

Wpływ kształtu impulsu stymulującego na próg pobudzenia komórek oraz zachowanie się mięśni szkieletowych w polu operacyjnym podczas przezskórnej nieinwazyjnej stymulacji serca w warunkach znieczulenia ogólnego

Krystyna Jaworska¹, Fryderyk Prochaczek² i Jerzy Gałęcka³

¹Oddział Kliniczny Anestezjologii i Intensywnej Terapii Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach

²Katedra i Oddział Kliniczny Kardiologii Śląskiej Akademii Medycznej w Tychach

³Instytut Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu

Przedrukowano za zgodą z: *Cardiology Journal* 2007; 14: 137–142

Streszczenie

Wstęp: Przezskórna stymulacja serca (TCP) u pacjentów w znieczuleniu ogólnym nie ma ograniczenia bólowego dla dużych amplitud impulsów stymulujących, ale ich stosowanie staje się źródłem ruchu mięśni szkieletowych, utrudniających chirurgowi przeprowadzenie zabiegu operacyjnego. Celem niniejszej pracy była ocena wpływu różnych kształtów impulsu stymulującego na próg pobudzenia komórek, energię elektryczną przekazywaną do układu elektrodowego oraz wielkość ruchu pola operacyjnego w czasie TCP prowadzonej w warunkach znieczulenia ogólnego.

Metody: Badaniem objęto 58 pacjentów operowanych w znieczuleniu ogólnym, u których wykonano TCP kolejno impulsami o 3 kształtach (prostokąt, kwadrat sinusa i pierwiastek sinusa), o jednakowej szerokości podstawy (40 ms).

Wyniki: W niepełnym zwiotczeniu dla amplitud do 120 mA największą skuteczność stymulacji (94%), najniższe progi pobudzenia komórek — średnio $70,5 \pm 18,3$ mA, a także najmniejszy ruch pola operacyjnego uzyskano dla impulsu prostokątnego. Najmniejszą energię elektryczną (śr. $44,0 \pm 13,8$ mJ) dostarczał do układu elektrodowego impuls o kształcie kwadrat sinusa. Najwcześniej pobudzał mięśnie szkieletowe impuls prostokątny (śr. $40,5 \pm 15,6$ mA), jednak w warunkach pełnego zwiotczenia progi pobudzenia mięśni szkieletowych wzrastały 2-krotnie, co prowadziło do istotnego zmniejszenia ruchu pola operacyjnego.

Adres do korespondencji:

Prof. dr hab. med. Fryderyk Prochaczek
Instytut Techniki i Aparatury Medycznej
ul. Roosevelta 118, 41–800 Zabrze
tel. (0 32) 271 60 13, faks (0 32) 276 56 08
e-mail: fred@itam.zabrze.pl

Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego promotorskiego 2P05C07127 w latach 29.10.2004–28.07.2005 (umowa z KBN: 0678/P05/2004/27).

Wnioski: *Podczas TCP w warunkach znieczulenia ogólnego impuls stymulujący o kształcie prostokątnym zapewniał najniższe progi pobudzenia komórek, najmniejszy ruch pola operacyjnego oraz największą skuteczność stymulacji. Impuls o kształcie kwadrat sinusa umożliwił przekazywanie w kierunku serca najmniejszej energii elektrycznej. Pełne zwiótkowanie mięśni szkieletowych zapewniało lekarzowi wykonującemu zabieg stabilne pole operacyjne.* (Folia Cardiologica Excerpta 2007; 2: 106–112)

Słowa kluczowe: elektroda przezskórna, stymulacja komórek, znieczulenie ogólne

Wstęp

U każdego operowanego pacjenta istnieje ryzyko zwolnienia akcji serca, które nie do końca można ocenić ilościowo, prowadzące do spadku wartości średniego ciśnienia tętniczego. Z tego powodu, oprócz środków farmakologicznych przyspieszających akcję serca, anestezjolog potrzebuje nieinwazyjnej techniki stymulacji elektrycznej, łatwej do wdrożenia bez pomocy kardiologa. Współczesne kryteria nieinwazyjności spełnia przezskórna stymulacja serca (TCP, *transcutaneous cardiac pacing*), a jej wdrożenie nie wymaga ingerencji w tkanki lub otwory ciała [1, 2]. W czasie zabiegu bezpośrednio są pobudzane wyłącznie komory, zaś przedsionki dopiero wtórnie, po przejściu pobudzenia wstecznie przez węzeł przedsionkowo-komorowy. Praktycznie powoduje to utratę funkcji transportowej przedsionków [3, 4]. Stymulacja przezskórna serca może być wdrożona przez anestezjologa w ciągu kilkudziesięciu sekund. Wskazania do jej wprowadzenia występują w czasie zabiegu operacyjnego w każdym przypadku bradykardii skutkującej niestabilnością hemodynamiczną [5–7].

Warunki znieczulenia ogólnego eliminują problemy nieprzyjemnych odczuć wiążących się z pobudzeniem mięśni szkieletowych, występujących w czasie TCP u przytomnych pacjentów [6, 7]. Znieczulenie ogólne umożliwia stosowanie dużych amplitud prądu impulsu, co w znacznym stopniu zwiększa skuteczność TCP. Impulsy o dużej amplitudzie są jednak równocześnie przyczyną pobudzania mięśni szkieletowych powodujących ruch pola operacyjnego, co utrudnia, a często uniemożliwia wykonanie planowej operacji [1, 4–6].

Sytuacja taka uzasadniała poszukiwanie rozwiązań, które mogłyby wyeliminować lub zminimalizować ruch pola operacyjnego towarzyszącego TCP.

Ponieważ wielkość ruchu pola operacyjnego zależy nie tylko od amplitudy pobudzającego impulsu, ale również od jego kształtu [8], istniała konieczność ustalenia, który kształt impulsu pozwala uzyskać najniższe progi pobudzenia komórek i powoduje najmniejszy ruch pola operacyjnego. Celem takich

działań optymalizujących warunki TCP jest rozwiązanie obaw przed jej nieskutecznością, wywoływaniem ruchu pola operacyjnego czy też możliwością uszkodzenia serca.

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu kształtu impulsu stymulującego na próg pobudzenia komórek, wartość energii impulsów stymulujących oraz wielkość ruchu pola operacyjnego podczas TCP prowadzonej w warunkach znieczulenia ogólnego.

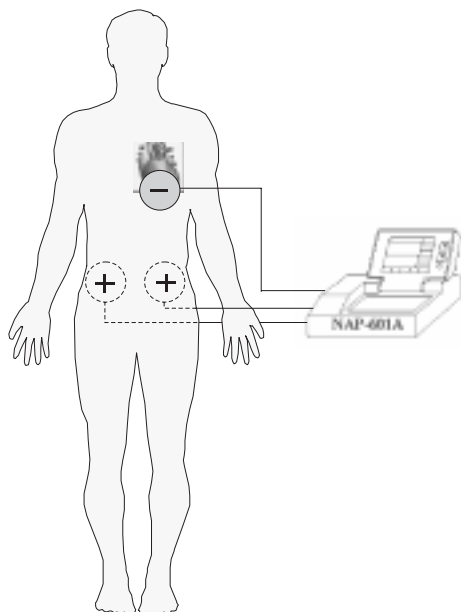
Metody

Badaniem objęto 66 kolejnych pacjentów (54 kobiet, 12 mężczyzn) w wieku 30–78 lat (śr. 52 lata) leczonych w I Klinice Chirurgii Ogólnej, Naczyniowej i Transplantacyjnej Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach, u których badania przeprowadzono na podstawie zgody Komisji Etyki Badań Naukowych Śląskiej Akademii Medycznej (nr NN-013-22/01).

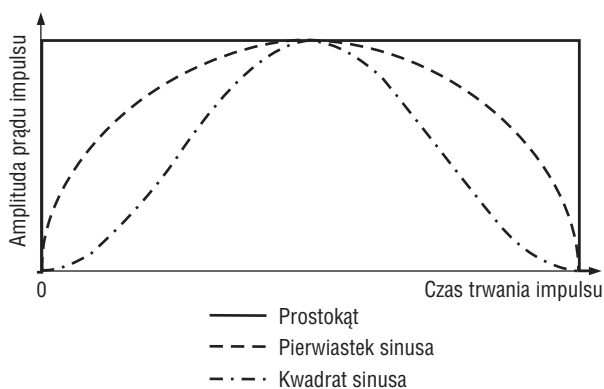
Kryterium wykluczenia z badania było utrwalone migotanie lub trzepotanie przedsionków oraz schorzenia skóry w okolicy umieszczenia elektrod stymulujących. Stymulację wykonywano w układzie trójelektrodowym z użyciem kardiostymulatora NAP-601 i jednorazowych elektrod ES-130S o powierzchni 50 cm² (ITAM Zabrze) [4]. Elektrode aktywną umieszczano na przedniej powierzchni klatki piersiowej w polu stłumienia bezwzględniego serca, co najczęściej odpowiadało elektrokardiograficznemu punktowi C3. Elektrody bierne umieszczano symetrycznie po obu stronach kręgosłupa w okolicy krzyżowej (ryc. 1).

Szerokość u podstawy 3 badanych impulsów stymulujących (prostokąt, kwadrat sinusa i pierwiastek sinusa) była jednakowa i wynosiła 40 ms (ryc. 2).

Każdy pacjent na 45 min przed znieczuleniem ogólnym otrzymywał premedykację doustną midazolamem. Dobór farmakologicznych środków anestetycznych w trakcie indukcji i kondukcji zależał od stanu ogólnego pacjenta oraz rodzaju przeprowadzanego zabiegu operacyjnego. W związku z tym, że skuteczną TCP impulsami prostokątnymi, kwadrat sinusa oraz pierwiastek sinusa uzyskano



Rycina 1. Rozmieszczenie aktywnej (-) i biernych (+) elektrod na klatce piersiowej w czasie przezskórnej stymulacji serca w warunkach sali operacyjnej



Rycina 2. Kształty badanych impulsów stymulujących

u 58 chorych, dalszej analizie i porównaniu poddano pacjentów z tej grupy. Ze względu na czasochłonność badania oraz zakłócenia zapisu EKG w czasie TCP powodowane przez elektrokoagulację, stymulację przeprowadzano w końcowej fazie operacji. Przyjęcie takiego umiejscowienia badania spełniało kryteria bezbołowego wykonania stymulacji, lecz uniemożliwiało określenie, jaki będzie ruch pola operacyjnego w warunkach pełnego zwiotczenia. W związku z tym badanych podzielono na 2 grupy. Grupa I liczyła 58 osób poddanych stymulacji pod koniec zabiegu operacyjnego w warunkach niepełnego zwiotczenia. Grupę II stanowiło 10 chorych z grupy I, u których bezpośrednio po wywołaniu

znieczulenia ogólnego (w warunkach pełnego zwiotczenia) wykonano dodatkowy protokół badania wyłącznie dla impulsu prostokątnego.

Każdego pacjenta poddano stymulacji z częstotścią o $30 \frac{1}{\text{min}}$ większą od wcześniej zarejestrowanej własnej akcji serca. Stymulację rozpoczynano impulsami prostokątnymi o amplitudzie 10 mA, zwiększając ją stopniowo skokami o 5 mA, aż do uzyskania skutecznej stymulacji komórek. Po uzyskaniu skuteczności przerywano stymulację i ponownie rozpoczynano z amplitudą impulsu pomniejszoną o 5 mA. Od tego momentu zwiększano amplitudę impulsu stymulującego skokami o 1 mA. Jako próg pobudzenia komórek przyjmowano najniższą wartość amplitudy prądu impulsu stymulującego, zapewniającego skuteczną stymulację komórek serca przez kilkanaście cykli oddechowych pacjenta. Skuteczność elektryczną i hemodynamiczną stymulacji kontrolowano na monitorze kardiostymulatora nieinwazyjnego NAP-601 (EKG i krzywa pletyzmograficzna). Następnie powtarzano tę samą procedurę dla 2 kolejnych badanych kształtów impulsów stymulujących.

Dla wszystkich badanych kształtów impulsów stymulujących oznaczano próg pobudzenia mięśni szkieletowych, przyjmując za jego wartość najniższą amplitudę prądu impulsu, przy której pojawiał się pierwszy zauważany przez chirurga lub anestezjologa ruch pola operacyjnego (klatki piersiowej i/lub jamy brzusznej). Wielkość ruchu mięśni szkieletowych na poziomie progu pobudzenia komórek oceniano u każdego z badanych, wykorzystując 3-stopniową skalę oceny ruchu. Jako I stopień przyjęto brak ruchu pola operacyjnego, jako II stopień — niewielki ruch pola operacyjnego, nieutrudniający preparowania tkanek, a jako III stopień — duży ruch pola operacyjnego uniemożliwiający precyzyjne preparowanie tkanek.

Zarówno dla progu pobudzenia mięśni szkieletowych, jak i dla progu pobudzenia komórek oznaczano impedancję układu stymulującego, w którym prąd impulsu płynie między katodą (elektroda w punkcie V3) a anodą, reprezentowaną przez 2 elektrody w okolicy krzyżowej. Dla wartości progu pobudzenia komórek obliczano wielkość energii elektrycznej impulsu według wzoru: $E = B \times I^2 \times T_{\text{imp}} \times Z_{\text{pacj}}$; gdzie: I — wartości prądu [mA]; T — czas trwania impulsu [s]; Z — impedancja pacjenta [Ω]; B — wartość współczynnika zależnego od kształtu impulsu stymulującego.

W badaniach statystycznych posłużono się testem zgodności Shapiro-Wilka z rozkładem normalnym oraz jednoczynnikową analizą wariancji ANOVA dla układu z pomiarami powtarzanymi [9].

Wyniki

Skuteczność stymulacji dla impulsu o kształcie prostokątnym wynosiła 94%, dla impulsu pierwiastek sinusa — 92%, a dla impulsu o kształcie kwadrat sinusa — 88%.

Próg pobudzenia komór dla impulsu prostokątnego wynosił średnio $70,5 \pm 18,3$ mA i był niższy od progu dla impulsu kwadrat sinusa ($79,9 \pm 17,7$ mA) oraz progu dla impulsu pierwiastek sinusa ($74,9 \pm 18,4$ mA). Różnice te były istotne statystycznie przy poziomie istotności p poniżej 0,05 (tab. 1).

Najmniejszą energię elektryczną (śr. $44,0 \pm 13,8$ mJ) dostarczał do układu elektrodowego w czasie stymulacji z amplitudą progową impuls o kształcie kwadrat sinusa. Dla kształtu pierwiastek sinusa energia ta wynosiła $65,2 \pm 21,8$ mJ, a dla kształtu prostokątnego — $99,7 \pm 34,9$ mJ. Różnice te były istotne statystycznie przy poziomie istotności p mniejszym od 0,05 (tab. 1).

Najniższy próg pobudzenia komór uzyskano dla impulsu prostokątnego ($40,5 \pm 15,6$ mA). Dla impulsu kwadrat sinusa wynosił on $45,8 \pm 16,7$ mA, a dla impulsu pierwiastek sinusa — $47,8 \pm 16,4$ mA. Różnice te również były znamienne statystycznie (tab. 1).

Średnia wartość progu pobudzenia komór dla impulsu prostokątnego uzyskana w grupie II u chorych w pełnym zwiotczeniu wyniosła $67,5 \pm 17,7$ mA. Była ona podobna do wartości progu pobudzenia komór uzyskanej w grupie I, czyli u pacjentów w niepełnym zwiotczeniu (tab. 1). Wartości prądowe progu pobudzenia mięśni szkieletowych w grupie II wyniosły średnio $82,5 \pm 16,7$ mA i były 2-krotnie większe niż w grupie I (tab. 1).

Największy ruch pola operacyjnego, czyli ruch III stopnia, obserwowano najczęściej w trakcie skutecznej TCP dla impulsów kwadrat sinusa. Natomiast dla impulsów o kształcie prostokąta i pierwiastek sinusa częstość występowania ruchu I i II stopnia były zbliżone. U chorych z grupy II w żadnym z badań nie zarejestrowano ruchu III stopnia (tab. 2).

Tabela 2. Wielkości ruchu pola operacyjnego w skali oceny ruchu, uzyskane w grupie II u pacjentów będących w pełnym zwiotczeniu

Rodzaj impulsu	Punkty skali oceny ruchu		
	1	2	3
Ruch mięśni szkieletowych w obrębie klatki piersiowej			
Impuls prostokątny	8	2	0
Ruch mięśni szkieletowych w obrębie jamy brzusznej			
Impuls prostokątny	8	2	0

Tabela 1. Wartości progów pobudzenia komór, progów pobudzenia mięśni szkieletowych, energii elektrycznej impulsu oraz wielkości ruchu pola operacyjnego dla chorych z grupy I i II

Rodzaj impulsu	Progi pobudzenia komór [mA]	p	Progi pobudzenia mięśni szkieletowych [mA]	p	Różnica między progami pobudzenia mięśni szkieletowych a progami pobudzenia komór [mA]	Wartość energii [mJ]	p	Wartość skali oceny ruchu
Grupa I								
Impuls prostokątny	$70,5 \pm 18,3$	$< 0,05$	$40,5 \pm 15,6$	$< 0,05$	30,0	$99,7 \pm 34,9$	$< 0,05$	1-3
Impuls pierwiastek sinusa	$74,9 \pm 18,4$		$47,8 \pm 16,4$		27,1	$65,2 \pm 21,8$		1-3
Impuls kwadrat sinusa	$79,9 \pm 17,7$		$45,8 \pm 16,7$		34,1	$44,0 \pm 13,8$		1-3
Grupa II								
Impuls prostokątny	$67,5 \pm 17,7$		$82,5 \pm 16,7$		-15	$86,0 \pm 25,0$		1-2

Ruch mięśni szkieletowych przy skutecznej stymulacji komórek był dla lekarza lub anestezjologa niezauważalny, gdy różnica między wartościami progu pobudzenia komórek i progu pobudzenia mięśni szkieletowych przyjmowała wartość zerową lub ujemną (tab. 1).

Dyskusja

Uzyskana w przedstawionym badaniu skuteczność TCP dla impulsu prostokątnego wyniosła 94% i była najwyższa spośród wyników dla 3 badanych kształtów impulsów stymulujących. W badaniach prowadzonych przez zespoły Zolla, Falka i Kaplana [1, 10, 11], wykonywanych u przytomnych osób, skuteczność stymulacji była nieco mniejsza i w zależności od rodzaju zastosowanego stymulatora dla impulsu prostokątnego wynosiła 80–94%. Natomiast zespoły Berlinera i wsp. [5], wykorzystujące stymulator o maksymalnej amplitudzie impulsu 200 mA, Kelly i wsp. [6] oraz Amara i wsp. [7] (140 mA) uzyskały w warunkach znieczulenia ogólnego 100-procentową skuteczność.

Badania nad skutecznością stymulacji komórek z wykorzystaniem impulsu kwadrat sinusa przeprowadzili dotąd w warunkach znieczulenia ogólnego jedynie Jędrszczak i wsp. [8, 13], którzy uzyskali 97-procentową skuteczność, czyli o 5% wyższą niż w badaniach autorów niniejszej pracy. Różnica ta może wynikać z używania amplitudy prądu do 125 mA w porównaniu ze stosowanymi 120 mA w opisanych badaniach.

Wyniki uzyskane przez autorów niniejszej pracy wykazały statystycznie istotny wpływ kształtu impulsu stymulującego o szerokości podstawy 40 ms zarówno na próg pobudzenia komórek, próg pobudzenia mięśni szkieletowych, wielkość energii dostarczanej do układu elektrodowego, jak i na wielkość ruchu pola operacyjnego. Dotychczas nie opublikowano żadnej pracy, w której dokonano podobnego porównania. Wyniki uzyskane przez autorów niniejszego opracowania można więc jedynie odnieść do rezultatów badań z użyciem impulsu prostokątnego. W badaniach Berlinera i wsp. [5] średnia wartość progu pobudzenia komórek dla impulsu prostokątnego w warunkach anestezji była bardzo duża i wynosiła 143 mA, natomiast u Amara i wsp. [7] odpowiednio: 86,9 mA (przy torakotomii prawostronnej) i 106,7 mA (przy torakotomii lewostronnej). Bardzo duże wartości progu pobudzenia komórek uzyskane w tych badaniach prawdopodobnie wynikały z zastosowania impulsów stymulujących o krótszym czasie trwania (20 ms) oraz z obecności różnych czynników utrudniających wykonanie stymu-

lacji przezskórnej serca, takich jak: operacja na otwartej klatce piersiowej, śródoperacyjne przesunięcie śródpiersia, prowadzenie wentylacji jednego płuca, nietypowe umiejscowienie elektrod czy też ułożenie chorego w pozycji bocznej.

Warunki prowadzenia badania oraz sposób znieczulenia ogólnego u pacjentów badanych przez autorów niniejszej pracy były zbliżone; można więc przyjąć, że nie miały one istotnego wpływu na wartość uzyskanych wyników. Spośród przebadanych impulsów najniższą średnią wartość progu pobudzenia komórek ($70,5 \pm 18,3$ mA) oraz największą skuteczność stymulacji uzyskano dla impulsu prostokątnego. Istotny jest fakt, że dla impulsu prostokątnego nie wykazano wpływu stopnia zwiotczenia na wartość progu pobudzenia komórek. Wyniki uzyskane przez autorów wykazują, że przy impulsie kwadrat sinusa do układu elektrodowego jest przekazywana najmniejsza energia elektryczna, co czyni go kształtem o teoretycznie najmniejszym potencjale uszkadzającym.

Badania dotyczące wielkości energii elektrycznej dostarczanej w impulsie stymulującym do układu elektrodowego (w znacznej części przekazywanej sercu) oraz bezpieczeństwa stymulacji komórek serca u pacjentów w znieczuleniu ogólnym przeprowadził również Jawor [12] (stymulacja przezprzełykowa impulsem prostokątnym) oraz Jędrszczak i wsp. [8, 13] (stymulacja przezskórna impulsem kwadrat sinusa). Autorzy ci po 10-minutowej stymulacji powodującej dostarczenie w impulsach stymulujących łącznie odpowiednio: 75 J i 90 J nie stwierdzili po 12 i 24 godzinach wzrostu stężenia markera martwicy mięśnia sercowego, jakim jest troponina I. Chociaż podstawą tych badań był krótki, 10-minutowy czas stymulacji i nie wykazano w nich uszkodzenia serca, to wyniki niektórych prób klinicznych pośrednio wskazują na konieczność zmniejszenia energii elektrycznej oddziałującej na mięsień sercowy, nie tylko w czasie stymulacji [1, 14]. Uwzględniając powyższe fakty, w badaniach autorów niniejszej pracy najkorzystniejszy był impuls o kształcie kwadrat sinusa o energii średnio 44 mJ, a więc o połowę mniejszej niż dla impulsu prostokątnego. Jednoznacznie sugeruje to potrzebę wykorzystania impulsu kwadrat sinusa do trwającej dłużej przezskórnej stymulacji serca.

Podczas stymulacji komórek serca drogą przezskórną obserwuje się pobudzenia okolicznych struktur, takich jak: nerw przeponowy, przepona, mięśnie szkieletowe klatki piersiowej i powłok jamy brzusznej. Kurcze mięśniowe towarzyszące stymulacji komórek obserwowała większość badaczy zajmujących się zagadnieniem stymulacji przezskórnej [1, 13, 15].

W wielu przypadkach stawały się one podstawową przeszkodą uniemożliwiającą przeprowadzenie TCP u przytomnych osób. Pierwsze próby klasyfikacji odczuć pacjentów wiążących się z kurczami mięśni poprzecznie prążkowanych podjęli Zoll i wsp. [1], a kontynuowali je Prochaczek i wsp. [4, 15]. Choć warunki znieczulenia ogólnego, w jakich prowadzono badanie opisane w niniejszej pracy, całkowicie likwidują odczucia dyskomfortu u pacjentów poddanych stymulacji (działanie anestetyków), to w trakcie operacji istotnym problemem pozostaje ruch pola operacyjnego wywołany stymulacją. W piśmiennictwie brakuje doniesień omawiających problematykę ruchu pola operacyjnego podczas TCP. Istnieją natomiast informacje, że wszystkie czynniki pozwalające zmniejszyć próg pobudzenia komórek prowadzą do zahamowania ruchu mięśni szkieletowych towarzyszących zabiegowi. Wyniki uzyskane przez autorów niniejszej pracy są zgodne z tymi obserwacjami, bo porównując rozkłady liczbowe ruchu I, II i III stopnia, można zauważyć, że najczęściej przypadków ruchu III stopnia (najbardziej niekorzystnego dla operatora) występowało podczas stymulacji impulsem kwadrat sinusa, dla którego uzyskano największą wartość progu pobudzenia komórek ($79,9 \pm 17,7$ mA) (tab. 1).

Wyniki badań wskazują też na związek ruchu pola operacyjnego nie tylko z progiem pobudzenia komórek, ale również z różnicą między progiem pobudzenia komórek i progiem pobudzenia mięśni szkieletowych. Najmniejsze różnice między progiem pobudzenia komórek i progiem pobudzenia mięśni szkieletowych ($27,1$ mA i $30,0$ mA) występowały w grupie o niepełnym zwiótczeniu dla impulsu pierwiastek sinusa oraz impulsu prostokątnego. Również dla tych kształtów impulsów uzyskano w trakcie TCP największą liczbę przypadków I i II stopnia ruchu mięśni szkieletowych klatki piersiowej i powłok jamy brzusznej w obszarze pola operacyjnego. Natomiast porównując te 2 kształty impulsów stymulujących względem siebie, najczęściej przypadków ruchu I stopnia obserwowano dla kształtu prostokątnego. Podobne wnioski zawarto w badaniu wykonanym przez Prochaczka i wsp. [4]. Zwiększenie się różnicy między wartościami progu pobudzenia komórek i progu pobudzenia mięśni szkieletowych prowadzi do zwiększenia ruchu pola operacyjnego, zaś zmniejszenie różnicy — do jego redukcji, ocenianego według skali autorów niniejszej pracy.

Dotychczas nie analizowano w badaniach naukowych wpływu środków zwiótczających na zachowanie się mięśni szkieletowych w trakcie stymulacji przezskórnej. Wyniki badań autorów niniejszej pracy jednoznacznie wskazują, że przy pełnym zwiótczeniu mięśni poprzecznie prążkowanych

próg pobudzenia mięśni szkieletowych zwiększa się 2-krotnie. Analizując różnicę wartości progu pobudzenia komórek i progu pobudzenia mięśni szkieletowych, stwierdzono, że dla chorych z grupy II, będących w pełnym zwiótczeniu, miała ona wartości ujemne, co spowodowało, że u wszystkich 10 pacjentów poddanych stymulacji impulsem prostokątnym nie obserwowano ruchu pola operacyjnego III stopnia (tab. 2). Taka sytuacja zapewniała lekarzowi operującemu dobrą stabilność pola operacyjnego.

Wyniki badań przeprowadzonych przez autorów niniejszej pracy sugerują potrzebę wyposażenia nieinwazyjnego stymulatora przezskórnego serca do zastosowań anestezjologicznych w impuls o kształcie prostokąta i kwadrat sinusa. Użycie impulsu prostokątnego zapewnia największe prawdopodobieństwo uzyskania skutecznej stymulacji serca przy najniższym progu pobudzenia komórek oraz przy najmniejszym ruchu mięśni szkieletowych. Natomiast zastosowanie impulsu kwadrat sinusa chroni serce przed nadmiarem skumulowanej energii elektrycznej w trwającej dłużej przezskórnej stymulacji serca.

Z punktu widzenia lekarza operującego TCP prowadzona przez anestezjologa powinna się odbywać w warunkach pełnego zwiótczenia pacjenta.

Analiza uzyskanych wyników wskazuje na potrzebę kontynuowania badań nad optymalizacją parametrów impulsu kwadrat sinusa. Znacznie niższa energia impulsu o tym kształcie w stosunku do impulsu prostokątnego w warunkach skutecznej stymulacji komórek, a równocześnie wyższe progi stymulacji sugerują potrzebę stosowania przy jego wyborze większej szerokości podstawy. Powinno to umożliwić zachowanie stwierdzonego w badaniach znacznego zysku energetycznego przy przewidywanym obniżeniu progów skutecznej stymulacji i zmniejszeniu ruchów pola operacyjnego.

Wnioski

1. W warunkach znieczulenia ogólnego TCP impulsami prostokątnymi zapewnia najniższe progi pobudzenia komórek, najmniejszy ruch pola operacyjnego oraz największą skuteczność (94%) w zakresie do 120 mA.
2. Zwiótczenie mięśni szkieletowych w warunkach znieczulenia ogólnego zapewnia istotne dla lekarza operującego zmniejszenie wielkości ruchu pola operacyjnego podczas TCP impulsami prostokątnymi.
3. Spośród przebadanych impulsów najmniejszą energię elektryczną podczas TCP przekazuje do układu elektrodowego impuls o kształcie kwadrat sinusa.

Piśmiennictwo

1. Zoll P.M., Zoll R.H., Falk R.H., Clinton J.E., Eitel D.R. External noninvasive temporary cardiac pacing: clinical trials. *Circulation* 1985; 5: 937–944.
2. Ustawa z dnia 20.04.2004 o wyrobach medycznych. Dom Wydawniczy ABC, Warszawa 2004.
3. Prochaczek F., Gałęcka J. Programowana nieinwazyjna stymulacja komór serca drogą przezskórną. *Kardiologia Pol.* 1992; 10: 234–238.
4. Prochaczek F., Birkui P.J., Gałęcka J., Surma I. Jak poprawić tolerancję przezskórnej stymulacji serca? Wpływ elektrod biernych. *Kardiologia Pol.* 1995; 7: 32–37.
5. Berliner D., Okun M., Peters R.W., Carliner N.H. Transcutaneous temporary pacing in the operating room. *JAMA* 1985; 254: 84–86.
6. Kelly J.S., Royster R.L., Angert K.C. Efficacy of non-invasive transcutaneous cardiac pacing in patients undergoing cardiac surgery. *Anesthesiology* 1989; 70: 747–751.
7. Amar D., Gross J.N., Burt M., Schwinger M.E., Rusch V.W., Reinsel R.A. Transcutaneous cardiac pacing during thoracic surgery. *Anesthesiology* 1993; 4: 715–723.
8. Jędraszczak K., Prochaczek F., Gałęcka J., Ramsey M., Kunsdorf-Wnuk A. Transoesophageal and transcutaneous heart stimulation during general anesthesia: influence on myocardium estimated by troponin I level. *Resuscitation* 2002; 55: 64 (27A).
9. Stanisław A. Przystępny kurs statystyki w oparciu o program STATISTICA PL na przykładach medycyny. StatSoft Polska, Kraków 1998.
10. Falk R.H., Ngai S.T. External cardiac pacing: Influence of electrode placement on pacing threshold. *Critical Care Med.* 1986; 11: 931–932.
11. Kaplan R.M., Heller M.B., McPherson J., Paris P.M. An evaluation of nitrous oxide analgesia during transcutaneous pacing. *Prehospital Disaster Med.* 1990; 5: 145–148.
12. Jawor A. Próba wykorzystania kierunkowej elektrody przełykowej do zabezpieczenia chorych poddanych zabiegom chirurgicznym w znieczuleniu ogólnym. Rozprawa doktorska. Śląska Akademia Medyczna, Katowice 2002.
13. Jędraszczak K., Jawor A., Król R., Kunsdorf-Wnuk A. Przezskórna stymulacja serca w warunkach anestezji ogólnej: wpływ dwu- i trójelektrodowego układu stymulującego na wartości progu pobudzenia komór i wielkość ruchu pola operacyjnego. Wiosenna Konferencja Stymulacji Serca i Elektrofizjologii Klinicznej 31 maja – 2 czerwca 2001 (streszczenia). *Folia Cardiologica* 2001; 8: 14.
14. Chapman P.D., Stratbucker R.A., Schlageter D.P., Pruzina S.P. Efficacy and safety of transcutaneous low-impedance cardiac pacing in human volunteers using conventional polymeric defibrillation pads. *Ann. Emerg. Med.* 1992; 21: 1451–1453.
15. Prochaczek F. Czas na akceptację przezskórnej stymulacji komór serca. *Elektrofizjologia i Stymulacja Serca* 1996; 2: 97–107.