

Leszek RAFIŃSKI¹, Marcin ŁUSZCZYK²¹ POLITECHNIKA GDAŃSKA, KATEDRA METROLOGII I SYSTEMÓW INFORMACYJNYCH,
ul. G. Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk² AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO I SPORTU IM. JĘDRZEJA ŚNIADECKIEGO W GDAŃSKU, ZAKŁAD FIZJOLOGII,
ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk**Koncepcja systemu do pomiaru temperatury podczas prób wysiłkowych u dzieci**

Mgr inż. Leszek RAFIŃSKI

Asystent w Katedrze Metrologii i Systemów Informacyjnych Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej. Zainteresowania badawcze: systemy wizyjne, pomiary biometryczne, i zastosowania algorytmów sztucznej inteligencji w pomiarach.



e-mail: l.rafiniski@ely.pg.gda.pl

Dr Marcin ŁUSZCZYK

Adiunkt w Zakładzie Fizjologii Katedra Nauk Przyrodniczych Wydziału Wychowania Fizycznego Akademii Wychowania Fizycznego i Sportu w Gdańsku. Zainteresowania badawcze: fizjologia i medycyna sportu, spoczynkowy i wysiłkowy wydatek energetyczny, metabolizm energetyczny i jego zmiany u dzieci, wpływ aktywności fizycznej na możliwości wysiłkowe dziecka.



e-mail: marcinl@awf.gda.pl

Streszczenie

Odpowiednia podaż tlenu i gwarancja prawidłowego metabolizmu tlenowego organizmu należą do głównych czynników determinujących wydolność fizyczną człowieka oraz możliwość kontynuowania przez niego wysiłku fizycznego. Od lat trwają badania nad instrumentami pomocnymi w ocenie zmian przystosowawczych oraz adaptacyjnych, zachodzących pod wpływem wysiłku fizycznego oraz treningu fizycznego. W przypadku grup pediatrycznych poddawanych pomiarom w warunkach wysiłku fizycznego, pożądane są narzędzia bezpieczne, łatwe w użyciu, niezależne od wieku i płci, łatwo dostępne, przenośne, niedrogie oraz umożliwiające pomiar w czasie rzeczywistym, nieinwazyjny i powtarzalny. Prócz tych wskazań istotne jest, aby stanowiły one system umożliwiający szybką ocenę zmian i interpretację wyników, co zwiększałoby bezpieczeństwo przeprowadzania badań. W niniejszym artykule przedstawiono koncepcję systemu pomiarowego do pomiaru temperatury podczas prób wysiłkowych u dzieci. System projektowano z założeniem wykorzystania w badaniach potwierdzających uzyskane z wcześniejszych badań zależności między oksygenacją tkanki mózgowej, wybranymi parametrami spirometrycznymi (pCO₂) a temperaturą skóry w okolicach tej samej tkanki.

Słowa kluczowe: temperatura, wysiłek fizyczny, biometria.

The concept of a system for temperature measurement during exercise tests for children**Abstract**

The response of adult organisms to physical exercise and physical training is well documented. The same, however, cannot be said about children. This situation is the result of ethical problems of measuring a child's body response. A great deal of important information concerning the integrated pulmonary-cardiovascular-muscle metabolic response to exercise can be acquired from the breath-by-breath measurement of pulmonary gas exchange (PGE) during ramp incremental exercise tests – CPET (cardiopulmonary exercise test). The authors decided to add a temperature measurement to the standard measurement techniques when designing a measurement system. The body temperature is a parameter that differs children and adults. The physical as well as physiological differences between children and adults may explain a different response to thermal stress [7]. The paper presents the design of a new measurement system customized for measurements of human body temperature during exercise tests (CPET) for children. The temperature measurement system was designed to be used as a complementary part of the measurement system used during cardiopulmonary tests. In the paper there are also given the test results of a prototype of the temperature measurement system. Based on the tests one can conclude that the designed system allows for the temperature measurement of chosen parts of the child's body during endurance tests using a non-invasive and fairly comfortable method. The use of the designed system should allow for further investigation of the relation between skin temperature and hemoglobin oxygenation [6] and the assumption that temperature changes, monitored in the real time, are

a possible factor in determining the maximum intensity of an exercise, especially for children exercise tests. The extra information provided will allow for an increase of the safety of exercise tests, especially for children.

Keywords: temperature, incremental exercise, maximum oxygen uptake, biometrics.

1. Wstęp

Maksymalny pobór tlenu (VO_{2max}) jest powszechnie uważany za złoty standard w ocenie wydolności tlenowej organizmu [1, 2, 4, 5] oraz w ocenie sprawności układu sercowo-naczyniowego i oddechowego. Stanowi także ważny wyznacznik ogólnego stanu zdrowia oraz związany jest z niższą zachorowalnością i śmiertelnością. U dzieci VO_{2max} jest kluczowym wskaźnikiem oceny rozwoju wydolności tlenowej, sprawności układu krążenia i wpływu aktywności fizycznej na zdrowie [4].

Od 1923r. wśród naukowców z dziedziny fizjologii wysiłku fizycznego toczy się nieustająca dyskusja nad oceną maksymalnego poboru tlenu [3], ponieważ większość badanych nie spełnia podstawowego kryterium oceny prawdziwego VO_{2max} – plateau poboru tlenu w trakcie wysiłku fizycznego o wzrastającym obciążeniu [1, 2, 4]. Problem ten szczególnie dotyczy dzieci, u których dodatkowymi, oprócz wyżej wymienionych, przyczynami braku osiągnięcia VO_{2max} są [2, 4]: dyskomfort odczuwany przez dzieci w trakcie wysiłku fizycznego, mniej stabilny układ nerwowy wegetatywny, który ma regulacyjny wpływ na czynność układu krążenia [4]. Konsekwencją „niedojrzałości” układu autonomicznego mogą być nieoczekiwane zmiany czynnościowe układu krążenia takie jak: nagły wzrost/spadek ciśnienia tętniczego krwi oraz niewłaściwe rozmieszczenie krwi w narządach i mięśniach szkieletowych, nieadekwatne do intensywności wysiłku fizycznego [4]. Rozwój i dojrzewanie czynności regulacyjnej układu nerwowego somatycznego u dziecka jest także przyczyną małej precyzji ruchów oraz wysokiego kosztu energetycznego pracy fizycznej dziecka.

Aktualne piśmiennictwo dotyczące oceny maksymalnego poboru tlenu u dzieci wciąż jest bardzo ubogie, a wyniki badań są sprzeczne. Toczą się dyskusje naukowe dotyczące „mocy diagnostycznej” podstawowych parametrów charakteryzujących czynność układu krążeniowo-oddechowego w ocenie VO_{2max} [4, 5].

Dodatkowym problemem są ograniczenia dla zastosowania inwazyjnych metod pomiarowych u dzieci [2], z uwagi na restrykcje etyczne. Dlatego celowym jest praca nad nieinwazyjnymi metodami pomiarowymi kolejnych parametrów fizjologicznych, pogłębiających obiektywizm oceny maksymalnego poboru tlenu na poziomie wysiłku fizycznego o maksymalnej intensywności.

2. Temperatura podczas wysiłku

W celu pomiaru VO_{2max} przeprowadza się test spiroergometryczny, czyli wysiłkowe badanie sercowo-płucne – CPET (ang. *cardiopulmonary exercise test*) [1, 2, 4, 5, 9]. CPET jest nieinwazyjną, wiarygodną i bezpieczną metodą diagnostyczną, która polega na analizie gazów wydechowych (w układzie z oddechu na oddech) podczas narastającego wysiłku (na cykloergometrze lub ruchomej bieżni). W czasie wykonywania testu ocenia się między innymi: wentylację minutową płuc oraz zmiany w stężeniach wydychanych gazów tlenu (pO_2) i dwutlenku węgla (pCO_2), monitoruje się saturację krwi tlenem (SpO_2), częstość skurczów serca (HR) i ciśnienie tętnicze krwi (BP), oraz wielkość pracy zewnętrznej - moc (WR) i subiektywną ocenę postrzegania wysiłku (wg. skali Borga) [4]. Wynikiem CPET jest bardzo duża liczba parametrów, których interpretacja pozwala na zintegrowaną ocenę odpowiedzi na wysiłek fizyczny: układu krążenia, układu oddechowego, układu nerwowego, mięśni szkieletowych oraz metabolizmu [4]. Za pomocą CPET można monitorować przebieg choroby i/lub odpowiedź na leczenie [9] oraz zmiany adaptacyjne będące wynikiem aktywności fizycznej i/lub naturalnego rozwoju biologicznego w populacji pediatrycznej oraz osób dorosłych.

Na podstawie wstępnych badań [6] autorzy postanowili do podstawowych parametrów mierzonych podczas CPET, dodać pomiar temperatury w okolicach płata czołowego.

Podczas wysiłku fizycznego ogólna temperatura ciała człowieka może wzrosnąć znacznie powyżej temperatury ciała człowieka w trakcie spoczynku. Wynika to ze znacznego wzrostu ilości wysokoenergetycznych procesów metabolicznych zachodzących w całym ciele podczas wysiłku fizycznego. Wzrost temperatury ciała jest jednym z sygnałów odbieranych przez mózg jako oznaka zmęczenia [7, 8].

Temperatura ciała człowieka mierzona zewnątrz, nazywana temperaturą powłoki lub temperaturą skóry, jest różna od temperatury wnętrza ciała, nazywanej temperaturą ciała lub wewnętrzną, i różni się w zależności od miejsca pomiaru. Różnice te wynikają z wpływu czynników takich jak potliwość i perspiracja, ukrwienie mierzonej tkanki, temperatura otoczenia. Ponadto temperatura ciała i jej zmienność jest różna dla kobiet i mężczyzn.

U dzieci termoregulacja nie jest jeszcze z reguły w pełni wykształcona, co oznacza, że ich odporność na stres termiczny jest niższa niż dorosłych. Dodatkowo, wpływ czynników zewnętrznych na mierzoną temperaturę skóry jest większy niż w przypadku dorosłych. Najbardziej widoczną różnicą w termoregulacji dorosłych i dzieci jest niższa potliwość dzieci.

3. Koncepcja systemu pomiarowego

Podczas wspomnianych wcześniejszych badań [6] przy użyciu prostego systemu pomiarowego działającego w oparciu o wykorzystanie termistora, uzyskano zależność między parametrami spirometrycznymi (mierzonymi przy pomocy analizatora gazów), oksygenacją tkanki mózgowej (mierzoną specjalizowanym urządzeniem do pomiaru w bliskiej podczerwieni) oraz temperaturą skóry w okolicach tej samej tkanki. Zależność tę należy potwierdzić przy wykorzystaniu dokładniejszego systemu do pomiaru temperatury.

System musi działać podczas przeprowadzania testu, sama procedura pomiarowa musi być bezinwazyjna, a jej przeprowadzenie powodować jak najmniejszy dyskomfort u osoby badanej. Jednocześnie pomiar powinien być powtarzalny, a jego rozdzielczość powinna być na poziomie $0,01^\circ C$. System powinien pozwalać na wykonanie co najmniej 4 pomiarów na sekundę, w co najmniej dwóch wybranych miejscach ciała.

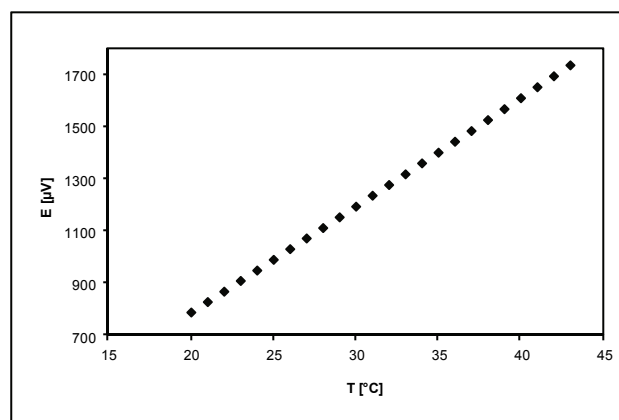
Biorąc pod uwagę powyższe wymagania, przygotowano koncepcję systemu pomiarowego do pomiaru temperatury podczas prób wysiłkowych u dzieci.

Ze względu na wymaganą dokładność pomiarów założono wykorzystanie do pomiaru metody kontaktowej. Jednocześnie, na podstawie wyników wcześniejszych pomiarów dynamiki zmian

temperatury skóry podczas testu wysiłkowego [6] zdecydowano się na zastosowanie jako czujnika termoelementu.

Biorąc pod uwagę warunki, w jakich wykonywany ma być pomiar, tzn. na skórze podczas wysiłku fizycznego, czyli w obecności potu, zdecydowano się na zastosowanie czujników w płaszczu teflonowym. Pozwoli to na ograniczenie wpływu agresywnego chemicznie środowiska na wynik pomiaru. Jednocześnie płaszcz teflonowy nie wpływa znacząco na ograniczenie dynamiki pomiaru termoelementem.

Ze względu na przewidywany zakres zmian temperatury skóry, tzn. $20 - 43^\circ C$, wybrano termoelement typu T, którego charakterystykę termometryczną, wyznaczoną według normy PN-EN 60584-1, przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Charakterystyka termometryczna termoelementu typu T według PN-EN 60584-1

Fig. 1. Thermoelectric characteristic of a T type thermocouple according to PN-EN 60584-1

Jak widać, charakterystyka ta jest liniowa w badanym zakresie temperatur, przy czym $E = 41,217 \mu V/^\circ C$. Oznacza to, że aby spełnić wymaganie co do rozdzielczości pomiaru temperatury $0,01^\circ C$, przyrząd pomiarowy zastosowany do pomiaru napięcia na termoelemente musi mieć rozdzielczość minimum $0,41 \mu V$.

Aby ograniczyć wpływ temperatury otoczenia na pomiar, zakłada się zastosowanie elementu izolacyjnego w postaci warstwy bawełny grubości $0,5 \text{ cm}$ zakładanej na czujnik.

Jako, że pomiar wykonywany ma być w trakcie testu wysiłkowego, pamiętać należy, że osoba badana będzie w ruchu. Dlatego zakłada się mocowanie czujników do skóry za pomocą plastra dobrej jakości.

Wymaganie co do rozdzielczości pomiaru napięcia na termoelemente spełniają dostępne na rynku wysokiej klasy moduły akwizycji danych przeznaczone do pomiarów niskich napięć (rzędu 100 mV) lub bezpośrednio do pomiarów z użyciem termoelementów.

Przyjęto, że w systemie, w celu zebrania danych z czujników podczas przeprowadzania testu wysiłkowego, wykorzystany zostanie bezprzewodowy moduł akwizycji danych przystosowany do pomiaru temperatury z użyciem termoelementów z kompensacją elektroniczną temperatury zacisków. Założono wykorzystanie modułu o rozdzielczości minimum 20 bitów. Zastosowanie bezprzewodowego przesyłania danych pomiarowych pozwoli na ograniczenie liczby przewodów biegnących wzdłuż ciała badanego dziecka, ograniczając dyskomfort wynikający z ich obecności.

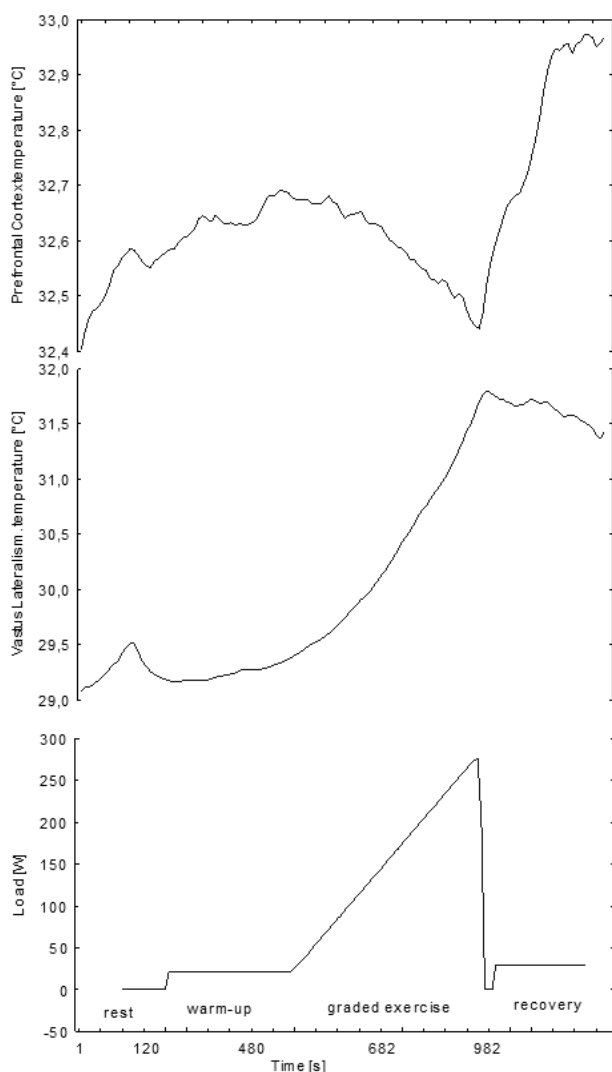
Obudowa modułu akwizycji musi być przystosowana do tego, aby możliwe było jej zamocowanie do pasa osoby badanej. Dzięki temu ograniczona zostanie długość przewodów łączących spoinę termoelementu z zaciskami karty akwizycji, co zwiększy komfort pomiaru.

Zastosowanie karty akwizycji danych pozwoli na bezpośrednie zebranie danych pomiarowych do pamięci komputera i, przy wykorzystaniu odpowiednio przygotowanego oprogramowania, ich monitorowanie i analizę on-line podczas testu wysiłkowego.

Dzięki temu badacz przeprowadzający test CPET uzyska dodatkowe narzędzie diagnostyczne, pozwalające na bieżącą ocenę wyników testu i przyspieszenie reakcji na ewentualne sytuacje alarmowe, takie jak np. nagłe zwiększenie temperatury ciała, które prowadzić może do omdlenia na skutek udaru cieplnego, szczególnie niebezpiecznego w przypadku dzieci. Ponadto, w przypadku potwierdzenia zależności opisywanej w [6] monitorowanie temperatury wybranych punktów ciała pozwoli na zwiększenie obiektywizmu decyzji o przerwaniu CPET ze względu na osiągnięcie maksymalnego dla badanej osoby obciążenia wysiłkiem.

4. Badania prototypu

W celu sprawdzenia, czy zaprojektowany według przedstawionej koncepcji system pomiarowy spełnia w rzeczywistości wymagania przed nim stawiane, przygotowano prototyp systemu, i przeprowadzono jego test podczas rzeczywistego badania CPET. Przykładowe wyniki testu przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Przykładowe wyniki testów systemu. Przedstawiono wyniki pomiarów temperatury w okolicy skroni (Prefrontal Cortex) i mięśnia Vastus Lateralis oraz dynamikę zmian obciążenia osoby badanej wysiłkiem (Load)

Fig. 2. Sample test results. Prefrontal Cortex and Vastus Lateralis temperature as well as work load are shown

W roli czujników zastosowano termoelementy typu T klasy I w płaszczu teflonowym dostarczone przez firmę Termoaparatura Wrocław. Niestety, zastosowano sztywne przewody termoelektryczne, co okazało się mieć negatywny wpływ na komfort przeprowadzania testu wysiłkowego.

Jako moduł akwizycji zastosowano kartę NI 9211. Jest to 24-bitowy moduł przeznaczony do pomiarów z wykorzystaniem termoelementów. W przypadku zastosowania pomiaru z dwóch czujników, pozwala on na pomiar z częstotliwością 7Hz, co spełnia wymogi stawiane systemowi.

Aby umożliwić przeprowadzenie testu zaprojektowano specjalistyczną aplikację pozwalającą na pomiar oraz archiwizację danych pomiarowych.

Zastosowano 2 czujniki, które zostały umieszczone na głowie w okolicach skroni oraz na prawej nodze w okolicach mięśnia Vastus Lateralis.

Badaniom poddano 8 osób – 2 dziewczęta i 6 chłopców (wiek $15,0 \pm 1,79$ lat; wysokość ciała $174,0 \pm 7,46$ cm; masa ciała $63,3 \pm 8,67$ kg; zawartość tkanki tłuszczowej – FAT = $12,0 \pm 5,61$ %; zawartość beztłuszczowej masy ciała – FFM = $54,7 \pm 7,15$ kg; $VO_{2max} = 43,6 \pm 7,62$ mL/(kg·min)), trenujących tenis stołowy (staż treningowy $6,50 \pm 2,37$ lat). Badania przeprowadzono w laboratorium wysiłku fizycznego Zakładu Fizjologii Akademii Wychowania Fizycznego i Sportu w Gdańsku przy użyciu ergocyklometru.

Z przeprowadzonych testów wynika, że przygotowany według zaproponowanej koncepcji system pomiarowy spełnia założenia, tzn. pozwala na obserwację zmian temperatury w wybranych punktach ciała dziecka z odpowiednią dokładnością i częstotliwością, aby mogła zostać zaobserwowana dynamika zmian temperatury.

Okazało się, że zastosowanie czujników w postaci termoelementów typu T w płaszczu teflonowym pozwala na bezpieczny i stosunkowo komfortowy pomiar. Zastosowany moduł akwizycji danych pomiarowych pozwolił na uzyskanie odpowiedniej rozdzielczości pomiaru.

Ze względu na pewien dyskomfort powodowany przez sztywne przewody termoelektryczne, zdecydowano o uzupełnieniu założeń systemu o zastosowanie elastycznych przewodów termoelektrycznych typu 'linka'.

5. Niepewność pomiaru

Analiza niepewności pomiaru przy pomocy systemu pomiarowego, którego koncepcję przedstawiono, przeprowadzona zostanie przy założeniu stosowania czujników i modułu akwizycji danych takich jak w przypadku prototypu systemu.

Równanie pomiaru przedstawiono poniżej:

$$T = \bar{T} + \delta T_c + \delta T_{DAQ}, \quad (1)$$

gdzie: T to mierzona temperatura, \bar{T} to estymata mierzonej temperatury.

Na niepewność pomiaru wpływają: niepewność wykonania termoelementu δT_c oraz niepewność pomiaru temperatury za pomocą modułu akwizycji δT_{DAQ} .

Zgodnie z prawem propagacji niepewności [18] ze wzoru (1) otrzymano:

$$u^2(T) = \left(\frac{\partial T}{\partial \delta T_c} \right) u^2(\delta T_c) + \left(\frac{\partial T}{\partial \delta T_{DAQ}} \right) u^2(\delta T_{DAQ}). \quad (2)$$

Zgodnie z normą PN-EN 60584-2 tolerancja wykonania termoelementu typu T klasy I wynosi:

$$\delta T_c = \pm 0,5^\circ C. \quad (3)$$

Według karty katalogowej modułu pomiarowego NI 9211, w przypadku pomiaru za pomocą termoelementu typu T, błąd pomiaru wynosi maksymalnie:

$$\delta T_{DAQ} = \pm 0,05^\circ C. \quad (4)$$

Założono, że błędy wynikające z tolerancji wykonania termoelementu oraz pomiaru za pomocą modułu akwizycji danych nie są ze sobą skorelowane. Rozkład prawdopodobieństwa błędów δT_c jak również błędów δT_{DAQ} przyjęto jako prostokątny, stąd niepewności pomiaru wynoszą odpowiednio:

$$u(\delta T_c) = \frac{\delta T_c}{\sqrt{3}}, \quad (5)$$

$$u(\delta T_{DAQ}) = \frac{\delta T_{DAQ}}{\sqrt{3}}. \quad (6)$$

Wyznaczając niepewność standardową pomiaru z zależności (2) otrzymano:

$$u(T) = \sqrt{u^2(\delta T_c) + u^2(\delta T_{DAQ})} = 0,32^\circ C. \quad (7)$$

Niepewność rozszerzona pomiaru temperatury (T), przy założeniu współczynnika $k=2$ (przedział ufności 95%), wynosi więc:

$$u_c(T) = 2u(T) = 0,64^\circ C. \quad (8)$$

W związku z powyższym przykładowy wynik pomiaru można zapisać jako:

$$T = (30,00 \pm 0,64)^\circ C. \quad (9)$$

W powyższych obliczeniach założono, że system pomiarowy nie wykonuje operacji kompensacji błędów wykonania termoelementu. Jest to błąd addytywny, więc można dokonać jego kompensacji za pomocą metod analitycznych. W przypadku uwzględnienia operacji kompensacji, wielkość niepewności wynikającej z błędów wykonania termoelementu drastycznie spadnie, a co za tym idzie, niepewność pomiaru temperatury zostanie znacznie obniżona.

6. Podsumowanie

Przygotowany według zaproponowanej w artykule koncepcji system do pomiaru temperatury wybranych punktów ciała dziecka podczas testu wysiłkowego pozwoli na weryfikację, uzyskanej ze wstępnych badań, zależności między parametrami spirometrycznymi, oksygenacją tkanki mózgowej oraz temperaturą skóry. Pozwoli to w przyszłości na opracowanie metody obiektywnej oceny wykonanego podczas testu wysiłku. Jednocześnie, dzięki

zastosowaniu kolejnego systemu monitorowania dziecka podczas testu wysiłkowego, wzrośnie bezpieczeństwo przeprowadzania testów CPET u dzieci.

Testy przygotowanego według koncepcji systemu prototypowego dowiodły, że taki system pomiarowy spełnia wymagania pomiaru tzn. pozwala na obserwację dynamiki zmian temperatury wybranych punktów ciała dziecka.

7. Literatura

- [1] Armstrong N, Welsman JR.: Aerobic fitness: what are we measuring? *Med Sport Sci*, 2007; 50:5-25.
- [2] Barker AR, Williams CA, Jones AM, Armstrong N.: Establishing maximal oxygen uptake in young people during a ramp cycle test to exhaustion. *Br J Sports Med.*, 2011; 45(6):498-503.
- [3] Bassett DR Jr, Howley ET.: Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, 2000; 32:70-84.
- [4] Bongers BC, Hulzebos EHJ, Van Brussel M, Takken T.: Pediatric Norms for cardiopulmonary Exercise Testing. *Uitgeverij BOXPress, s'-Hertogenbosch*, 2012; 2:3,30-34.
- [5] Hawkins MN, Snell PG, Stray-Gundersen J, et al.: Maximal oxygen uptake as a parametric measure of cardiorespiratory capacity. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:103-7.
- [6] Rafiński L., Łuszczuk M.: A measurement system for children endurance tests, *Poznan University of Technology Academic Journals. Electrical Engineering. Computer Applications in Electrical Engineering* 2012: 57-64, ISSN 1897-0737.
- [7] Chin Leong Lim, Chris Byrne, Jason KW Lee: Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings; *Annals, Academy of Medicine, Singapore*, 2008.
- [8] Inbar O., Morris N., Epstein Y., Gass G.: Comparison of thermoregulatory responses to exercise in dry heat among prepubertal boys, young adults and older males. *Experimental Physiology*, 2004, 89 (6): 691-700.
- [9] de Groot JF, Takken T, de Graaff S, Gooskens RH, Helders PJ, Vanhees L.: Treadmill testing of children who have spina bifida and are ambulatory: does peak oxygen uptake reflect maximum oxygen uptake? *Phys Ther.* 2009 Jul;89(7):679-87.
- [10] Evaluation of measurement data — An introduction to the “Guide to the expression of uncertainty in measurement” and related documents, *JCGM 104:2009*.

otrzymano / received: 20.03.2013

przyjęto do druku / accepted: 01.05.2013

artykuł recenzowany / revised paper

INFORMACJE

Zapraszamy do publikacji artykułów naukowych w czasopiśmie PAK

WYDAWNICTWO PAK

ul. Świętokrzyska 14A, pok. 530, 00-050 Warszawa,
tel./fax: 22 827 25 40

Redakcja czasopisma POMIARY AUTOMATYKA KONTROLA
44-100 Gliwice, ul. Akademicka 10, pok. 30b,
tel./fax: 32 237 19 45, e-mail: wydawnictwo@pak.info.pl

