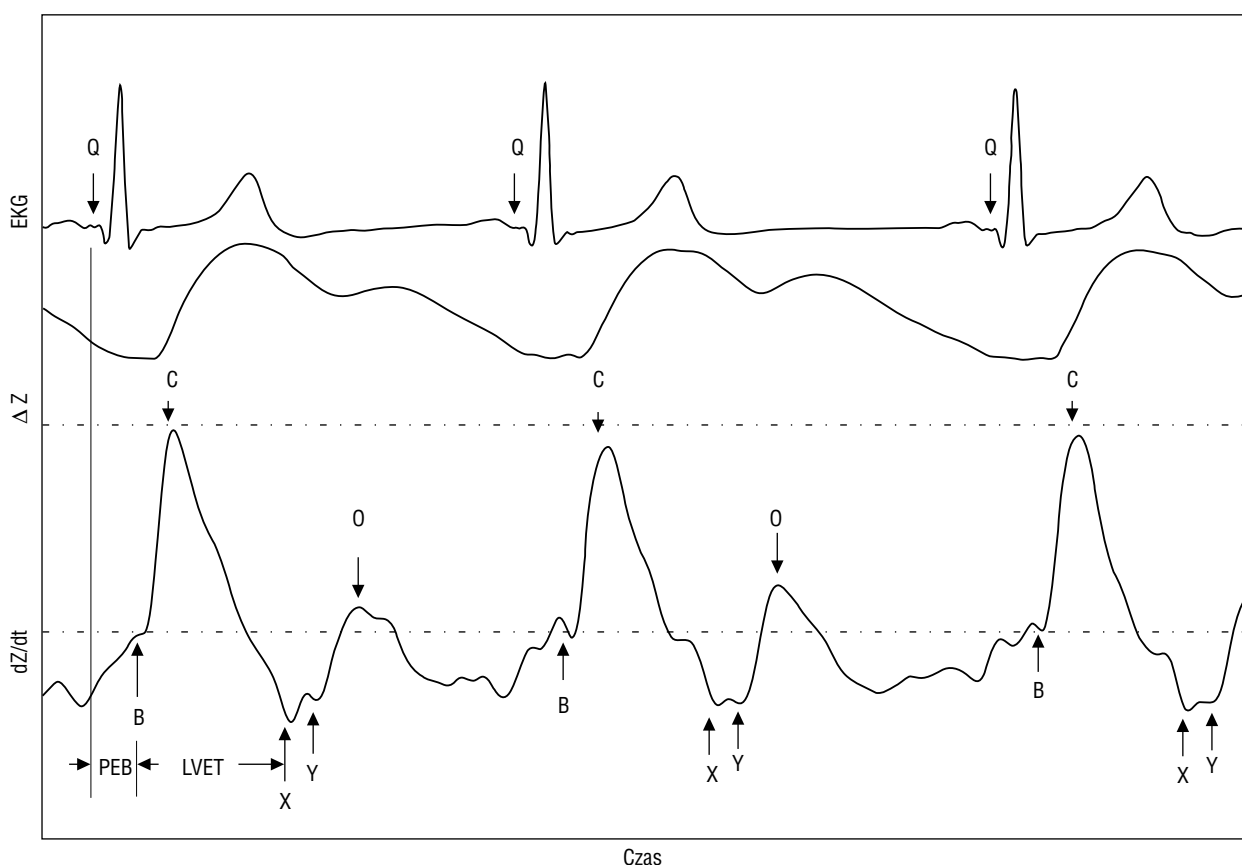
### Pomiar parametrów hemodynamicznych z zastosowaniem bioimpedancji klatki piersiowej (TEB, *thoracic electrical bioimpedance*)

Aby ocenić elektryczną bioimpedancję klatki piersiowej, wszystkim badanym zakładano 4 pary elektrod. Każda elektroda była umieszczona na tej samej płaszczyźnie, wyznaczonej przez prawą i lewą linię pachową środkową i ich przedłużenia na szyi. Elektrody wewnętrzne, odbierające wysyłane sygnały, zlokalizowano u nasady szyi oraz na poziomie końca wyrostka mieczykowatego mostka. Elektrody zewnętrzne, wysyłające zmienny prąd o niskim, stałym natężeniu 2,5 mA oraz wysokiej częstotliwości 70 kHz, umiejscowiono 5 cm powy-

żej nasady szyi oraz 5 cm pod dolnymi elektrodami odbiorczymi. Badanie TEB możemy przeprowadzać w sposób ciągły, analizując praktycznie każde uderzenie serca [1, 2, 10].

Za pomocą monitora do pomiaru bioimpedancji określano w sposób nieinwazyjny i ciągle następujące parametry hemodynamiczne (ryc. 1):

- czas przedwyrzutowy — PEP,
- czas wyrzucania — LVET,
- okres całego skurczu elektromechanicznego — EMC,
- wskaźnik podokresów skurczowych lewej komory (PEP/LVET) — STR,
- czas trwania cyklu serca — NN.



**Rycina 1.** Krzywe EKG, zmiany impedancji ( $\Delta Z_{\text{CARDIAC}}$  oraz pierwsza pochodna krzywej impedancji  $dZ/dt$  u zdrowej osoby; Q — początek depolaryzacji komorowej, B — otwarcie zastawki płucnej i aortalnej, O — otwarcie zastawki mitralnej, C — maksymalne odchylenie krzywej  $dZ/dt$  ( $dZ/dt_{\text{MAX}}$ ), X — zamknięcie zastawki aortalnej, Y — zamknięcie zastawki płucnej. PEP (czas przedwyrzutowy) jest mierzony od Q do B, natomiast LVET (czas wyrzutu) od punktu B do X (Dzięki uprzejmości J.P. Turnera z firmy CardioDynamics, Stany Zjednoczone)

**Figure 1.** The curves of the ECG,  $\Delta Z_{\text{CARDIAC}}$  and  $dZ/dt$  of a young healthy subject; Q — start of ventricular depolarization, B — opening of pulmonic and aortic valve, O — mitral valve opening, C — maximal deflection of  $dZ/dt$  ( $dZ/dt_{\text{MAX}}$ ), X — closure of aortic valve, Y — closure of pulmonic valve. PEP (pre-ejection period) is measured from Q to B, while LVET (left ventricular time) is measured from B to X (Thanks to kindness of J.P. Turner from CardioDynamics, USA)

Wszystkie parametry były mierzone dla każdego uderzenia serca i automatycznie uśredniane i aktualizowane przez aparat co 15 sekund. Ponadto, na podstawie uzyskanych danych, wyliczono następujące parametry pochodne:

- okres skurczu elektromechanicznego — EMC,
- wskaźnik okresu skurczu elektromechanicznego — EMC/NN.

Krótki opis oraz algorytmy służące do pomiaru ocenianych parametrów przedstawiono w tabeli 1.

### Analiza statystyczna

W analizie statystycznej uwzględniono wartości średnie parametrów hemodynamicznych — dla kąta 0° jest to średnia z okresu 5-minutowej stabilnej pracy serca (20 pomiarów), a dla pozostałych kątów — 15°, 30°, 45°, 60°, 75° i 90° — średnie 1-minutowe (4 pomiary).

Normalność rozkładu wszystkich danych przeanalizowano testem Kołmogorowa-Smirnowa. Analizowane parametry miały rozkład normalny, dlatego w ich dalszej analizie wykorzystano testy parametryczne. Porównanie wartości czasów skurczowych rejestrowanych przy poszczególnych kątach, przeprowadzono przy użyciu *t*-testu dla zmiennych spawowanych.

Aby określić początek wystąpienia istotnych zmian w układzie krążenia w przebiegu pionizacji, parametry, zmierzone na poszczególnych etapach pionizacji, porównywano z odpowiednimi wartościami uzyskanymi w pozycji leżącej. W celu obserwacji charakteru dalszych zmian oraz określenia etapu badania, do którego zachodzą porównywano między sobą dane zarówno z sąsiadujących kątów pochylenia, jak i wszystkie dane z wartościami zarejestrowanymi w czasie pełnej pionizacji. Aby uła-

**Tabela 1.** Metody wyznaczania wartości analizowanych zmiennych

**Table 1.** Methods describing the measurement of systolic times and indexes

Parametr	Skrót	Opis	Jednostki	Wzór/pochodzenie
Czas trwania pełnego cyklu serca	NN	Średni czas trwania kolejnych pobudzeń rytmu podstawowego	[ms]	Pomiar czasu trwania kolejnych pobudzeń serca
Czas przedwyrzutowy	PEP	Czas od rozpoczęcia depolaryzacji komór do otwarcia zastawki aortalnej — odpowiada okresowi opóźnienia elektromechanicznego i skurczu izowolumetrycznego	[ms]	Czas od początku załamka Q w EKG do punktu B na krzywej dZ/dt (ryc. 1)
Czas wyrzutu	LVET	Czas od otwarcia do zamknięcia zastawki aortalnej, odpowiada czasowi wyrzutu krwi z lewej komory do aorty	[ms]	Czas od punktu B do punktu X na krzywej dZ/dt (ryc. 1)
Czas całego skurczu elektromechanicznego	EMC	Czas od rozpoczęcia depolaryzacji komór do zamknięcia zastawki aortalnej, związany ze skurczem lewej komory (niezbędnym do wytworzenia ciśnienia krwi otwierającego zastawkę aortalną) i wyrzutem krwi do aorty	[ms]	EMC = PEP + VET
Wskaźnik podokresów skurczowych lub współczynnik kurczliwości	STR	Stosunek czasu PEP i LVET, pośredni wskaźnik funkcji lewej komory, w tym dynamizmu jej kurczliwości	[%]	$STR = 100\% \times \frac{PEP}{LVET}$
Wskaźnik okresu skurczu elektromechanicznego	EMC/NN	Stosunek skurczu elektromechanicznego do długości całego cyklu serca, odzwierciedla chwilowe zmiany w równowadze między trwaniem skurczu i rozkurczu lewej komory	[%]	$EMC/NN = 100\% \times \frac{EMC}{NN}$

NN (*duration of sinus rhythm cardiac cycle*) — czas trwania pobudzeń rytmu zatokowego; PEP (*pre-ejection period*) — czas przedwyrzutowy; LVET (*left ventricular ejection time*) — czas wyrzutowy; EMC (*electromechanical contraction time*) — czas skurczu elektromechanicznego; STR (*systolic time ratio*) — wskaźnik podokresów skurczowych lewej komory (PEP/LVET); EMC/NN (*a ratio of electromechanical contraction time to the duration of normal cardiac cycle*) — stosunek czasu skurczu elektromechanicznego do czasu trwania pobudzeń

twić interpretację obserwowanych zjawisk hemodynamicznych, wszystkie parametry przedstawiano jako wartości bezwzględne, a także jako odsetek zmian w odniesieniu do wartości wyjściowych.

Ze względu na zależność rozkładu siły ciężenia ziemskiego od sinusa kąta pochylenia, w analizie związku kąt — analizowane parametry STI i pochodne uwzględniono sinus kąta. Ocenę wzajemnych zależności między wszystkimi parami „sinus kąta — STI i pochodnych” przeprowadzono metodą parametrycznej korelacji Pearsona. Wyniki korelacji przedstawiono w tabeli jako współczynnik  $r$ . Wykorzystując jednoczynnikową regresję liniową, oceniono liniowość zależności między sinusem kąta pochylenia a parametrami STI i pochodnymi. Rezultaty przedstawiono jako  $r^2$  na odpowiednich wykresach X-Y.

Aby określić w jakim stopniu zmienność STI i pochodnych może być wyjaśniona przez zmianę kąta pochylenia, przeprowadzono parametryczną analizę wariancji (*repeated measures ANOVA*) z prezentacją  $r^2$ .

Dane bezwzględne i względne zaprezentowano jako średnią  $\pm$  odchylenia standardowego (SD, *standard deviation*), a na wykresach przedstawiających regresję liniową — jako wartości średnie  $\pm$  95-procentowy przedział ufności oraz linię regresji z liniami odpowiadającymi  $\pm$  95-procentowemu przedziałowi ufności. Za statystycznie znamienne uznano poziomy istotności  $p < 0,05$ .

## Etyka badania

Badanie przeprowadzono zgodnie z zasadami *Good Clinical Practice*, wszyscy uczestnicy badania wyrazili zgodę na wzięcie w nim udziału. Na przeprowadzenie badania otrzymano zgodę Komisji Bioetycznej przy Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu.

## Wyniki

Bezwzględne wartości ocenianych STI i pochodnych zaprezentowano w tabeli 2. W tabeli 3 przedstawiono odsetek zmian analizowanych parametrów w stosunku do wartości rejestrowanych w ostatnich 5 minutach leżenia. W tabeli 4 przedstawiono poziomy istotności odzwierciedlające różnice między wartościami odpowiadającymi pozycji leżącej i kolejnym kątom pochylenia. W tabeli 5 umieszczono poziomy istotności odpowiadające różnicom mierzonych parametrów między kolejnymi etapami pionizacji. Wartości odpowiadające kątom  $0^\circ$  i  $15^\circ$  znajdują się w tabeli 4, natomiast kątom  $75^\circ$  i  $90^\circ$  — w tabeli 6, gdzie umieszczono poziomy istotności odzwierciedlające różnice między wartościami

**Tabela 2.** Wartości STI i pochodnych na poszczególnych etapach pionizacji

**Table 2.** The values of systolic times and indexes at succeeding stages of the tilting

Kąt pochylenia	0°		15°		30°		45°		60°		75°		90°	
	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD
NN [ms]	819,70	100,64	806,23	101,94	798,06	104,52	763,93	99,78	725,26	92,43	700,27	89,82	683,89	84,50
PEP [ms]	105,88	8,54	109,38	10,74	113,86	11,36	118,62	11,89	120,38	11,99	118,55	11,51	118,61	11,92
LVET [ms]	292,99	21,67	283,18	25,77	271,55	28,45	258,40	30,46	249,34	29,54	242,05	28,33	238,80	29,21
EMC [ms]	398,87	21,82	392,55	22,71	385,41	24,85	377,02	25,35	369,73	25,22	360,59	26,05	357,41	26,95
STR [%]	35,74	4,71	38,63	6,90	42,22	8,23	46,32	9,30	48,74	9,20	49,55	9,07	50,49	6,69
EMC/NN [%]	49,12	4,27	49,18	4,49	48,79	4,38	49,81	4,05	51,38	3,55	51,88	3,47	52,61	3,38

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

Tabela 3. Odsetek zmian wartości STI i pochodnych w porównaniu z wartościami w pozycji leżącej

Table 3. The percentage of changes of systolic times and indexes with values recorded at supine as the reference

Kąt pochylenia	15°		30°		45°		60°		75°		90°	
	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD	Średnia	SD
NN [ms]	98,53	6,52	97,61	8,43	93,61	9,80	88,90	9,26	85,90	9,74	84,00	10,28
PEP [ms]	103,37	6,76	107,65	7,86	112,25	9,74	114,00	10,82	112,36	11,27	112,44	11,77
LVET [ms]	96,67	5,47	92,67	6,94	88,26	8,90	85,20	9,06	82,67	8,34	81,55	8,81
EMC [ms]	98,44	2,87	96,64	3,88	94,57	4,89	92,76	5,25	90,45	5,29	89,65	5,63
STR [%]	108,16	14,25	118,16	17,09	130,03	22,67	137,06	23,76	139,37	23,15	141,99	24,51
EMC/NN [%]	100,21	5,04	99,47	6,00	101,67	6,88	104,94	6,59	106,06	7,70	107,65	8,88

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

mi mierzonymi po osiągnięciu kolejnych kątów pochylenia oraz po pełnym spionizowaniu. Tabela 4 ukazuje etap pionizacji, przy którym pojawia się znamienna wobec kąta 0° różnica w mierzonych parametrach STI i pochodnych. Na podstawie tabel 5 i 6 można odczytać, które z ocenianych parametrów istotnie się różnią między poszczególnymi kątami pochylenia oraz do którego etapu badania obserwowane zmiany zasadniczo się różnią od wartości odpowiadających pełnej pionizacji.

Zależność między sinusem kąta pochylenia a ocenianymi parametrami STI i pochodnymi przedstawiono w tabeli 7 jako współczynnik  $r$  (parametryczna korelacja Pearsona) oraz na wykresach (ryc. 2 i 3) jako współczynnik  $r^2$ , będący wynikiem analizy jednoczynnikowej regresji liniowej. W tabeli 8 zaprezentowano wyniki parametrycznej analizy wariancji dla zmiennych powiązanych w postaci współczynnika  $r^2$  określającego, w jakim stopniu zmienność ocenianych parametrów może być wyjaśniona przez zmiany związane ze zwiększaniem kąta pochylenia.

Podczas pionizacji zaobserwowano, że PEP wydłużył się maksymalnie o 14%, przy czym istotne wydłużenie następowało już przy kącie 15° i zwiększało się aż do 60°, po czym parametr ten ulegał nieznamiennemu skróceniu. W przebiegu pionizacji czas wyrzutowy LVET skracał się o ok. 18%, czas skurczu elektromechanicznego — o 10%, a średnia długość cyklu serca zmniejszała się o 16%. Czasy LVET i EMC skracały się istotnie już po 15° i zmieniały aż do kąta 75°. Czas trwania cyklu serca zmniejszał się dopiero po osiągnięciu kąta 45° i ulegał stałemu skracaniu, aż do uzyskania kąta prostego. Wskaźniki STR i EMC/NN w przebiegu pionizacji wzrastały stopniowo odpowiednio o ok. 42 i 8%. STR zmieniał się znamienne już po pierwszym etapie pochylenia i wzrastał do kąta 60°, zaś EMC/NN zwiększał się istotnie od kąta 45°, aż do końca pionizacji. Zaobserwowano także, istotną dodatnią korelację między sinusem kąta pochylenia a wartościami PEP, STR oraz EMC/NN. Jednocześnie zanotowano ujemny związek między zmianą kąta a LVET, EMC i NN.

## Dyskusja

W przeprowadzonym badaniu zaobserwowano, że w przebiegu pionizacji wydłużeniu ulegają PEP, STR oraz EMC/NN, a skróceniu — LVET, EMC i NN.

Wydaje się, że wydłużenie okresu przedwyrzutowego powodowane jest zmianami zachodzącymi w powrocie żylnym, obciążeniu wstępnym i następczym. Spadek powrotu żylnego zmniejsza końcoworozkurczową objętość krwi w lewej komorze, a tym

**Tabela 4.** Poziomy istotności określające różnice między wartościami STI i pochodnych w pozycji leżącej i po osiągnięciu określonego kąta pochylenia

**Table 4.** The P values describing differences between systolic times and indexes recorded at supine and specific tilting angles

	0–15°	0–30°	0–45°	0–60°	0–75°	0–90°
NN [ms]	NS	NS	< 0,0011	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
PEP [ms]	0,0081	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
LVET [ms]	0,0023	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
EMS [ms]	0,0049	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
STR [%]	0,0017	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
EMC/NN [%]	NS	NS	NS	0,0002	0,0001	< 0,0001

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

**Tabela 5.** Poziomy istotności określające różnice między kolejnymi wartościami STI i pochodnych w czasie pionizacji

**Table 5.** The P values describing differences between the successive values of systolic times and indexes recorded during tilting

	15–30°	30–45°	45–60°	60–75°	75–90°
NN [ms]	NS	0,0011	< 0,0001	0,0009	0,0289
PEP [ms]	< 0,0001	< 0,0001	0,0286	0,0217	NS
LVET [ms]	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	NS
EMC [ms]	0,0001	0,0006	< 0,0001	< 0,0001	NS
STR [%]	< 0,0001	< 0,0001	0,0001	NS	NS
EMC/NN [%]	NS	0,0134	< 0,0001	0,0002	0,0578

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

**Tabela 6.** Poziomy istotności określające różnice między wartościami STI i pochodnych w czasie pionizacji i po osiągnięciu kąta pochylenia 90°

**Table 6.** The P values describing differences between values of systolic times and indexes recorded at the angle of 90° and the earlier tilting angles

	15–90°	30–90°	45–90°	60–90°
NN	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
PEP	0,0001	0,0167	NS	NS
LVET	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,0004
EMC	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
STR	< 0,0001	< 0,0001	0,0007	0,0475
EMC/NN	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,0075

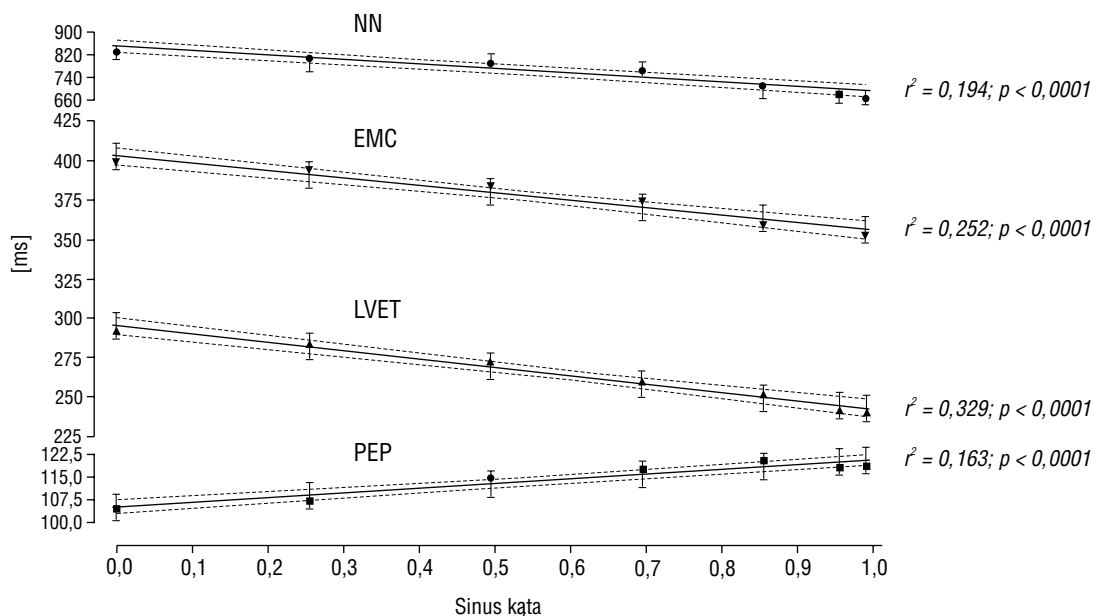
Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

**Tabela 7.** Współczynniki korelacji Pearsona r określającej zależność między sinusem kąta pochylenia a zmianą wartości STI i pochodnych w czasie pionizacji

**Table 7.** The coefficients r of Pearson's correlation describing relationship of the changes of systolic times and indexes to the changes of the tilting angles

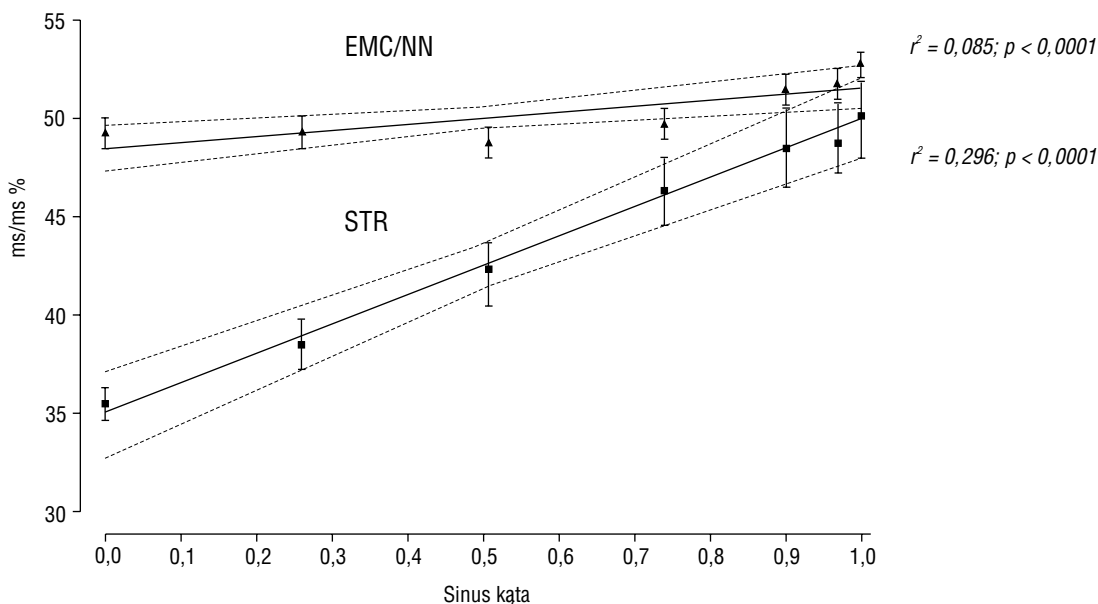
	r	p
NN [ms]	-0,441	< 0,0001
PEP [ms]	0,404	< 0,0001
LVET [ms]	-0,574	< 0,0001
EMC [ms]	-0,503	< 0,0001
STR [%]	0,544	< 0,0001
EMC/NN [%]	0,291	< 0,0001

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1



**Rycina 2.** Parametry określające zmienność czasu trwania cyklu serca oraz podokresów skurczowych w zależności od sinusa kąta pochylenia; NN — czas trwania cyklu serca; PEP — czas przedwyrzutowy, LVET — czas wyrzutu, EMC — okres całego skurczu elektromechanicznego,  $r^2$  — współczynnik będący wynikiem analizy jednoczynnikowej regresji liniowej

**Figure 2.** Variables describing changes in the duration of cardiac cycle and left ventricle systolic times according to sine of tilt angle; NN — duration of sinus rhythm cardiac cycle, PEP — pre-ejection period, LVET — left ventricular ejection time, EMC — electromechanical contraction time,  $r^2$  — a variable presenting the results of univariate linear regression



**Rycina 3.** Zachowanie się wskaźników STR i EMC/NN w zależności od sinusa kąta pionizacji; STR — wskaźnik podokresów skurczowych lewej komory (PEP/LVET), EMC/NN — stosunek czasu skurczu elektromechanicznego do czasu trwania cyklu serca;  $r^2$  — współczynnik będący wynikiem analizy jednoczynnikowej regresji liniowej

**Figure 3.** Variables describing changes in STR and EMC/NN according to sine of tilt angle; STR — systolic times ratio — a ratio of PEP/LVET, EMC/NN — a ratio of electromechanical contraction time to the duration of normal cardiac cycle,  $r^2$  — a variable presenting the results of univariate linear regression



**Tabela 8.** Współczynniki  $r^2$  powiązanej analizy wariancji (*repeated measures ANOVA*) określające w jakim stopniu zmienność wartości STI i pochodnych jest zależna od zmian w wartościach kąta pochylenia w czasie pionizacji

**Table 8.** The values of  $r^2$  of repeated measures ANOVA presenting how the variance within values of systolic times and indexes depends on the variance of the values of tilting angles

	$r^2$	p
NN [ms]	0,557	< 0,0001
PEP [ms]	0,459	< 0,0001
LVET [ms]	0,689	< 0,0001
EMC [ms]	0,659	< 0,0001
STR [%]	0,633	< 0,0001
EMC/NN [%]	0,351	< 0,0001

Objaśnienia skrótów jak w tabeli 1

samym jej rozciągnięcie w tym czasie (*preload*). Doprowadza to do wydłużenia PEP, którego zmienność w największym stopniu zależy od zmian czasu skurczu izowolumetrycznego, a więc czasu niezbędnego do wytworzenia w lewej komorze ciśnienia krwi otwierającego zastawkę aortalną [9]. Redukcja powrotu żylnego doprowadza jednocześnie do zmniejszenia objętości wyrzucanej krwi i, pomimo przyspieszenia częstości pracy serca (tu jako skrócenie NN), również rzutu serca. Doprowadza to do odruchowej stymulacji współczulnego układu nerwowego, zwiększenia oporu naczyniowego i tym samym wartości *afterload*. W wyniku tych zmian obserwujemy skrócenie LVET, który determinuje również skrócenie czasu trwania całego skurczu elektromechanicznego. Mimo zmniejszenia wartości EMC i skrócenia całego cyklu serca, wartość stosunku EMC/NN zwiększa się wraz ze wzrastającym kątem pochylenia. Wskazuje to na relatywnie wolniejsze skracanie skurczu kosztem rozkurczu serca [2, 9, 11–20].

Skrócenie rozkurczu oraz PEP pośrednio wskazują na mniejszą ilość krwi wypełniającej lewą komorę. Ponieważ w czasie pionizacji stopniowo obniża się *preload*, dlatego zgodnie z prawem Franka-Starlinga kurczliwość komór powinna maleć. Przypuszczenia te znajdują swoje potwierdzenie we

wspomnianym spadku LVET oraz we wzroście wartości STR [6, 9].

W trakcie badania zastosowano unikalny protokół pionizacji, w którym zmiana kąta pochylenia następowała skokowo co 15° z okresem 1-minutowego zatrzymania stołu pochyleniowego po osiągnięciu każdej pełnej wielokrotności tego kąta, aż do pełnej pionizacji. W badaniu pomiarów STI dokonano dzięki technice kardiologii impedancyjnej, która opiera się na pomiarze zmian przewodności elektrycznej prądów o wysokich częstotliwościach w klatce piersiowej [1, 2, 10]. Ciało ludzkie wypełnione jest różnego rodzaju „naturalnymi” przewodnikami i opornikami. Prąd elektryczny jest najlepiej przewodzony przez płyny ustrojowe. Chwilowe zmiany ilości krwi oraz uporządkowanie elementów morfotycznych związane z pracą serca, a także grą naczyniową, określają chwilową oporność klatki piersiowej [1, 10]. Technika TEB traktuje śródpiersie (jego płyny) jako swego rodzaju „układ przewodzący”, którego bioimpedancja — rozumiana jako opór żywych tkanek — będzie zależec od ilości i prędkości krwi. Jakakolwiek chwilowa zmiana w ukierunkowaniu i ilości czerwonych krwinek, a także objętości krwi przepływającej przez naczynia będzie determinować wielkość impedancji [1]. Wartości parametrów hemodynamicznych zmierzonych dzięki kardiografii impedancyjnej w bardzo dużym stopniu korelują z analogicznymi danymi ocenianymi innymi technikami [1, 10]. Wykazano to u zdrowych osób w różnych warunkach fizjologicznych, podczas ciąży i porodu, a także u pacjentów we wstrząsie, po urazach, z niewydolnością serca, niewydolnością nerek, po operacjach kardiologicznych i w wielu innych sytuacjach [1, 10].

Badanie miało charakter wyłącznie poznawczy, było przeprowadzone u zdrowych osób, u których ani wcześniej, ani podczas wykonywania badania nie wystąpiły omdlenia. Z tych powodów należy ograniczyć wnioski płynące z pracy wyłącznie do zjawisk fizjologicznych, a ich kliniczna ekstrapolacja, choć kusząca, może okazać się spekulacją.

Podsumowując, stopniowe zwiększanie kąta pochylenia u młodych osób w warunkach fizjologicznych prowadzi do wydłużenia czasu przedwyrzutowego, wzrostu wartości wskaźnika kurczliwości i wskaźnika EMC/NN, a także do skrócenia czasu wyrzutu, czasu skurczu elektromechanicznego oraz całego cyklu serca.

## Streszczenie

### Podokresy skurczowe w czasie pionizacji

**Wstęp:** Zachowanie układu krążenia w różnych warunkach można analizować, oceniając zmiany hemodynamiczne i wykorzystując elektryczną bioimpedancję klatki piersiowej. Do parametrów oznaczanych tą techniką zalicza się m.in. podokresy skurczu lewej komory, np.: czas przedwyrzutowy (PEP) i wyrzutowy lewej komory (LVET). Celem pracy jest określenie zachowania się podokresów skurczu i wyprowadzonych z nich wskaźników pochodnych w czasie stopniowanej pionizacji u młodych zdrowych osób.

**Materiał i metody:** Badano w grupę 32 zdrowych ochotników w wieku 21–30 lat, w tym 17 kobiet. Po 30-minutowym wypoczynku w pozycji leżącej rozpoczęto pionizację, którą przeprowadzano używając stołu do pionizacji z napędem elektrycznym i podparciem pod stopy. Po osiągnięciu kąta 15° i kolejnych jego wielokrotności (30, 45, 60, 75 i 90°) stół zatrzymywano na czas 1 minuty w celu dokonania pomiaru podokresów skurczu lewej komory za pomocą monitora do oceny bioimpedancji elektrycznej klatki piersiowej (BioZcom, CardioDynamics, USA). Związek między sinusem kąta pochyleń a podokresami skurczu oceniano metodą korelacji Pearsona.

**Wyniki:** W czasie stopniowanej pionizacji w porównaniu z wartościami w pozycji leżącej dochodzi do wydłużenia się PEP (pre-ejection period) o 14% i skrócenia LVET o 18,45%. Zaobserwowano istotną korelację między sinusem kąta pochyleń a PEP ( $r = 0,4044$ ;  $p < 0,0001$ ) oraz LVET ( $-0,5737$ ;  $p < 0,0001$ ).

**Wnioski:** U młodych zdrowych osób w czasie zwiększania stopniowanej pionizacji dochodzi do wydłużenia okresu przedwyrzutowego i do skrócenia czasu skurczu lewej komory. (Folia Cardiol. 2003; 10: 511–521)

**podokresy skurczu lewej komory, bioimpedancja elektryczna klatki piersiowej, czas przedwyrzutowy, czas wyrzucania, czas skurczu elektromechanicznego, pionizacja**

## Piśmiennictwo

1. Siebert J. Ocena wartości klinicznej badania układu krążenia i płuc za pomocą technik bio-impedancyjnych. Rozprawa habilitacyjna. AM w Gdańsku 2000.
2. Cybulski G. Analiza przebiegu reakcji hemodynamicznej na czynną pionizację u ludzi z zastosowaniem reokardiografii impedancyjnej: wpływ wieku i treningu fizycznego. Praca doktorska. PAN. Warszawa 1990.
3. Lange R.A., Davis L. Assessment of cardiovascular function. W: Pepine C.J. red. Diagnostic and therapeutic cardiac catheterization. Williams & Wilkins A Waverly Company, Baltimore 1997; rozdz. 24: 480–516.
4. Winniford M.D., Kern M.J., Lambert C.R. Blood flow measurement and quantification of vascular stenoses. W: Pepine C.J. red. Diagnostic and therapeutic cardiac catheterization. Williams & Wilkins A Waverly Company, Baltimore 1997; rozdz. 21: 399–441.
5. Davidson C.J., Fishman R.F., Bonov R.O. Cardiac catheterization. W: Braunwald E. red. Heart Disease. A textbook of cardiovascular medicine. W.B. Saunders Company 1998; rozdz. 6: 177–215.
6. Czaplicki S., Dąbrowska B., Dąbrowski A. Podokresy skurczu lewej komory. W: Czaplicki S., Dąbrowska B., Dąbrowski A. Graficzne badanie układu krążenia. PZWL, Warszawa 1982; 234–241.
7. Garrard C.L., Weissler A.M., Dodge H.T. The Relationship of Alterations in Systolic Time Intervals to Ejection Fraction in Patients with Cardiac Disease. Circulation 1970; XLII: 455–462.
8. Lewis R.P., Rittgers S.E., Forester W.F., Boudoulas H.A. critical review of the systolic time intervals. Circulation 1977; 56: 146–158.
9. Martin C.E., Shaver J.A., Thompson M.E., Reddy P.S., Leonard J.J. Direct Correlation of External Systolic Time Intervals with Internal Indices of Left

- Ventricular Function in Man. *Circulation* 1971; XLIV: 419–431.
10. Guzik P., Bychowiec B., Wysocki H. Bioimpedancja elektryczna klatki piersiowej w ocenie stanu układu krążenia. *Forum Kardiologów* 2003; 8, 1: 29–33.
  11. Little R.C. Organization and structure of the vascular system. W: Little R.C. red. *Physiology of the heart and circulation*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1985; rozdz. 9: 203–219.
  12. Shepherd J.T., Vanhoutte P.M. The sensory systems involved in cardiovascular regulation. W: Branderburg R.O. red. *Cardiology: Fundamentals and Practice*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1987; rozdz. 7: 164–182.
  13. Wiedmeier C. Cardiac and circulatory physiology. W: Nosek T.M. red. *Essential of human physiology. Integrated Medical Curriculum* 1999; rozdz. 3: <http://imc.gsm.com>
  14. Bove A.A., Santamore W.P. Mechanical performance of the heart. W: Branderburg R.O. red. *Cardiology: Fundamentals and Practice*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1987; rozdz. 6: 149–163.
  15. Smith J.J., Porth C.M., Erickson M. Hemodynamic response to the upright posture. *J. Clin. Pharmacol.* 1994; 34: 375–386.
  16. Little R.C. *Circulation. Hemodynamics*. W: Little R.C. red. *Physiology of the heart and circulation*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1985; rozdz. 10: 220–246.
  17. Little R.C. Regulation of systolic, diastolic and mean arterial blood pressure. W: Little R.C. red. *Physiology of the heart and circulation*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1985; rozdz. 11: 247–269.
  18. Little R.C. Venous and pulmonary circulation. W: Little R.C. red. *Physiology of the heart and circulation*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1985; rozdz. 13: 285–302.
  19. Ewing D.J., Hume L., Campbell I.W. Autonomic mechanisms in the initial heart rate response to standing. *J. App. Physiol. Respirat Envir. Exercise Physiol.* 1980; 49: 809–814.
  20. Borst C., van Brederode J.F.M., Wieling W. Mechanisms of initial blood pressure response to postural change. *Clinical Science* 1984; 67: 321–327.