

Hemodynamiczne monitory mikrokrążenia – praktyczna charakterystyka

The haemodynamic microcirculatory monitors – a practical approach

Tamara Trafidło, Tomasz Gaszyński, Wojciech Gaszyński

I Zakład Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Uniwersytecki Szpital Kliniczny nr 1, Łódź

Kardiologia i Torakochirurgia Polska 2009; 6 (2): 372–376



Streszczenie

Artykuł przedstawia rolę monitorowania mikrokrążenia we współczesnych strategiach terapii wstrząsu. Wczesne zastosowanie protokołów terapii celowanej w tych przypadkach przyniosło korzyści terapeutyczne i ekonomiczne. Równocześnie pojawiła się potrzeba adekwatnego monitorowania mikrokrążenia. Z tego powodu w ostatnim dziesięcioleciu pojawiło się wiele skomplikowanych technologii. Należą do nich: tonometria, NIRS, bezpośredni pomiar prężności tlenu w tkankach, SDF, LDF i inne. Artykuł prezentuje praktyczną charakterystykę najnowszych technologii monitorowania oksygenacji tkanek.

Słowa kluczowe: hemodynamiczne monitory mikrokrążenia ukierunkowane na przepływ.

Abstract

Traditional monitoring, using vital signs alone, has been shown to be inadequate in the shock settings. In these cases, an early application of flow parameters in a goal-directed protocol can lead to the significant clinical and economic benefits. Simultaneously, there has been the need for the adequate microcirculatory monitoring. Due to this, modern technologies has provided a large number of sophisticated monitors, particularly in the past decade. Among these are GI tonometry, near-infrared spectroscopy, tissue oxygen tension by means of implantable electrodes, visualization of sublingual microcirculatory perfusion using orthogonal polarization spectral imaging, laser-Doppler flowmetry and others. The article shows the meaning of microcirculatory monitoring in the contemporary shock management. There are also discussed the advantages and disadvantages of the novel tissue oxygenation monitors.

Key words: microcirculatory and flow-directed haemodynamic monitors.

Wstęp

Strategia 'terapii celowanej' (ang. *goal directed therapy* – GDT) akcentuje konieczność wczesnego rozpoznania hipoperfuzji tkankowej. Hipoperfuzja tkankowa stała się na początku XXI w. głównym celem adekwatnej resuscytacji pacjentów we wstrząsie i jest postrzegana jako stan zagrażający życiu (ang. *emergency*). Wywołany hipoperfuzją deficyt podaży tlenu prowadzi do tzw. zespołu niewydolności mikrokrążeniowo-mitochondrialnej (ang. *microcirculatory and mitochondrial distress syndrom* – MMDS). Bezpośrednią przyczyną MMDS jest niedotlenienie mitochondriów w wyniku dysfunkcji mikrokrążenia. Klinicznie obserwuje się wtedy miejscową niewydolność tkanek, która w krótkim czasie może doprowadzić do nekrozy komórek i ostrej niewydolności narządów [1].

Adekwatne wartości systemowych parametrów hemodynamicznych wielokrotnie potwierdziły swoją nadrzędną rolę w zwiększeniu przeżywalności pacjentów ze wstrząsem. Jednak optymalizacja hemodynamiczna oparta wyłącznie na systemowych parametrach krążenia może być niewystarczająca. Parametry systemowe odzwierciedlają perfuzję tkankową tylko w sposób pośredni. Zjawisko tzw. wstrząsu dystrybucyjnego może współistnieć pomimo adekwatnej pojemności minutowej serca (ang. *cardiac output* – CO) i pomimo prawidłowej saturacji krwi tętniczej (SaO₂) oraz żylniej (ScvO₂, SvO₂) [2]. Przywrócenie odpowiedniego średniego ciśnienia tętniczego (ang. *mean arterial pressure* – MAP) nie stanowi pewnego zabezpieczenia przed hipoperfuzją tkankową i przed ostrym niedotlenieniem narządów (głównie śledziony, jelit, nerek). W takich sytuacjach konieczne staje się zastosowanie tkankowych monitorów

Adres do korespondencji: lek. med. Tamara Trafidło, I Zakład Anestezjologii i Intensywnej Terapii, Uniwersytecki Szpital Kliniczny nr 1, ul. Kopcińskiego 22, 90-153 Łódź, tel. +48 42 677 66 40, e-mail: tamara.trafidlo@trat.pl

Tab. I. Podział markerów hipoperfuzji tkankowej

Rodzaj markera hipoperfuzji		Opis szczegółowy
globalne parametry hipoperfuzji		<ul style="list-style-type: none"> • hipotonia tętnicza • tachykardia • oliguria • opóźniony czas powrotu włósniczkowego • zwiększone poziomy mleczanów • niedobór zasad • niska saturacja krwi żyłnej mieszanej
regionalne parametry hipoperfuzji	pośrednie markery	<ul style="list-style-type: none"> • biochemiczne markery uszkodzenia narządów: enzymy niedokrwienia mięśnia sercowego, kreatynina, aminotransferazy, amylaza • zmniejszona diureza • owrzodzenia stresowe w przewodzie pokarmowym • zaburzenia wchłaniania • niedrożność jelit
	bezpośrednie monitory tkankowe	<ul style="list-style-type: none"> • tonometria • kapnometria podjęzykowa • spektroskopia bliskiej podczerwieni • spektrometria ortogonalno-polarizacyjna • spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym • laser-dopler • spektrometria fluorescencyjna • elektroda Clarka

hemodynamicznych ukierunkowanych na przepływ, które bezpośrednio odzwierciedlają perfuzję poszczególnych narządów [2].

Praktyczna charakterystyka tkankowych monitorów hemodynamicznych ukierunkowanych na przepływ

Zadaniem współczesnych monitorów hemodynamicznych jest dokładny pomiar parametrów strumienia tlenowego. Monitory tego typu są określane jako „ukierunkowane na przepływ” (ang. *flow directed*) i stanowią podstawę protokołów GDT. Pomimo nieocenionej przydatności monitorów ukierunkowanych na przepływ nie możemy przy ich użyciu bezpośrednio odzwierciedlić perfuzji tkankowej [3]. Funkcję tę uzupełniają jednak hemodynamiczne monitory tkankowe. Urządzenia te wykorzystują różne technologie: spektroskopowe – absorpcyjną, reflektacyjną (ortogonalno-polarizacyjną), fluorescencyjną, ramanowską oraz przepływometrię laser-dopler. Ostatnio pojawiają się różne kombinacje tych metod.

Spektroskopia bliskiej podczerwieni, tzw. mózgowa lub regionalna oksymetria tkankowa

Stosowane od lat 70. XX w. monitory, wykorzystywane do spektroskopii bliskiej podczerwieni (ang. *near infrared spectroscopy* – NIRS), stają się obecnie najbardziej popularnymi narzędziami nieinwazyjnego, bezpośredniego i ciągłego rejestru perfuzji tkanek obwodowych. Zasadą działania NIRS jest spektroskopia absorpcyjna fotonów bliskiej

podczerwieni. Światło NIRS jest emitowane przez diodę zlokalizowaną w sensorze. Sensor ma postać miękkiego paska poliuretanowego z załączonym diodowym emitorem oraz dwoma detektorami fotonów NIR. Można łatwo umieścić go na skórze, np. w okolicy czoła, kłębu kciuka, przedramienia czy goleni. Sygnały NIR penetrują tkanki leżące bezpośrednio pod sensorem i mierzą poziom saturacji krwi w mikrokrośnięciu. Fotony NIR są absorbowane przez chromatofor-

Tab. II. Rodzaje technologii stosowanych współcześnie w tkankowych monitorach hemodynamicznych ukierunkowanych na przepływ

Rodzaj parametru mierzonego przez tkankowy monitor hemodynamiczny	Rodzaj technologii pomiaru
zmiany prężności CO ₂ w śluzówce przewodu pokarmowego	<ul style="list-style-type: none"> • tonometria • kapnometria podjęzykowa
zmiany stężenia utlenowanej hemoglobiny w mikrokrośnięciu	<ul style="list-style-type: none"> • spektroskopia bliskiej podczerwieni • spektrometria ramanowska
obraz komórek krwi w mikrokrośnięciu	<ul style="list-style-type: none"> • ortogonalno-polarizacyjna spektroskopia • spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym
absolutna ilość tlenu w tkance	<ul style="list-style-type: none"> • elektroda Clarka • spektrometria fluorescencyjna
prędkość przepływu komórek krwi w mikrokrośnięciu	<ul style="list-style-type: none"> • laser-dopler

ry, czyli hemoglobinę zredukowaną i utlenowaną. Różnice w ilości absorbowanych przez chromatofory fal NIR są analizowane przez algorytmy, których podstawą jest prawo Lamberta-Beera. W ten sposób monitor określa stężenie hemoglobiny utlenowanej w naczyniach włosowatych tkanek, w miejscu przyłożenia sensora. W przypadku oksymetrii mózgowej głębokość penetracji NIR jest specjalnie dobrana w taki sposób, aby ominąć skalp i czaszkę. Otrzymuje się wtedy odczyt oksymetryczny kory czołowej mózgu. W przypadku przedramienia i goleni odczyt dotyczy mikrokrążenia mięśni. W odróżnieniu od pulsoksymetrii, monitory NIRS nie są zależne od obecności pulsu krwi. Nie wpływa na nie również hipotermia ani hipotensja tętnicza. Źródłem artefaktów pomiarów NIRS są dodatkowe źródła podczerwieni w pobliżu sensorów, zatrucia tlenkiem węgla oraz wszystkie czynniki wywołujące tzw. przesunięcie krzywej dysocjacji oksyhemoglobiny w lewo. Aparaty NIRS mają ogromny potencjał diagnostyczny w anestezjologii, intensywnej terapii i w ratownictwie. Monitorowanie perfuzji regionalnych tkanek obwodowych umożliwia: szybkie wykrycie MMDS i wczesne wdrożenie resuscytacji GDT, ocenę skuteczności prowadzonej strategii GDT, pełniejszą ocenę profilu hemodynamicznego pacjenta, ocenę skuteczności resuscytacji krążeniowo-oddechowej w trakcie nagłego zatrzymania krążenia, ocenę zmian dystrybucji krwi we wstrząsie, regionalną ocenę ukrwienia tkanek po urazach, ocenę zmian utlenowania mózgu w ciężkich urazach czaszkowo-mózgowych i inne. Monitory NIRS są dobrym narzędziem *triage'u* pacjentów po rozległych urazach, którzy wymagają masywnych przetoczeń krwi i resuscytacji typu *damage control* (kontrola urazu) [4]. Oksymetria regionalna może wywoływać kłopoty interpretacyjne, co stanowi potencjalną wadę tej technologii. Głównym problemem praktycznym jest brak absolutnej kalibracji miejscowych pomiarów oksymetrycznych NIRS. Możliwość bezwzględnej walidacji NIRS ciągle pozostaje tylko w sferze badawczej z powodu bardzo skomplikowanej i drogiej technologii. Dlatego producenci podają wyniki regionalnej oksymetrii pod postacią różnych nazywanych indeksów, często wyrażanych bez żadnej jednostki: $ScrO_2$ (ang. *cerebral regional oxygen saturation*), SrO_2 (ang. *regional oxygen saturation*), StO_2 (ang. *tissue oxygen saturation*), TOI (ang. *tissue oxygen index*). Indeksy oksymetryczne nie są równoważne nawet podczas kolejnych pomiarów tym samym aparatem. Stwarza to pozory braku powtarzalności pomiarów, ponieważ wyniki będą miały różne wartości numeryczne. Stąd też skuteczne monitorowanie oksymetryczne NIRS polega na analizie trendów poszczególnych sygnałów absorpcyjnych w czasie. Nie istnieją „normy” oksymetrii tkankowej, ale dla poszczególnych typów monitorów są opracowane indeksy graniczne, które wytyczają bezpieczne poziomy utlenowania tkankowego. Tym samym pojedyncze wartości pomiarów nie mogą mieć znaczenia praktycznego. Aktualnie stosowany w klinice rodzaj technologii NIRS to *continuous wave NIRS* (cwNIRS). Wymaga on zawsze wstępnej kalibracji podczas kolejnych pomiarów [5, 6].

Tonometria

Podczas hipowolemii istnieje ryzyko rozwoju hipoperfuzji śluzówki przewodu pokarmowego, która grozi translokacją bakterii i rozwojem zespołu uogólnionej reakcji zapalnej (SIRS). Zastosowanie tonometrii umożliwia wczesne wykrycie hipoperfuzji przewodu pokarmowego i wdrożenie GDT. Tonometria i kapnometria podjęzykowa dokonują pomiaru prężności CO_2 w śluzówce, dając podstawę do obliczeń żylny-śluzówkowej różnicy prężności CO_2 . Pomiaru ilości CO_2 są dokonywane fotometrycznie, z wykorzystaniem absorpcji bliskiej podczerwieni. Światło jest przewodzone do śluzówki żołądka poprzez specjalny fiberoptyczny przewód gastryczny, który umożliwia również pomiary pH tkanki. We wstrząsie śluzówka przewodu pokarmowego jako pierwsza wykazuje zaburzenia oksygenacji. Jednocześnie podczas resuscytacji zmiany te ulegają odwróceniu jako ostatnie. Z tych powodów przedłużone zakwaszenie śluzówki i zwiększony gradient śluzówkowo-żylny CO_2 są czułymi, ale nie swoistymi predyktorami ostatecznego wyniku pacjentów krytycznie chorych [7]. Pozostają jednak wątpliwości, czy tonometria żołądkowa odzwierciedla zmiany w obrębie całego przewodu pokarmowego [8].

Technologia spektrometrii ramanowskiej

Spektrometria ramanowska jest bardzo obiecującą nieinwazyjną metodą monitorowania oksygenacji regionalnej. Została ostatnio zastosowana do pomiaru stężenia hemoglobiny utlenowanej w śluzówce pod językiem. Pomiar wykazały ścisłe korelacje z rozwojem wstrząsu i powrotem perfuzji. Metoda może być wykorzystana do poszukiwania niewielkich ilości utlenowanej hemoglobiny [9].

Spektrometria ortogonalno-polaryzacyjna

Ortogonalno-polaryzacyjna spektroskopia (ang. *orthogonal polarization spectral imaging* – OPS) jest reflektancyjną odmianą spektroskopii i została wprowadzona do użytku medycznego w 1996 r. Mikroskopowa technologia OPS wykorzystuje spolaryzowane zielone światło, które penetruje tkanki. Światło następnie odbija się od powierzchni erytrocytów w naczyniach mikrokrążenia. Uzyskanie obrazu erytrocytów w naczyniach mikrokrążenia jest możliwe dzięki odrzuceniu przez monitor OPS odbitych od powierzchni innych tkanek spolaryzowanych fal. Wysyłany i odbierany sygnał polaryzacyjny jest analizowany przez aparat metodą jednostrumieniową (ang. *mainstream*). OPS po raz pierwszy umożliwiło bezpośrednią wizualizację przepływu w naczyniach włosowatych śluzówek u pacjentów w warunkach klinicznych. Ortogonalna spektroskopia polaryzacyjna potwierdziła wiodącą rolę mikrokrążenia w patofizjologii i leczeniu wstrząsu septycznego. Badania przeprowadzone z obrazowaniem OPS wykazały korelację dysfunkcji kapilar mikrokrążenia ze śmiertelnością i ciężkością przebiegu sepsy. Ortogonalno-polaryzacyjna spektroskopia może funkcjonować w połączeniu z tonometrią lub kapnometrią w formie podjęzykowej. Połączenie technik umożliwi nieinwazyjne i bezpośrednie monitorowanie mikrokrążenia [1]. Wadą OPS jest brak możliwości wykonania badania

przy silniejszym ucisku głowicy na naczynia mikrokrążenia. Obrazowania OPS nie wykona się również w przypadku kaptara o mocno zakręconym przebiegu. Technologia wymaga zastosowania dużych źródeł zasilania, co może być utrudnieniem w warunkach oddziału intensywnej terapii i SOR.

Spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym

Spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym (ang. *sidestream dark-field imaging* – SDF) jest udoskonaloną techniką OPS, w której uzyskano zwiększenie kontrastu i znaczną poprawę jakości obrazu mikrokrążenia. Obrazowanie ciemnego pola (ang. *dark-field*) jest metodą redukującą ilość niepożądanego rozproszenia fal świetlnych przy uzyskiwaniu właściwego obrazu z zarejestrowanych cieni erytrocytów. Spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym obrazuje naczynia włosowate leżące głębiej w tkankach języka. Innowacją obrazowania SDF jest oddzielenie bocznego strumienia światła emitowanego (ang. *sidestream*) od centralnego strumienia światła rejestrowanego przez aparat. Rozdzielenie strumieni optycznych redukuje zakłócenia pod postacią rozproszenia fal. Emitowane przez boczny strumień zielone światło LED pada na tkanki i częściowo ulega pochłonięciu przez hemoglobinę w erytrocytach. Pozostała, niepochlöniona przez erytrocyty część światła padającego, ulega rozproszeniu. Aparat jest wygodny i łatwy w użyciu, nie wymaga stosowania dużej ilości zasilania. Obraz mikrokrążenia jest przenoszony na kamerę video z portem USB [1].

Elektroda Clarka

Podstawą pomiaru prężności tlenu metodą Clarka są elektrochemiczne reakcje redukcji, które zachodzą pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi bezpośrednio w tkance. Zminiaturyzowane polarograficzne elektrody umożliwiają bezpośredni i ciągły pomiar regionalnej prężności tlenu ($ptiO_2$). Wartość $ptiO_2$ odzwierciedla dostęp tlenu na poziomie komórkowym i dostarcza informacji na temat sprawności mikrokrążenia w miejscu pomiaru. Pomiar $ptiO_2$ był przeprowadzany z powodzeniem u pacjentów krytycznie chorych oraz podczas operacji neurochirurgicznych. Małe wartości $ptiO_2$ po urazach mózgu i udarach korelują ze złym wynikiem pacjentów [10]. Monitorowanie prężności tlenu poprzez elektrody Clarka w tkance mięśniowej pacjentów krytycznie chorych jest wczesnym indykatorem hipoperfuzji i hipoksji tkankowej, które prowadzą do MMDS. Metoda jest łatwo dostępna i tak samo czuła jak pomiar spadku prężności tlenu w śluzówce przewodu pokarmowego. Monitorowanie $ptiO_2$ może odbywać się podczas śródoperacyjnego krwawienia, wstrząsu i resuscytacji. Szerokie praktyczne zastosowanie elektrod Clarka jest jednak ograniczone przez brak nieinwazyjnego dostępu do wielu narządów, np. mózgu. Błąd pomiaru może pojawić się na skutek miejscowego uszkodzenia tkanek i obrzęku, które mogą być spowodowane także poprzez implantację elektrody. Umieszczenie elektrody w dużej odległości od naczyń mikrokrążenia stanowi również źródło artefaktów. Poza tym sam pomiar polarograficzny jest zależny od temperatury

tkanek. Dużym problemem pomiaru jest także zużywanie tlenu przez samą elektrodę. Podczas hipoksji, przy małych prężnościach O_2 , pomiar polarograficzny elektrodą Clarka może nie być dokładny. Metoda wymaga również czasochłonnej kalibracji.

Spektrometria fluorescencyjna

Spektrometria fluorescencyjna (ang. *fluorescence quenching*) jest porównywana z elektrodą Clarka, ponieważ obie techniki wymagają bezpośredniego kontaktu sensorów z tkanką. Sensory są zminiaturyzowane (wielkości igły). Jednak na tym etapie podobieństwa obu technologii się kończą. Spektrometria fluorescencyjna jest jedną z najnowszych technologii monitorowania prężności tlenu bezpośrednio w tkankach. Mikrosensor umieszczony śródtkankowo jest zakończony platynowym fluoroforem. Pulsujące światło diody LED jest przenoszone fiberoptycznie do zakończenia sensora i cyklicznie wzbudza fluorofor. Emitowane światło wywołuje przejściową fluorescencję zwrotną tkanek, zależną od ilości tlenu (tzw. *quenching*). Dodatkowa fluorescencja zmienia pierwotne widmo emisyjne światła. Na podstawie analizy zmian widma fluorescencji jest obliczana prężność tlenu w tkance. Czas fluorescencji tkanek jest odwrotnie proporcjonalny do ilości tlenu. Algorytm obliczeniowy koryguje zmiany temperatury tkanek. Mierzona wartość tpO_2 jest absolutną ilością tlenu w tkance wyrażoną w mm Hg lub kPa. Pomiar może odbywać się w kilku miejscach jednocześnie i nie zużywa tlenu. Z tego powodu spektrometria fluorescencyjna kwalifikuje się do długoterminowego, ciągłego i czułego monitorowania zmian utlenowania w tkankach. Ponieważ fluorescencja jest najdłuższa przy niskich wartościach prężności tlenu – 0–60 mm Hg, metoda jest bardzo czułym monitorem w warunkach hipoksji. Mikrosensory pO_2 mogą być połączone z innymi technologiami: rezonansem magnetycznym, pozytronową emisyjną tomografią, tomografią komputerową oraz pomiarami przepływu krwi metodą laser-dopler. Aktualnie mikrosensory fluorescencyjne nie mają jeszcze regulacyjnej zgody CE do stosowania w ludzkich tkankach. Spektrometria fluorescencyjna jest w tej chwili testowana przez PAN w Warszawie [1, 11, 12].

Przeływometria laserowo-doplerowska

Emitowane przez monitor światło lasera-doplera (ang. *laser-doppler flowmetry* – LDF) penetruje tkanki. Część z rozpraszanych fotonów odbija się od powierzchni ruchomych erytrocytów w mikrokrążeniu. Po zderzeniu częstotliwość fotonu zostaje przesunięta zgodnie z prawem Dopplera. Monitor odbiera fotony z doplerowsko zmienioną częstotliwością przez dodatkowe przewody fiberoptyczne. Odebrany sygnał jest odzwierciedleniem ilości i prędkości erytrocytów w tkance objętej penetracją lasera. LDF dokonuje pomiaru prędkości erytrocytów w izolowanych arteriolkach i żyłkach średnicy 500 μm na głębokości 0,3–0,5 mm. Warszawskie Laboratorium Pomiarów Biofizycznych PAN prowadzi bardzo aktywne badania nad rozwojem technologii LDF. Metoda laser-dopler ma bardzo szerokie możliwości

Tabela III. Producenci popularnych tkankowych monitorów hemodynamicznych

Przeznaczenie monitora	Nazwa monitora	Nazwa producenta
spektroskopia bliskiej podczerwieni	INVOS	Somanetic Corporation, USA (dystrybutor Polska: Covidien)
	FORE-SIGHT Cerebral Oximeter	CAS MEDical Systems, Inc., USA
	InSpectra™	Hutchinson Technology Inc., USA
	NIRO	Hamamatsu Photonics System, Japan
spektroskopia polaryzacyjna strumieniem bocznym	MikroScan™	Micro Vision Medical, USA
spektrometria fluorescencyjna	OxyLab pO ₂ ™ OxyLite™	Oxford Optronix Ltd, UK
laser-dopler	OxyLab LDF™ OxyFlo™	

zastosowania praktycznego, nie tylko w zakresie GDT. Coraz szerzej LDF jest wykorzystywana w neuronauce przy badaniu wyższych czynności mózgu, a także w chorobach naczyń (miażdżycy) oraz transplantologii [11].

Podsumowanie

Ciągła ocena stanu wydolności mikrokrążenia i miejscowego utlenowania tkanek jest jednym z głównych trendów monitoringu hemodynamicznego na początku XXI w. Dzisiejszy bardzo aktywny rozwój tkankowych monitorów hemodynamicznych ukierunkowanych na przepływ dotyczy głównie złożonych technologii optycznych i kwantowych. W przyszłości monitorowanie stanu redoks mitochondriów może stać się rutynowym elementem oceny profilu hemodynamicznego pacjenta i może skierować praktyki anestezyjologiczne w zupełnie nowe obszary.

Piśmiennictwo

- Ince C. The microcirculation is the motor of sepsis. *Critical Care*. 2005; 9: S13-S19.
- Zanotti Cavazzoni S, Dellinger P. Hemodynamic optimization of sepsis-induced tissue hypoperfusion. *Crit Care* 2006; 10: S2.
- Rivers E, Nguyen B, Havstad S. Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med*. 2001; 345.
- Trafidlo T, Gaszyński T. NIRS – spektroskopia bliskiej podczerwieni jako wielofunkcyjna metoda monitorowania miejscowej oksigenacji tkankowej w anestezjologii i ratownictwie. *Anestezjol Ratown* 2009; 3: 351-359.
- Yoshitani K, Kawaguchi M. A Comparison of the INVOS 4100 and the NIRO 300 Near-Infrared Spectrophotometers. *Anesth Analg* 2002; 94: 586-590.
- Liebert A, Wabnitz H. Time-resolved multidistance near-infrared spectroscopy of the adult head: intracerebral and extracerebral absorption changes from moments of distribution of times of flight of photons. *Applied Optics* 2004; 43: 3037-3047.
- Hamilton M, Mythen M. Gastric tonometry: where do we stand? *Curr Opin Crit Care* 2001; 7: 122-127.
- Brinkmann A, Calzia E, Träger K, Radermacher P. Monitoring the hepato-splanchnic region in the critically ill patient. Measurement techniques and clinical relevance. *Intensive Care Med* 1998; 24: 542-556.
- Ward KR, Torres Filho I, Barbee RW, Torres L, Tiba MH, Reynolds PS, Pittman RN, Ivatury RR, Terner J. Resonance Raman spectroscopy: A new technology for tissue oxygenation monitoring. *Critical Care Medicine* 2006; 34: 792-799.
- Valadka AB, Gopinath SP, Contant CF, Uzura M, Robertson CS. Relationship of brain tissue pO₂ to outcome after severe head injury. *Crit Care Med* 1998; 26: 1576-1581.
- Maniewski R, Liebert A. Metoda laserowo-dopplerowska w badaniach mikrokrążenia krwi. Warszawa, Exit 2003.
- Opisy specyfikacyjne monitorów firmy Oxford Optronix. www.oxford-optronix.com