



You have downloaded a document from
RE-BUŚ
repository of the University of Silesia in Katowice

Title: Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie wydatku energetycznego sportowców

Author: Teresa Kasprzyk

Citation style: Kasprzyk Teresa. (2019). Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie wydatku energetycznego sportowców. Praca doktorska. Katowice : Uniwersytet Śląski

© Korzystanie z tego materiału jest możliwe zgodnie z właściwymi przepisami o dozwolonym użytku lub o innych wyjątkach przewidzianych w przepisach prawa, a korzystanie w szerszym zakresie wymaga uzyskania zgody uprawnionego.



UNIwersytet ŚLĄSKI
W KATOWICACH



Biblioteka
Uniwersytetu Śląskiego



Ministerstwo Nauki
i Szkolnictwa Wyższego

UNIWERSYTET ŚLĄSKI w Katowicach

Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii

Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego

Zakład Fizyki Medycznej

mgr inż. Teresa Kasprzyk

*Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie
wydatku energetycznego sportowców.*

Rozprawa doktorska

Promotor:
dr hab. prof. UŚ Armand Cholewka

Chorzów, 2019

Pragnę serdecznie podziękować

*Promotorowi **dr hab. prof. UŚ Armandowi Cholewce**, za wieloletnią współpracę,
wsparcie merytoryczne, poświęcony czas oraz wszelką pomoc okazaną w trakcie studiów,*

***Centrum Diagnostyki Sportowej „Diagnostix”,**
a w szczególności **Panu Piotrowi Brzózce** oraz **Pani Annie Pilch**,
Squashfit Katowice,
a w szczególności **Panu Krzysztofowi Kwoskowi**,
za możliwość współpracy oraz za wszelką pomoc i życzliwość podczas pomiarów,*

*Producentom odzieży dedykowanej sportowcom, tj. firmom:
Brubeck, Swix Polska (Greenland Group), Craft oraz **RASO**
za udostępnienie produktów w celu przeprowadzenia pomiarów,*

*Producentom przyrządów treningowych, tj.:
Firmie Elite oraz **Garmin Polska**
za użyczenie sprzętu pomiarowo-treningowego,*

*Najbliższej mi osobie, która wspierała mnie i motywowała w trakcie pisania tej pracy,
a z której wieloletniego doświadczenia w kolarstwie mogłam czerpać inspirację i wiedzę*

***Michał**, dziękuję Ci!*

***Rodzicom** – za wsparcie i wszelką pomoc, którą mi okazali!*

Spis treści

I. WSTĘP.....	7
1. WPROWADZENIE	7
2. CEL PRACY	8
II. CZĘŚĆ TEORETYCZNA.....	9
1. PODSTAWY FIZYCZNE.....	9
1.1. Promieniowanie podczerwone	9
1.2. Ciało doskonale czarne.....	11
1.3. Prawa opisujące promieniowanie ciała czarnego.....	13
1.4. Emisyjność ciał	14
1.5. Teoria wymiany ciepła.....	15
1.6. Detekcja promieniowania podczerwonego – podstawy.....	19
2. TERMODYNAMIKA ORGANIZMÓW ŻYWYCH	25
2.1. Temperatura organizmu	25
2.2. Zasada zachowania energii w organizmach żywych.....	26
2.3. Entropia organizmu żywego	27
2.4. Układ termoregulacji.....	28
2.5. Wymiana ciepła pomiędzy organizmem a otoczeniem.....	31
2.6. Emisyjność powierzchni ciała ludzkiego	33
2.7. Przemiana materii w ciele ludzkim.....	35
2.8. Równanie Pennesa	37
2.9. Termoregulacja w trakcie wysiłku fizycznego	38
3. FIZJOLOGIA TRENINGU W SPORCIE	44
3.1. Kolarstwo jako sport wytrzymałościowy	44
3.2. Podstawy fizjologii treningu w kolarstwie.....	46
3.3. Parametry określające wysiłek fizyczny.....	50
3.4. Periodyzacja roku treningowego	54
3.5. Metody treningu w kolarstwie.....	56
3.6. Ocena wydolności organizmu	58
3.7. Zjawisko superkompensacji.....	60
4. METODYKA POMIARÓW TERMOWIZYJNYCH.....	63
III. CZĘŚĆ PRAKTYCZNA	65
5. ZASTOSOWANIE OBRAZOWANIA TERMICZNEGO W OCENIE WYDATKU ENERGETYCZNEGO SPORTOWCÓW.....	65
5.1. Materiał i metodyka.....	66

5.2.	<i>Wyniki i dyskusja:</i>	68
5.3.	<i>Wnioski:</i>	79
6.	ZASTOSOWANIE OBRAZOWANIA TERMICZNEGO W OCENIE SPORTOWYCH KOSZULEK TERMOAKTYWNYCH	80
6.1.	<i>Materiał i metodyka</i>	81
6.2.	<i>Wyniki i dyskusja</i>	84
6.3.	<i>Wnioski</i>	92
7.	ZASTOSOWANIE OBRAZOWANIA TERMICZNEGO W OCENIE MECHANIZMÓW TERMOREGULACJI ORGANIZMU PO WYSIŁKU FIZYCZNYM	94
7.1.	<i>Materiał i metodyka</i>	95
7.2.	<i>Wyniki i analiza</i>	98
7.3.	<i>Wnioski</i>	107
8.	PODSUMOWANIE	108
IV.	BIBLIOGRAFIA	109
V.	SPIS RYCIN:	120
VI.	SPIS TABEL:	123

I. Wstęp

1. Wprowadzenie

Termografia w podczerwieni to dziedzina naukowa wykorzystująca własności promieniowania elektromagnetycznego z zakresu podczerwieni do pomiaru temperatury powierzchni obiektów. Dziedzina ta opiera się na fakcie, że każde ciało o temperaturze wyższej niż temperatura zera bezwzględnego (0K) emituje promieniowanie, którego energia powiązana jest z temperaturą obiektu oraz długością fali [1,2]. Zgodnie z powyższym ciało ludzkie również emituje promieniowanie w zakresie pasma podczerwieni, dzięki czemu może być obrazowane za pomocą kamery termowizyjnej. Ponadto współczynnik emisyjności skóry ludzkiej wynosi $0,98 \pm 0,01$, co jest wartością niezwykle bliską tzw. ciału doskonale czarnemu, będącemu modelem idealnego emitera promieniowania podczerwonego [3].

Techniki termowizyjne znalazły szerokie zastosowanie w technologiach wojskowych, budownictwie czy przemyśle [4,5]. Niemniej jednak bardzo prężnie rozwija się zastosowanie tej dziedziny w medycynie. Począwszy od zastosowania obrazowania termicznego wśród pacjentów onkologicznych, poprzez neurologię, dermatologię, diagnostykę owrzodzeń, stomatologię czy kardiologię i chirurgię, aż po próby zastosowania termowizji w medycynie sportowej [6-11]. Początki obrazowania termicznego w sporcie sięgają lat 70, kiedy to pojawiły się pierwsze publikacje dotyczące badań termograficznych w urazach i kontuzjach sportowych oraz pomiarów zmian temperatury powierzchni ciała sportowca po wysiłku fizycznym [12,13]. W dzisiejszych czasach ze względu na dynamiczny rozwój technologii obrazowania termicznego, parametry techniczne kamer termowizyjnych są coraz większe i pozwalają na zastosowanie ich w różnorodnych aplikacjach. Jednakże ze względu na pewne ograniczenia techniczne metodyka pomiarów termowizyjnych w dziedzinie sportu wymaga przestrzegania ściśle określonych wytycznych [14-17].

Niniejsza praca skupia się na analizie termicznej w trakcie cyklu treningowego zarówno samego organizmu sportowców wytrzymałościowych, jak i odzieży sportowej używanej w trakcie cyklu treningowego.

Ogólnie mówiąc trening wytrzymałościowy ma na celu poprawę lub utrzymanie poziomu efektywności wysiłku fizycznego z dominacją tzw. wydolności tlenowej. Pozwala on wykonywać długotrwałą oraz intensywną aktywność fizyczną z utrzymaniem względnie

stałego poziomu wydolności organizmu oraz bez zachwiania homeostazy ustroju. Trening wytrzymałościowy oddziałuje na duże grupy mięśniowe usprawniając układ krążenia oraz oddychania. Do oceny treningu wykorzystywane są tzw. składowe treningu, tj. intensywność wysiłku, czas trwania wysiłku oraz częstotliwość treningów [18].

Powszechnie wiadomo, że prawidłowość procesów życiowych zachodzących w ludzkim organizmie warunkuje prawidłowa homeostaza termiczna. Określa się, że temperatura wewnętrzna wynosi $37,0 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ [19]. Jednakże temperatura ta ulega wahaniom w zależności od stanu psychofizycznego w jakim znajduje się organizm ludzki. Czynniki znacznie wpływające na zmiany temperatury to m.in. zmiany metabolizmu, dobowy rytm dnia, stres, używki oraz właśnie aktywność fizyczna [20]. Podczas ćwiczeń organizm nie tylko zużywa energię, tracąc jej znaczną część w postaci ciepła, ale także ze względu na pracę wykonywaną przez tkankę mięśniową podnosi się jego temperatura wewnętrzna [21]. Ta „nadwyżka” ciepła musi zostać usunięta z organizmu, a obserwacja mechanizmu termoregulacji w trakcie oraz po wysiłku fizycznym może dać informacje odnośnie wydolności termicznej organizmu badanego sportowca, co z kolei może nieść istotne informacje o stanie przygotowania sportowca do sezonu startowego czy też o dynamice powrotu organizmu do pełnej sprawności po chorobie lub kontuzji.

2. Cel pracy

Niniejsza praca skupia się na analizie termicznej zarówno samego organizmu sportowców wytrzymałościowych, jak i próby oceny odzieży sportowej używanej podczas treningów.

Analiza temperaturowa była skupiona na próbie oceny:

1. zmian metabolizmu organizmu sportowców w trakcie treningu,
2. mechanizmów termoregulacji organizmu sportowców,
3. wydolności sportowców,
4. odzieży sportowej.

II. Część teoretyczna

1. Podstawy fizyczne

1.1. Promieniowanie podczerwone

Postrzeganie świata w naturze korpuskularnej doprowadziło do ilościowego opisu widmowego charakteru promieniowania elektromagnetycznego przez uczonego Maxa Plancka. Energia fotonu E powiązana została z częstotliwością fali ν poprzez poniższe równanie (1.1):

$$E = h\nu \quad (1.1)$$

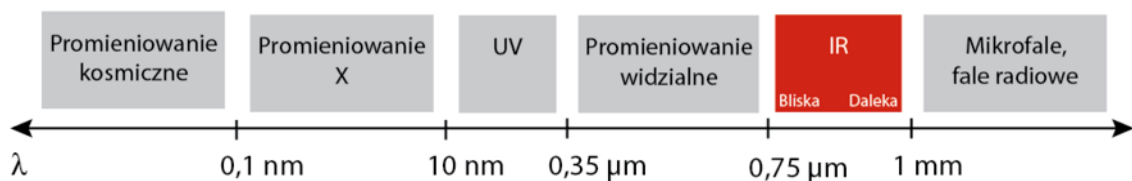
gdzie:

E – energia fotonu, h – stała Plancka, $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$

Charakterystyka fali elektromagnetycznej opiera się na określeniu jej długości λ , prędkości rozchodzenia się c oraz częstotliwości ν , które łączy zależność (1.2) [1]:

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (1.2)$$

Spektrum promieniowania elektromagnetycznego podzielone jest na zakresy związane z długością fali, co jest związane ze zmianą częstotliwości promieniowania, a co za tym idzie zmianą energii fali. Na Rysunku 1.1 przedstawiono schemat podziału widma promieniowania elektromagnetycznego z uwzględnieniem zakresu podczerwieni. Należy jednak pamiętać, że granice poszczególnych zakresów są nieostre i przynależność bardzo często definiowana jest na podstawie źródła promieniowania.



Rysunek 1.1. Schemat widma promieniowania elektromagnetycznego.

Zakres promieniowania podczerwonego przyjęło się dzielić dodatkowo na trzy podzakresy [4]:

- podczerwień bliska (dla λ z zakresu 0,72 – 1,50 μm)
- podczerwień pośrednia (dla λ z zakresu 1,5 – 5,6 μm)
- podczerwień daleka (dla λ z zakresu 5,6 – 1000,0 μm)

Promieniowanie podczerwone powstaje w wyniku pobudzenia termicznego cząstek materii. Widmo promieniowania ciepłego jest ciągłe i obejmuje w niewielkiej części zakres promieniowania widzialnego [4]. Do opisu promieniowania podczerwonego stosowane są wielkości radiometryczne zgodne z układem SI i Polską Normą PN-90/E-01005. Podstawową wielkością używaną do charakterystyki promieniowania podczerwonego jest strumień energetyczny Φ [W/m²] opisujący całkowitą moc przenoszoną przez promieniowanie [1].

Natężenie promieniowania:

Intensywność promieniowania (natężenie) I to wielkość pochodna określająca moc promieniowania $d\Phi$ emitowaną w kąt bryłowy półpełny $d\Omega$ w dowolnym kierunku (1.3):

$$I = \frac{d\Phi}{d\Omega} \quad (1.3)$$

Należy zwrócić uwagę, że intensywność promieniowania I jest parametrem charakteryzującym źródło promieniowania i nie jest zależna od odległości pomiędzy źródłem, a obserwatorem [1].

Luminancja energetyczna:

Wielkością określającą moc promieniowania emitowanego przez (lub padającego na) powierzchnię elementarną dS w jednostkowym kącie bryłowym $d\Omega$ w określonym kierunku θ jest luminancja energetyczna L_e [4]:

$$L_e = \frac{\partial^2 \Phi}{\partial S \cos \theta \partial \Omega} \quad (1.4)$$

Parametr luminancji energetycznej dotyczy nie tylko promieniowania docierającego do danej powierzchni, ale również emitowanego z niej.

Ze względu na to, że kąt θ jest kątem między kierunkiem rozchodzenia się promieniowania, a normalną do powierzchni, która jest zawsze prostopadła do kierunku θ , to powierzchnia dS jest zawsze rzutowana na płaszczyznę prostopadłą do kierunku rozchodzenia się fali i przyjmuje wartość: $dS \cos \theta$. Luminancja energetyczna jest parametrem niezależnym od kąta θ , gdyż jest definiowana w odniesieniu do płaszczyzny prostopadłej do kierunku rozchodzenia się promieniowania. Spowodowane jest to naturalną tendencją materiałów do emisji największej liczby fotonów w kierunku prostopadłym do powierzchni [1].

Egzytancja energetyczna:

Pojęcie egzytancji energetycznej M_e , lub inaczej emitancji, definiowane jest jako gęstość powierzchniowa strumienia energii promieniowania Φ emitowana z powierzchni S do półprzestrzeni i określane wzorem (1.5):

$$M_e = \frac{d\Phi}{dS} \quad (1.5)$$

Na podstawie równań (1.4) oraz (1.5) można określić relację pomiędzy egzytancją a luminancją energetyczną, którą przedstawia się zgodnie z poniższym równaniem (1.6):

$$M_e = \pi L_e \quad (1.5)$$

Przedstawione powyżej wielkości dotyczą całego zakresu promieniowania, jednakże można je odnieść także do dowolnej długości fali. Mówi się wtedy o gęstościach widmowych wielkości lub o pojęciu luminancji energetycznej monochromatycznej $L_e(\lambda) = dL_e/d\lambda$ oraz egzytancji monochromatycznej $M_e(\lambda) = dM_e/d\lambda$ [1,4].

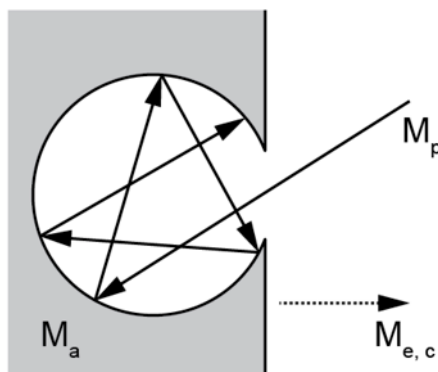
Powierzchnia lambertowska:

Pojęcie powierzchni lambertowskiej definiowane jest jako powierzchni o stałej wartości luminancji energetycznej, niezależnie od kierunku propagacji fali. Innymi słowy powierzchnia lambertowska odbija lub emituje promieniowanie o stałej wartości luminancji energetycznej we wszystkich kierunkach. Mimo, że jest to model czysto teoretyczny, bowiem w praktyce nie istnieje materiał o takich własnościach, to koncepcja ta ma odzwierciedlenie w praktyce. Z biologicznego punktu widzenia oko ludzkie odbiera rzeczywistość o zbliżonej wartości luminancji niezależnie od kąta obserwacji. Podobnie rzecz ma się w odniesieniu do kamer termowizyjnych, które dokonują pomiaru temperatury w szerokim zakresie kąta obserwacji [1].

1.2. Ciało doskonale czarne

Kluczową rolę w opisie promieniowania podczerwonego odgrywa ciało doskonale czarne. Promieniowanie o mocy opisanej poprzez egzytancję M_p padające na powierzchnię ciała doskonale czarnego zostaje całkowicie pochłonięte. Zakładając warunki równowagi termicznej, w stanie ustalonym, temperatura ciała jest stała, co oznacza, że ilość promieniowania zaabsorbowanego równa się ilości promieniowania wyemitowanego z powierzchni ciała doskonale czarnego w danym czasie [1]. Zgodnie z prawem Kirchoffa ciało, które jest zdolne zaabsorbować całe padające na niego promieniowanie o dowolnej długości fali, jest także zdolne do wyemitowania tego promieniowania [4]. Ciało

doskonale czarne nie istnieje jednak w realnym świecie. Powstają jego modele, gdzie poprzez wielokrotne wewnętrzne odbicie we wnęce otrzymuje się warunki całkowitego pochłaniania (Rys. 1.2), aby spełniony został warunek $M_e = M_p$ [1,22].



Rysunek 1.2. Model ciała doskonale czarnego.

Dla ciała rzeczywistego definiuje się współczynniki pochłaniania α oraz emisyjności ε , gdzie jako współczynnik absorpcji rozumie się stosunek mocy pochłoniętej M_a do mocy padającej na powierzchnię ciała M_p , natomiast współczynnik emisyjności to stosunek mocy emitowanej $M_{e,c}$ do padającej (1.6) [1]:

$$\alpha = \frac{M_a}{M_p}, \quad \varepsilon = \frac{M_e}{M_p} \quad (1.6)$$

Dla ciała doskonale czarnego współczynnik pochłaniania i emisyjności wynosi jeden. Ze względu na to, że w przypadku ciał rzeczywistych promieniowanie padające zostaje częściowo odbite, pochłonięte i przepuszczone, definiuje się współczynniki pochłaniania α , odbicia r oraz transmisji τ , które zdefiniowane są jako stosunek promieniowania odpowiednio pochłoniętego, odbitego lub przepuszczonego do całkowitego promieniowania padającego na obiekt. Powyższe współczynniki spełniają zależność tzw. prawa Kirchoffa dla promieniowania (1.7) [1]:

$$\alpha + r + \tau = 1 \quad (1.7)$$

Rozpatrując równanie (1.7) można wyróżnić przypadki skrajne, gdy [22]:

- $\alpha = 1$, natomiast $\tau = r = 0$, tzw. ciało czarne, pochłaniające całkowicie padające nań promieniowanie;
- $r = 1$, natomiast $\tau = \alpha = 0$, tzw. ciało białe, odbijające całkowicie padające nań promieniowanie;

- $\tau = 1$, natomiast $r = \alpha = 0$, tzw. ciało przezroczyste, przepuszczające całkowicie padające nań promieniowanie.

1.3. Prawa opisujące promieniowanie ciała czarnego

Jako podstawową zależność używaną do opisu promieniowania podczerwonego uważa się **prawo Plancka**, które opisuje widmowe natężenie promieniowania. Innymi słowy, przedstawia ono gęstość widmową egzytancji ciała doskonale czarnego w funkcji długości fali oraz temperatury [22]:

$$M_{e,\lambda,c} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \quad (1.8)$$

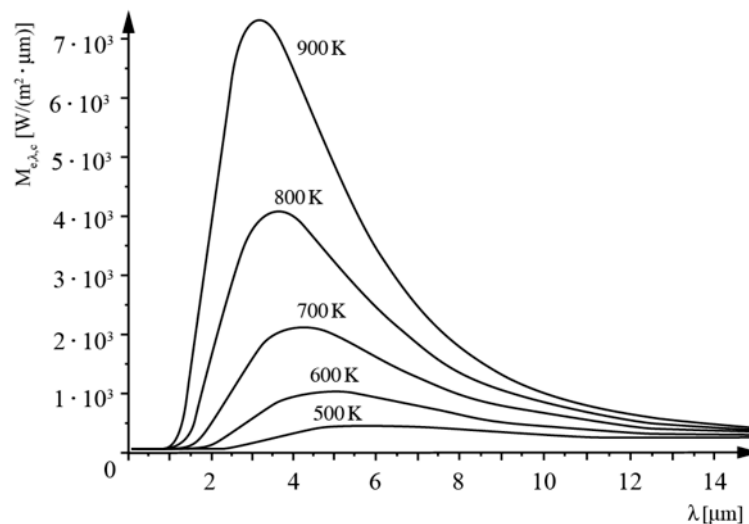
gdzie: h – stała Plancka, $h = 6,626 \cdot 10^{-34}$ Js,

c_0 – prędkość światła w próżni,

k – stała Boltzmanna, $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ J/K

T – temperatura ciała doskonale czarnego [K].

Rozważając równanie Plancka, można zapisać, że gęstość widmowa egzytancji energetycznej $M_{e,\lambda,c}$ może być przedstawiona w postaci graficznej (Rys. 1.3) lub za pomocą równania (1.9) [1].



Rysunek 1.3. Gęstość widmowa egzytancji ciała doskonale czarnego wyrażona za pomocą prawa Plancka [22].

$$M_{e,\lambda,c} = \frac{dM_{e,c}(\lambda)}{d\lambda} \quad (1.9)$$

Z powyższych zależności (1.8) oraz (1.9) widać, że maksimum charakterystyki gęstości widmowej egzytancji promieniowania przypada dla fal tym krótszych, im wyższa jest temperatura obiektu. Stanowi to definicję **prawa przesunięć Wiena**. Iloczyn temperatury T i długości fali λ_{max} dla maksymalnej wartości egzytancji widmowej jest stały i wynosi [1,4]:

$$\lambda_{max} \cdot T = 2898 \mu m \cdot K \quad (1.10)$$

Na podstawie prawa Plancka (1.8) oraz prawa przesunięć Wiena (1.10) można wyliczyć maksymalną wartość natężenia promieniowania, która wynosi [22]:

$$M_0(\lambda_{max}, T) = 1,286 \cdot 10^{-11} \cdot T^5 \quad (1.11)$$

Rozpatrując promieniowanie podczerwone emitowane z powierzchni ciała doskonale czarnego do półprzestrzeni można zauważyć, że moc promieniowania jest nieliniową funkcją temperatury i może być wyrażona za pomocą poniższego równania (1.12), zwanego **prawem Stefana-Boltzmann**a [1,22]:

$$M_{e,c} = \sigma T^4 \quad (1.12)$$

gdzie:

T – temperatura,

σ – stała Stefana-Boltzmann, $\sigma = 5,67051 \cdot 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$.

1.4. Emisyjność ciał

Emisyjność definiowana jest jako parametr fizyczny charakteryzujący właściwości promieniowania ciał rzeczywistych. Emisyjność ϵ danego ciała jest funkcją kąta obserwacji β , długości fali λ , temperatury T oraz czasu τ [22]. Emisyjność danego ciała mówi o jego zdolności do wypromieniowania energii [4]. Emisyjnością całkowitą danego ciała określa się emisyjność dla całego zakresu promieniowania, zdefiniowaną jako (1.13):

$$\epsilon = \frac{M(T)}{M_B(T)} \quad (1.13)$$

gdzie:

$M(T)$ – egzytancja powierzchni ciała

$M_B(T)$ – egzytancja ciała czarnego, znajdującego się w tej samej temperaturze.

Dla określonej długości fali λ stosunek egzytancji ciała do egzytancji ciała czarnego określa się mianem emisyjności widmowej (spektralnej):

$$\epsilon_\lambda = \frac{M(\lambda, T)}{M_B(\lambda, T)} \quad (1.14)$$

Ze względu na zależność źródeł promieniowania od długości fali można wyróżnić trzy przypadki szczególne, tj (4):

- ciało czarne, $\epsilon_\lambda = \epsilon = 1$,
- ciało szare, gdy $\epsilon_\lambda = \epsilon = const. < 1$,
- ciało promieniujące selektywnie, dla którego ϵ nie zależy od długości fali.

Biorąc pod uwagę prawo Kirchoffa można zapisać, że dla pełnego zakresu promieniowania, współczynnik absorpcji α jest równy emisyjności ϵ (1.15) [4]:

$$\alpha = \epsilon \quad (1.15)$$

Mimo iż emisyjność ma stosunkowo prostą interpretację fizyczną, to praktyka dowodzi, że jest to parametr trudny do wyznaczenia. Dokładność określenia emisyjności rzutuje na dokładność pomiarów temperatury za pomocą termowizji [4,22].

1.5. Teoria wymiany ciepła

Z definicji oddziaływanie otoczenia na układ fizyczny można nazwać pracą, jeżeli spowoduje to wyłącznie zmianę położenia ciężaru, względem poziomu odniesienia. Sytuacja zmienia się gdy otoczenie oddziałuje na układ zamknięty. W termodynamice praca wykonywana na takim układzie nazywana jest ciepłem zewnętrznym układu, a sposób przekazywania tegoż ciepła to wymiana ciepła (energii cieplnej). W sytuacji, gdy zjawiska wymiany ciepła zmieniają się w czasie, to występuje tzw. nieustalona wymiana ciepła, czyli pole temperatury jest funkcją zależną od czasu (1.16).

$$T = f(x, y, z, t) \quad (1.16)$$

Jeżeli zjawiska te są stałe w czasie mówi się o ustalonej wymianie ciepła, a pole temperatury jest funkcją współrzędnych przestrzeni (1.17) [2].

$$T = f(x, y, z), \quad \frac{\partial T}{\partial t} = 0 \quad (1.17)$$

Warunkiem niezbędnym do zajścia procesów wymiany ciepła jest różnica temperatur. Zgodnie z drugą zasadą termodynamiki, układ o wyższej temperaturze oddaje energię układowi o temperaturze niższej [23]. Pomimo określenia kierunku przepływu ciepła pomiędzy układami, wielkość ciepła Q jest wielkością skalarną. Ciepło odniesione do jednostki czasu nazywane jest strumieniem ciepła Φ (1.18) [2,23]:

$$\Phi = \frac{dQ}{dt} \quad (1.18)$$

Wymiana ciepła zachodzi w fizyce na trzy podstawowe sposoby: przewodzenie, konwekcję i promieniowanie [2]. Wszystkie wymienione wyżej metody mogą zachodzić jednocześnie lub osobno [23].

Przewodzenie ciepła

Przekazywanie energii wewnętrznej pomiędzy bezpośrednio stykającymi się cząsteczkami jednego ciała lub różnych ciał. W ciałach stałych proces ten zachodzi na skutek drgań atomów w sieci krystalicznej lub przenoszenia energii przez swobodne elektrony. W płynach (cieczach i gazach) przekazywana jest energia kinetyczna na skutek zderzeń molekuł [2,23].

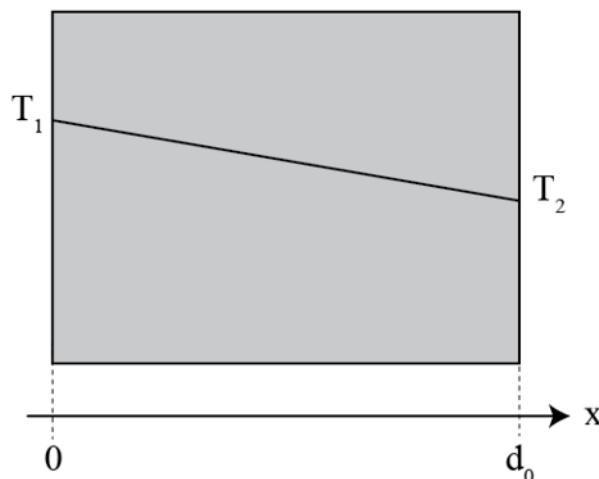
Zgodnie z teorią Fouriera strumień ciepła przechodzący przez pewną powierzchnię jest wprost proporcjonalny do gradientu temperatury pola tej powierzchni, co dane jest wzorem (1.19) [23]:

$$\vec{\Phi} = -\lambda \cdot \vec{\nabla T} \quad (1.19)$$

gdzie:

∇T – gradient temperatury, $K \cdot m^{-1}$, $\nabla T \equiv \mathbf{grad}T = \left[\frac{\partial T}{\partial x}, \frac{\partial T}{\partial y}, \frac{\partial T}{\partial z} \right]$,

λ – współczynnik przewodzenia ciepła, $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$.



Rysunek 1.4. Powierzchnia płaska z gradientem temperatur na krawędziach [1].

Rozważając przypadek jednowymiarowy w płaskiej płycie wykonanej z jednorodnego materiału o grubości d_0 (Rys. 1.4) założono, że na obu krawędziach płyty występuje temperatura T_1 i T_2 oraz, że $T_1 \neq T_2$.

Zgodnie z opisaną powyżej teorią Fouriera strumień ciepła Φ wewnątrz materiału w aspekcie jednowymiarowym dany jest wzorem (1.20) [1]:

$$\Phi = -\lambda \frac{dT}{dx} \quad (1.20)$$

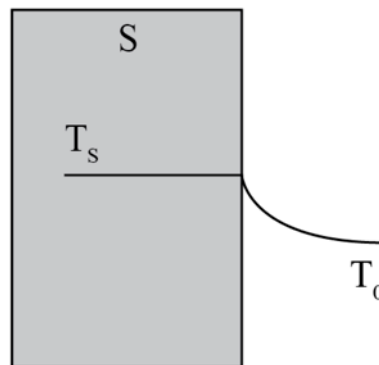
Strumień ciepła Φ , w warunkach ustalonych, jest taki sam we wszystkich punktach. Biorąc pod uwagę, że stan jest stanem ustalonym, a nie przejściowym i ciepło nie jest akumulowane, gradient temperatury może być wyrażony jako (1.21):

$$\frac{dT}{dx} = \frac{T_2 - T_1}{d_0} \quad (1.21)$$

Konwekcja:

Metoda konwekcji opiera się na przenoszeniu energii przez ruch masy na granicy ciała i przepływającej cieczy. Jeżeli ruch ten powodują lokalne zmiany gęstości ośrodka spowodowane różnicą temperatur to mamy do czynienia z konwekcją naturalną. W przypadku użycia zewnętrznych źródeł, np. wentylatorów, dzięki którym występuje przepływ ośrodka konwekcję określa się mianem wymuszonej [2].

Rozpatrując przypadek powierzchni S jako płaskiej płyty o temperaturze powłoki T_S , która otoczona jest powietrzem o temperaturze T_0 (Rys. 1.5), gdy $T_S > T_0$ to powietrze otaczające układ będzie się ogrzewać, czyli przejmować energię termiczną płyty obniżając tym samym jej temperaturę T_S . Ogrzane tym sposobem powietrze zmniejsza swoją gęstość i zgodnie z działaniem siły wyporu zostanie unoszone do góry [1].



Rysunek 1.5. Powierzchnia płaska o temperaturze T_S w otoczeniu powietrza o temperaturze T_0 [1].

Strumień ciepła q , który wymieniany jest pomiędzy powierzchnią ciała stałego z przepływającym płynem, a temperatura ciała stałego T_1 i temperatura cieczy lub gazu T_0 spełniają zależność: $T_1 > T_0$, wyraża równanie Newtona (1.22):

$$q = \alpha_k(T_1 - T_0) \quad (1.22)$$

gdzie:

α_k – konwekcyjny współczynnik przejmowania ciepła, $W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$.

Mimo pozornej prostoty równania (1.22) współczynnik przejmowania ciepła α_k jest funkcją zależną od wielu zmiennych. Zależy on między innymi od właściwości termofizycznych płynu (tj. gęstość, ciepło właściwe, lepkość, współczynnik przewodzenia ciepła), które zależne są od temperatury i ciśnienia płynu [1,22].

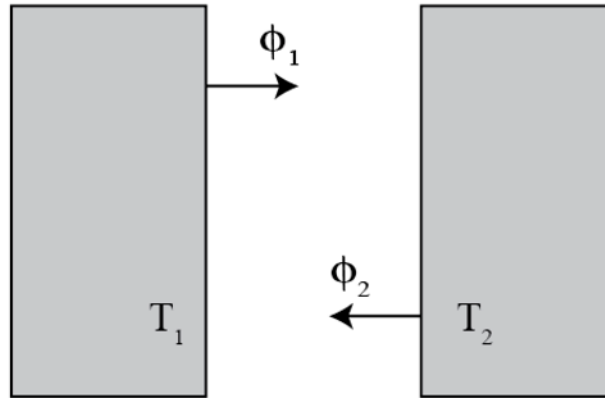
Radiacyjna wymiana ciepła:

Promienista wymiana ciepła zachodzi dla obiektów, których temperatura jest wyższa od temperatury zera bezwzględnego (0 K). Zjawisko promienistej wymiany ciepła może być rozpatrywane w kontekście fal elektromagnetycznych lub zbioru kwantów energii tzw. fotonów [2]. Promieniowanie termiczne występuje przy dowolnych długościach fal od 0 do ∞ . Jednak dla promienistej wymiany ciepła najistotniejsze jest promieniowanie w zakresie $0,4 < \lambda < 1000 \mu\text{m}$ [22]. Zjawisko radiacyjnej wymiany ciepła możliwe jest także w próżni. W przypadku promienistej wymiany energii obowiązuje skala w Kelwinach [K] [1].

Radiacyjna wymiana ciepła w ujęciu fenomenologicznym polega na przekształceniu energii wewnętrznej w energię fal elektromagnetycznych promieniowania termicznego, które transmitowane jest przez ośrodek do drugiego ciała, gdzie z kolei fale przekształcane są z powrotem w energię wewnętrzną. Natomiast w ujęciu statystycznym promienistą wymianę ciepła rozumie się jako przenoszenie energii przez fotony, które opuszczają atomy wzbudzone i przemieszczają się w ośrodku aż do pochłonięcia przez inne atomy. Zgodnie z prawem Kirchoffa (rozdział 1.2) promieniowanie padające na obiekt zostaje w części zaabsorbowane α , odbite r oraz przepuszczone τ , co sumuje się do jedności zgodnie ze wzorem (1.7) [2].

Każda fala niesie pewną energię, która opisana jest wzorem (1.1), a jej rozkład widmowy opisany jest poprzez zależność Plancka (1.8) opisaną w rozdziale 1.3.

Rozpatrując dwie powierzchnie o temperaturach bezwzględnych T_1 oraz T_2 (Rys. 1.6) promieniowanie emitowane przez nie określone jest wzorem (1.23) oraz (1.24), które wynikają z zależności Stefana-Boltzmana (1.12) [1].



Rysunek 1.6. Dwie promieniujące równoległe powierzchnie [1].

$$\Phi_1 = \sigma T_1^4 \quad (1.23)$$

$$\Phi_2 = \sigma T_2^4 \quad (1.24)$$

gdzie:

σ – stała Stefana-Boltzmann, $\sigma = 5,67051 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$.

Strumień ciepła emitowany z powierzchni o temperaturze T_1 równy jest więc różnicy Φ_1 oraz Φ_2 i wynosi [1]:

$$\Phi = \Phi_1 - \Phi_2 = \sigma(T_1^4 - T_2^4) \quad (1.25)$$

Takie ujęcie strumienia ciepła można przypisać warunkom rzeczywistym, w których ciało (np. organizm) znajduje się w otoczeniu o niezerowej temperaturze (powyżej zera bezwzględnego), które oddziałuje na nie poprzez promieniowanie podczerwone. Z taką sytuacją mamy do czynienia zawsze, gdy prowadzone są pomiary z wykorzystaniem kamer termowizyjnych.

1.6. Detekcja promieniowania podczerwonego – podstawy

Urządzenie wykorzystywane do obrazowania termicznego rejestrują promieniowanie podczerwone emitowane z obiektów. Zgodnie z prawami fizyki, każde ciało o temperaturze wyższej od temperatury zera bezwzględnego (0K) emituje energię w zakresie podczerwieni [1,4]. Parametry detektorów określają jego możliwości pomiarowe. W ogólności, można powiedzieć, że detektory w aparaturze termowizyjnej są przetwornikami energii podczerwonej na inną wielkość, jak na przykład: prąd czy napięcie [4].

Główne parametry określające jakość detektorów promieniowania podczerwonego przedstawiono poniżej.

Moc równoważna szumowi (*angl. Noise Equivalent Power, NEP*)

Parametr określa właściwości szumu detektora i jest interpretowany jako moc sygnału optycznego, która niezbędna jest do wytworzenia sygnału na wyjściu. Innymi słowy jest to moc natężenia promieniowania potrzebna do uzyskania na wyjściu detektora stosunku sygnału do szumu $(S/N)_{wy} = 1$. Moc równoważna szumowi definiowana jest jako [1,22]:

$$NEP = \frac{\Phi \cdot S_d}{\frac{U_s}{U_n}} \quad (1.26)$$

gdzie:

Φ – strumień mocy optycznej padającej na detektor,

S_d – powierzchnia detektora, na którą pada strumień mocy optycznej

U_s, U_n – wartość skuteczna odpowiednio napięcia sygnału i szumu.

Czułość napięciowa R_u oraz prądowa R_i

Parametr czułości napięciowej (prądowej) określa stosunek wartości skutecznej napięcia (prądu) do mocy zaabsorbowanego promieniowania P . Dla detektorów podczerwieni parametr ten podawany jest w odniesieniu do promieniowania ciała doskonale czarnego o określonej temperaturze, najczęściej 500 K [22].

$$R_u = \frac{U_s}{P}, \quad R_i = \frac{I_s}{P} \quad (1.27)$$

Czułość temperaturowa

Parametr określający wartość sygnału w wyniku jednostkowej zmiany temperatury dla temperatury obiektu [22].

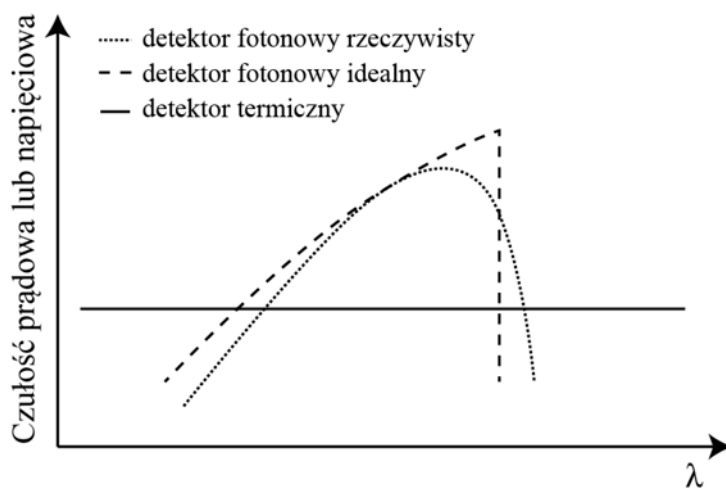
Próg czułości (wykrywalność D , znormalizowana wykrywalność D^*)

Parametr wykrywalności zdefiniowany jest jako odwrotność NEP i zależy od długości fali promieniowania. Zdefiniowany jest jako stosunek sygnału do szumu przy pobudzeniu detektora przez jednostkową moc optyczną. Wykrywalność detektora maleje wraz ze wzrostem jego powierzchni oraz szerokości pasma [1]. Ze względu na zależność parametru wykrywalności detektora od częstotliwości jego pracy wprowadzono unormowany wskaźnik wykrywalności D^* , który odnosi się do jednostkowej powierzchni detektora oraz jednostkowej szerokości pasma. Innymi słowy, znormalizowana

wykrywalność określa stosunek sygnału do szumu, znormalizowanego względem pasma wykorzystywanych częstotliwości, a zarazem powierzchni czynnej detektora, dla jednostkowej mocy strumienia promieniowania termicznego. Wzrost parametru D^* świadczy o lepszej jakości detektora [22].

Rozpatrując detektory w kontekście przemian w materiale detektora, wywołanych przez strumień padającego nań promieniowania, można wyróżnić detektory fotonowe oraz termiczne. Z kolei, rozważając detektory w aspekcie temperatury pracy detektora wyróżnić można detektory chłodzone i niechłodzone, a ze względu na budowę wyróżnić można detektory matrycowe, linijkowe czy pojedyncze [22].

Detektory termiczne i fotonowe charakteryzują się odmienną czułością (Rys. 1.7). W detektorach fotonowych definiuje się wąskopasmową charakterystykę pochłaniania promieniowania, związaną z szerokością pasma zabronionego w półprzewodniku, który to stanowi podstawę budowy detektora fotonowego. Czułość detektorów termicznych nie jest zależna od długości fali, jednakże analizując aspekt całego układu, należy wziąć pod uwagę, że pasmową charakterystykę posiada zarówno optyka układu jak i warstwa absorpcyjna [1].



Rysunek 1.7. Czułość widmowa detektora fotonowego i termicznego [1].

Zasada działania detektorów termicznych opiera się na absorpcji promieniowania padającego na powierzchnię detektora co pociąga za sobą zmianę temperatury detektora i zmianę jego właściwości elektrycznych lub optycznych [2]. Wartość zmiany energii wewnętrznej detektora przy zmianie wartości temperatury o 1K jest definicją pojemności cieplnej i dana jest wzorem:

$$c_{th} = n \frac{3}{2} k \quad (1.28)$$

gdzie:

n – liczba molekuł,

k – stała Boltzmann, $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J/K}$

Wzrost temperatury detektora T_D jest wprost proporcjonalny do wartości mocy P jaką on pochłonie, a dla stanu równowagi można zapisać:

$$(T_D - T_a) = R_{th} P \quad (1.29)$$

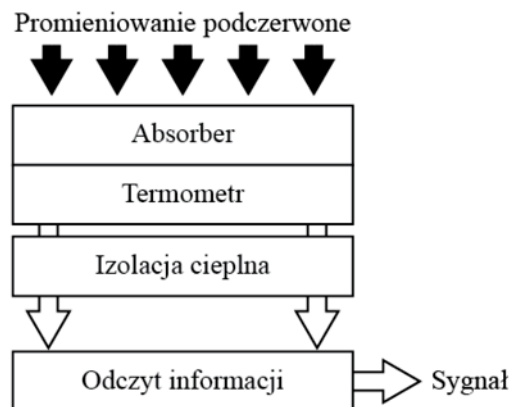
gdzie:

T_a – początkowa wartość temperatury detektora [K],

R_{th} – rezystancja termiczna detektora, $R_{th} = 1/\alpha_r S_D$ [K/W], gdzie jako α_r rozumiany jest radiacyjny współczynnik przenikania ciepła, a S_D to powierzchnia detektora.

P – moc zaabsorbowana [W].

Należy wziąć pod uwagę, że temperatura jest zmienną losową i podlega fluktuacjom w czasie. Fluktuacje temperatury także są sygnałem, który nazywany jest szumem i jest wielkością niepożądaną w detektorze. Prawidłowo wykonany detektor charakteryzuje się niską wartością NEP, którą uzyskuje się poprzez chłodzenie detektora. Faktem jest, że chłodzeniu nie podlega sam detektor, a jego otoczenie, czyli obudowa, ekran termiczny i inne elementy. Dzięki takiemu systemowi chłodzenia sam detektor jest ogrzewany przez padające nań promieniowanie [1].



Rysunek 1.8. Schemat blokowy układu przetwarzania sygnału [22].

Dla detektorów termicznych można dokonać podziału na bolometryczne i pirometryczne. Detektory bolometryczne to rezystory o nikłej pojemności cieplnej oraz wysokim

ujemnym temperaturowym współczynnikiem zmian rezystancji. Pod wpływem padającego promieniowania zmieniają one swoją rezystancję. Wykazują zdolność do pracy w temperaturze pokojowej. Detektory piroelektryczne natomiast są zbudowane z półprzewodników, w których może wystąpić tzw. zjawisko piroelektryczne. Spadek temperatury detektora T_D poniżej temperatury Curie T_C powoduje zmianę ładunku powierzchniowego, co z kolei wywołuje zmianę prądu. Cechą charakterystyczną detektorów piroelektrycznych jest czułość na szybkość zmian temperatury, a nie na jej wzrost. W kamerach zawierających ten rodzaj detektorów stosuje się przesłony, które wibrują z odpowiednią częstotliwością w celu rozróżnienia poziomu promieniowania padającego na dwa sąsiednie detektory. W przypadku, gdy wystąpi różnica natężenia promieniowania zostaje wygenerowany sygnał, który ma za zadanie zobrazować zarejestrowaną różnicę. Brak tej różnicy skutkuje brakiem reakcji detektora [1,22].

Działanie detektorów fotonowych opiera się na oddziaływaniu fotonów z półprzewodnikiem, z którego wykonany jest detektor. Najogólniej mówiąc, półprzewodnik pochłania fotony o odpowiedniej długości fali, czyli odpowiadającej zakresowi pasma podczerwieni. Pochłonięcie fotonu skutkuje wytworzenie swobodnego elektronu, co powoduje wzrost wartości prądu elektrycznego przepływającego przez detektor. Wartość powstałego prądu (lub napięcia) odzwierciedla moc padającego promieniowania. Jednakże generacja swobodnych nośników może być także spowodowana wzrostem temperatury. Poziom temperatury, dla którego liczba nośników generowanych poprzez układ optyczny znacznie przekracza te wytwarzane termicznie to 77K, czyli temperatura ciekłego azotu [22].

Elektrony o energii E związane są w paśmie walencyjnym lub przewodnictwa. Pomiędzy nimi znajduje się przerwa energetyczna, tzw. pasmo zabronione o energii E_G i żaden z elektronów nie posiada energii równej E_G . W przypadku gdy materiał półprzewodnika znajduje się w niskiej temperaturze pasmo walencyjne jest wypełnione elektronami, a pasmo przewodnictwa jest praktycznie puste. Dla opisanej powyżej sytuacji półprzewodnik przyjmuje wartość przewodności elektrycznej bliską 0. Elektrony znajdujące się w paśmie walencyjnym są na tyle silnie związane z atomami, że nie mogą się poruszać. W przypadku pochłonięcia fotonu o $E > E_G$ czyli:

$$h\nu > E_G \quad (1.30)$$

dojdzie do przeskoku elektronu do pasma przewodnictwa. Po przyłożeniu zewnętrznego napięcia zajdzie przewodzenie prądu w półprzewodniku, które będzie rosło wprost proporcjonalnie do liczny pochłoniętych fotonów [1,22].

Rozpatrując zależność (1.30) należy uwzględnić, że fotony o częstotliwości ν większej od pewnej wartości granicznej ν_{gr} nie będą pochłaniane. Z zależności (1.2) wynika, że istnieje zatem wartość graniczna długości fali λ_{gr} pochłanianych fotonów [1].

2. Termodynamika organizmów żywych

2.1. Temperatura organizmu

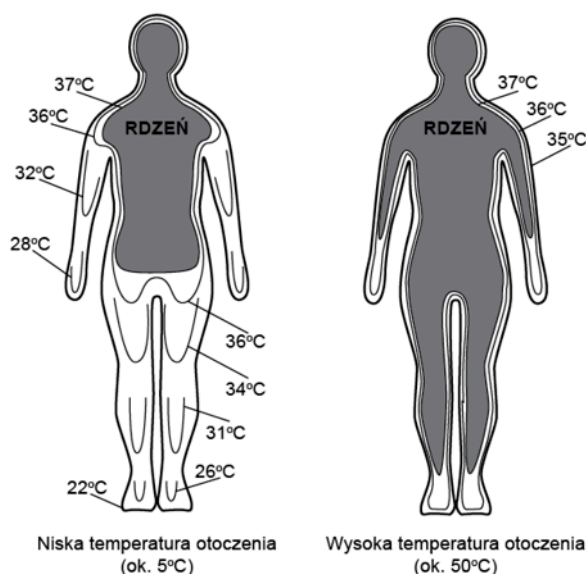
Wszystkie procesy życiowe w organizmie zależą w dużym stopniu od temperatury. Homeostaza termiczna, czyli balans cieplny w organizmie żywym, odpowiedzialny jest za prawidłową pracę serca i mięśni oraz jest niezbędny do prawidłowej funkcji układu nerwowego. Jednakże wpływ środowiska zewnętrznego oraz różnorodnych czynników może powodować zmianę stanu fizjologicznego organizmu, a w konsekwencji zmianę wymagań termicznych (np. w trakcie snu lub w sytuacjach stresowych [24]).

W literaturze powszechnie spotyka się, że temperatura organizmu człowieka utrzymywana jest na podstawowym poziomie wynoszącym $37,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ [19]. Niemniej jednak w ostatnich latach coraz więcej badań skupia się wokół dokładniejszego wyznaczenia podstawowej temperatury wewnętrznej ciała człowieka. W materiałach tych spotyka się wartości średnie na poziomie $36,8 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ lub jako przedział mieszczący się w zakresie wartości od $36,5$ to $37,5^{\circ}\text{C}$ z wahaniami o $0,5^{\circ}\text{C}$ [25,26]. Faktem jest, że zdefiniowanie prawidłowej i dokładnej wartości temperatury wewnętrznej nie należy do prostych zadań. Różnorodność ludzkich procesów fizjologicznych (ze względu np. na płeć) i ogrom czynników zewnętrznych mogą mieć istotny wpływ na wynik końcowy.

Dobowe zmiany temperatury organizmu sięgają $\pm 2^{\circ}\text{C}$. Wartość ta wyznacza górną oraz dolną granicę fizjologicznie właściwej temperatury wewnętrznej. Spadek lub wzrost temperatury powyżej/poniżej pewnych wartości powoduje uruchomienie procesów powrotu do homeostazy termicznej. Wzrost temperatury wewnętrznej powyżej 44°C powoduje groźne dla życia uszkodzenie białek oraz zaburzenie pracy układu nerwowego, natomiast spadek temperatury poniżej 28°C skutkuje zakłóceniem rytmu serca, co w warunkach niekontrolowanych również może nieść za sobą poważne skutki [21,27].

Stała temperatura utrzymywana jest we wnętrzu ciała. Powłoka zewnętrzna, której grubość zależna jest od warunków panujących w otoczeniu, podatna jest na zmiany temperatury [27]. Wartość temperatury powierzchni ciała jest zazwyczaj niższa od temperatury wewnętrznej i podaje się, że zawiera się w przedziale $32\text{--}35^{\circ}\text{C}$. W poszczególnych tkankach i narządach wewnątrz ciała temperatura także kształtuje się niejednorodnie, i tak np. temperatura wewnątrz tkanki nerki waha się w przedziale $36,4\text{--}36,8^{\circ}\text{C}$, wewnątrz aorty wartość ta przyjmuje $36,8^{\circ}\text{C}$, natomiast mózg cechuje się wartością $37,3^{\circ}\text{C}$ z lokalnymi zmianami pomiędzy korą a obszarami wewnętrznymi wynoszącymi nawet $1,4^{\circ}\text{C}$ [25]. Zmienność temperatury powierzchni ciała w dużym

stopniu zależy od warunków zewnętrznych, które na powłokę oddziałują. Model rozkładu temperatury w organizmie w zależności od warunków zewnętrznych przedstawiono na Rys. 2.1 [28].



Rysunek 2.1. Temperatura ciała ludzkiego w zależności od warunków otoczenia [28].

2.2. Zasada zachowania energii w organizmach żywych

Pierwsza zasada termodynamiki mówi o zachowaniu energii w każdym procesie. Fundamentalną wielkością stosowaną w opisie procesów jest pojęcie energii wewnętrznej U . Jest to energia związana z nieuporządkowanym ruchem cząsteczek i atomów. Energia wewnętrzna może zostać przekazana pomiędzy układami, gdy wykonują one pracę lub poprzez wymianę ciepła [27]. Pierwsza zasada termodynamiki ma odzwierciedlenie także w procesach zachodzących w organizmie żywym, ponieważ każdy organizm żywy potrzebuje energii do życia. W odniesieniu do ciała ludzkiego można zapisać [25]:

$$\Delta U = \Delta Q - \Delta W \quad (2.1)$$

gdzie:

ΔU – zmiana energii wewnętrznej,

ΔQ – przepływ ciepła w organizmie,

ΔW – praca wykonana kosztem wysiłku mięśniowego.

Zgodnie z równaniem (2.1) energia wewnętrzna układu maleje ($\Delta U < 0$) kiedy ciepło jest emitowane z ciała do otoczenia ($Q < 0$) oraz gdy wykonywana jest praca ($W > 0$). Za przepływ ciepła z układu rozumie się sumę energii termicznej pochodzącej z przemian

metabolicznych Q_{met} (określany mianem przemiany materii, *angl. Metabolic Rate, MR*) oraz stratę ciepła na skutek wymiany ciepła Q_{loss} .

$$Q = Q_{met} + Q_{loss} \quad (2.2)$$

W związku z powyższym równaniem (2.2) można zapisać zależność pierwszej zasady termodynamiki (2.1) w postaci [25,27]:

$$\Delta U = Q_{met} + Q_{loss} - W \quad (2.3)$$

Przyjmując, że energia w organizmach żywych wyzwala się w procesach utleniania produktów pokarmowych, które zachodzą w przybliżeniu przy stałej temperaturze i stałym ciśnieniu to za miarę energii otrzymanej przez ustrój przyjmowana jest zmiana entalpii ΔH . Kosztem energii H organizm wykonuje pracę wewnętrzną W_i oraz zewnętrzną W_e . Za pracę wewnętrzną rozumiana jest praca mięśni, wysiłek fizyczny, natomiast praca wewnątrz to m.in. reakcje syntezy chemicznej, praca związana z krążeniem, oddychaniem czy trawieniem. Praca wewnętrzną W_i w końcowym efekcie zostaje w znacznej części przemieniona na ciepło metabolizmu Q_{met} :

$$W_i = Q_{met} \quad (2.4)$$

Na podstawie powyższych rozważań bilans energii można zapisać jako:

$$\Delta H = Q + W_e \quad (2.5)$$

W sytuacji, gdy organizm znajduje się w spoczynku, $W_e = 0$, pobrana energia równa jest ciepłu produkowanemu w organizmie. Ze względu na homojotermię, czyli stałocieplność organizmu, część energii cieplnej musi zostać oddana do otoczenia [27].

2.3. Entropia organizmu żywego

Entropię można zdefiniować jako miarę nieuporządkowania układu. Jako funkcja stanu entropia S określa stan układu pod względem „jakości” energii w kontekście możliwości wykorzystania energii np. do wykonania pracy. Wszelka zmiana stanu wiąże się ze zmianą entropii o ΔS , przy czym wartość zmiany zależy od tego, czy dany proces jest odwracalny czy nie. Druga zasada termodynamiki możliwa jest do sformułowania poprzez zależność (2.6), a której można wywnioskować, że w układzie izolowanym entropia nie może maleć. Dla procesów odwracalnych entropia S przyjmuje wartość 0, $S > 0$ gdy procesy są nieodwracalne, natomiast gdy $S = S_{max}$, układ osiąga stan równowagi [23,27].

$$\Delta S \geq 0 \quad (2.6)$$

Organizmy żywe stanowią układ otwarty, co oznacza, że są one zdolne do wymiany entropii z otoczeniem. Ze względu na wysoką strukturę organizacyjną organizmów żywych, możliwe jest zmniejszanie się czynnika entropii w pewnych sytuacjach. Zmiana entropii organizmu żywego może być zapisana w postaci równania (2.7):

$$\frac{dS_{org}}{dt} = \frac{dS_e}{dt} + \frac{dS_i}{dt} \quad (2.7)$$

gdzie:

dS_e – entropia wymieniana przez organizm z otoczeniem,

dS_i – entropia produkowana w procesach nieodwracalnych zachodzących w organizmie.

Zgodnie z powyższym, organizm jako układ otwarty zdolny jest do wymiany entropii z otoczeniem dS_e , na którą składa się entropia produkowana z przemian metabolicznych $dS_e' > 0$ oraz entropia oddawana do otoczenia w postaci wydalenia produktów końcowych przemiany materii oraz ciepła $dS_e'' < 0$. Wartość entropii wymienianej z otoczeniem jest wartością ujemną $dS_e = |dS_e'| - |dS_e''| < 0$, ponieważ $|dS_e'| < |dS_e''|$.

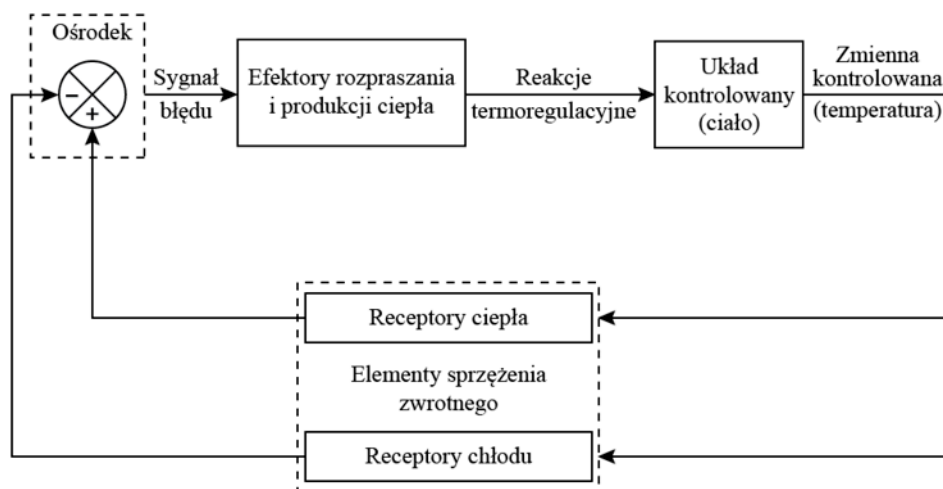
Dla dojrzałego organizmu szybkość tworzenia entropii równa jest szybkości wydalenia jej z organizmu, w związku z czym $S_{org} = const$, a układ znajduje się w stanie równowagi. W okresie dojrzewania organizmu żywego szybkość produkcji entropii rośnie wraz z szybkością jej wydalenia z organizmu. Skutkuje to zmniejszaniem się wartości entropii organizmu S_{org} , aż do osiągnięcia tzw. stanu równowagi, czyli sytuacji gdy entropia osiąga wartość minimalną. Warto także zauważyć, że każde zakłócenie stanu stabilnego powoduje wzrost entropii, jednak w układzie zachodzą takie zmiany, które dążą do przywrócenia minimalnej wartości entropii i co za tym idzie powrotu do stanu stabilnego. Osiągnięcie maksymalnej wartości entropii jednoznaczne jest ze śmiercią organizmu [27,29].

2.4. Układ termoregulacji

Homeostaza termiczna w ustroju ludzkim jest niezwykle ważna dla procesów życiowych zachodzących w organizmie. Za regulację temperatury w ciele odpowiada ośrodek podwzgórza w mózgu. Z jednej strony podwzgórze działa na zasadzie receptora odczytującego temperaturę krwi przepływającej przez mózg, z drugiej natomiast steruje procesami odpowiedzialnymi za utrzymanie stałej temperatury [27,24]. Zachowanie homeostazy termicznej ciała odbywa się poprzez produkcję ciepła (termogenezę) lub utratę nadmiaru energii termicznej, tzw. procesowi termolizy [24].

Utrata ciepła w procesie termolizy odbywa się do otoczenia o niższej temperaturze poprzez skórę, tj. przez promieniowanie, konwekcję i odparowanie potu, przez układ oddechowy z wydychanym powietrzem oraz za pomocą przewodu pokarmowego i układu moczowego w procesach mikcji i defekacji. Z kolei termogeneza zależna jest od podstawowej przemiany materii (BMR, *angl. Basal Metabolic Rate*), pracy mięśni szkieletowych czy czynności przewodu pokarmowego związanej z trawieniem i wchłanianiem pokarmów [30].

W ośrodku podwzgórza znajduje się największe skupisko termoreceptorów w ciele ludzkim. Same termoreceptory są nagimi zakończeniami włókien nerwowych wrażliwymi na bodźce ciepła lub chłodu [24]. System termoregulacji w organizmie wspomagany jest poprzez receptory obwodowe skóry i narządów wewnętrznych, które odpowiedzialne są za pomiar temperatury. Receptory obwodowe skóry podzielone są na receptory ciepła (informujące o wzroście temperatury) oraz zimna (informujące o spadku temperatury). Dzięki systemowi receptorów ośrodek podwzgórza o lokalnych zmianach temperatury dowiaduje się dużo wcześniej niż krew o zmienionej temperaturze dotrze do mózgu, mogąc odpowiednio wcześniej uruchomić procesy termoregulacji. Receptory skóry reagują nie tylko na zmiany temperatury skóry, ale i szybkość tych zmian [27]. Ustabilizowanie się temperatury skutkuje spadkiem aktywności dynamicznej termoreceptorów i przyjęciem funkcji termometrycznych. W danym obszarze ciała spoczynkowa aktywność termoreceptorów występuje jednocześnie dla ściśle określonego progu temperatury, kiedy to organizm nie odczuwa ani uczucia zimna, ani gorąca. Punkt ten dla receptorów skórnych przyjmuje wartość z przedziału 33-34°C, a z kolei termoreceptory podwzgórza punkt ten osiągają dla wartości 37°C [24].



Rysunek 2.2. Schemat blokowy systemu termoregulacji [18].

Zjawisko termoregulacji definiuje się poprzez model ujemnego sprzężenia zwrotnego (Rys. 2.2) między termogenezą i temperaturą wewnętrzną. Zakłócenia zewnętrzne rejestrowane przez receptory obwodowe generują sygnał błędu, co w konsekwencji powoduje wyzwolenie reakcji termolizy lub termogenezy i prowadzi do wyrównania termiki ciała. W równowadze termicznej sygnał błędu przyjmuje wartość równą zero, a temperatura ciała znajduje się w tzw. punkcie nastawczym termoregulacji (angl. *set point*) [24].

Źródłem ciepła w organizmie są głównie procesy metaboliczne, z których duża część energii chemicznej zostaje utracona na energię cieplną [24]. Dane literaturowe podają, że niemal 60% z całkowitej energii przetwarzanej do życia tracona jest na ciepło [25,27]. Ze względu na dobowe wahania temperatury w organizmie żywym można określić pewne punkty lub przedziały temperaturowe określające stan fizjologii ciała. I tak, w tzw. *dolnej temperaturze krytycznej* metabolizm przyjmuje najniższą z możliwych wartości. Dla nagiego człowieka tzw. *punkt termoneutralny*, gdzie procesy życiowe podejmują tylko podstawowe funkcje wynosi ok. 28°C. Spadek temperatury ciała poniżej dolnej temperatury krytycznej skutkuje pojawieniem się dreszczy. Wraz ze spadkiem temperatury termogeneza wykazuje tendencję wzrostową, aż do poziomu szczytowego (angl. *summit metabolism*), gdzie wartość metabolizmu przekracza poziom podstawowy (**BMR**) ponad trzykrotnie. Co ciekawe, dalszy spadek temperatury inicjuje dodatnie sprzężenie zwrotne w mechanizmie termoregulacji, które prowadzi do zahamowania termogenezy i rozwoju hipotermii [24,30].

Jak zostało wspomniane wcześniej, procesem antagonistycznym do termogenezy jest proces termolizy. Można powiedzieć, że w termolizie wyróżnić można dwa mechanizmy – zmianę szybkości przepływu krwi przez skórę oraz wydzielanie potu [27,30]. Wzrost temperatury organizmu powyżej dolnej temperatury krytycznej katalizuje rozszerzenie tętniczek, co skutkuje wzrostem przepływu krwi oraz aktywacją gruczołów potowych. Dynamika przepływu krwi związana jest z miejscowym zagęszczeniem anastomoz tętniczo-żylnych, czyli połączeń tętniczek i żył. Krew przechodząca przez anastomozy odprowadza nadmiar ciepła z narządów wewnętrznych do skóry, gdzie jest ono wydalone na skutek promieniowania, konwekcji, przewodzenia oraz odparowania potu [24].

2.5. Wymiana ciepła pomiędzy organizmem a otoczeniem

Utrzymanie homeostazy termicznej organizmu powiązane jest z oddawaniem nadmiaru ciepła do otoczenia. Aby energia wewnętrzna organizmu nie uległa zmianie i by znajdował się on w stanie stacjonarnym, moc cieplna P_i powinna być równa strumieniowi cieplnemu Φ przekazanemu do otoczenia w czasie Δt :

$$\Phi = P_i \rightarrow \frac{\Delta Q_e}{\Delta t} = \frac{\Delta Q_i}{\Delta t} \quad (2.8)$$

gdzie:

ΔQ_e – ciepło oddane do otoczenia przez daną powierzchnię,

ΔQ_i – ciepło wytworzone w organizmie,

Ze względu na powiązanie mechanizmów wymiany ciepła ze zmianą temperatury ciała, układ traci lub zyskuje dodatkowo ciepło zdefiniowane jako ciepło zapasowe Q_z [27]:

$$\Delta Q_z = cm\Delta T \quad (2.9)$$

gdzie:

c – ciepło właściwe,

m – masa ciała

Zgodnie ze wzorem (2.9) można zauważyć, że zmiana temperatury ΔT związana jest ze stosunkiem dostarczonej energii cieplnej Q_z i pojemności cieplnej $C = cm$ [25]:

$$\Delta T = \frac{\Delta Q_z}{cm} \quad (2.10)$$

Jak wspomniano wcześniej, procesy wymiany ciepła między organizmem, a otoczeniem mogą zajść poprzez przewodzenie, konwekcję, promieniowanie i odparowanie potu [25,27]. W spoczynku, w warunkach normalnych, utrata ciepła na skutek promieniowania wynosi około 54-60%. Udział konwekcji oraz przewodzenia ciepła to natomiast około 25%, a odparowania potu z powierzchni skóry – 7%. Z kolei odparowania wody w trakcie oddychania zabiera do około 14% energii [25].

Na strumień ciepła oddawany do otoczenia składają się cząstkowe strumienie pochodzące od konwekcji Φ_k , promieniowania Φ_r oraz parowania Φ_e [27]:

$$\Phi = \Phi_k + \Phi_r + \Phi_e \quad (2.10)$$

Przewodzenie ciepła zachodzi tak naprawdę tylko przy przenoszeniu energii termicznej pomiędzy tkankami sąsiadującymi i oddaniu energii przez skórę do ciała, z którym powłoka ciała styka się [25,27].

Konwekcyjna wymiana ciepła opiera się na ogrzaniu powietrza stykającego się z ciałem ludzkim, a co za tym idzie zmniejszeniu się jego ciężaru właściwego. Na skutek powyższego powietrze ogrzane unosi się do góry, a jego miejsce zajmuje powietrze chłodniejsze. Strumień ciepła wymieniony pomiędzy organizmem a otoczeniem na skutek konwekcji można wyrazić wzorem [27]:

$$\Phi_k = -h_c \cdot A (T_s - T_o) \quad (2.11)$$

gdzie:

h_c – współczynnik ostygnięcia zależny od ruchu powietrza, gęstości, lepkości oraz kształtu powierzchni oddającej ciepło,

A – powierzchnia ciała,

T_s – temperatura skóry,

T_o – temperatura otoczenia.

Radiacyjna wymiana ciepła występuje w przypadku, gdy energia przekazywana jest do otoczenia za pomocą fal elektromagnetycznych z zakresu podczerwieni. Strumień ciepła Φ_r wyraża się za pomocą wzoru [27]:

$$\Phi_r = \sigma \cdot a \cdot A (T_s^4 - T_o^4) \quad (2.12)$$

gdzie:

σ – to stała promieniowania ciała doskonale czarnego, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$,

a – zdolność absorpcyjna powierzchni promieniującej.

Zdolność absorpcyjna dla skóry, niezależnie od jej koloru, wynosi od 0,95 do 0,99. Stąd skórę, w kontekście emitera promieniowania podczerwonego, można traktować jak ciało doskonale czarne [25,27].

Utrata ciepła przez parowanie wody zajmuje w sumie około 21% spośród wszystkich mechanizmów utraty ciepła z organizmu. Odparowanie wody która wykrapla się na powierzchni ciała razem z potem powoduje pobieranie ciepła parowania. Dla przykładu, do odparowania 1 l wody potrzeba 540 kcal energii cieplnej. W warunkach normalnych, w spoczynku, utrata ta wynosi około 7 kcal/h [25]. W warunkach spoczynku, łącznie z wodą

wydzielaną podczas oddychania, organizm ludzki traci około 50 ml wody w przeciągu godziny, co w przeliczeniu na moc wynosi 33W. Jednakże w sytuacji podwyższenia się temperatury otoczenia czy wykonywania pracy fizycznej następuje wzmożona produkcja potu, nawet do 2l/h. Szybkość parowania odgrywa wtedy kluczową rolę, dla efektywności mechanizmu, a zależny jest między innymi od stanu pary wodnej w otaczającym organizm powietrzu. Strumień ciepła oddawany do otoczenia na skutek parowania może być zapisany jako [27]:

$$\Phi_p = k_p \cdot A_p (p_s - p_o) \quad (2.13)$$

gdzie:

h_p – współczynnik proporcjonalności zależny m.in. od ciepła parowania wody i ruchu powietrza,

A_p – powierzchnia ciała biorąca udział w parowaniu,

p_s – ciśnienie cząstkowe pary wodnej przy powierzchni skóry,

p_o – ciśnienie cząstkowe pary wodnej w otaczającym powietrzu.

Dla zbyt obfitego wydzielania potu, szybkość parowania może być niewystarczająca. Dochodzi wtedy do sytuacji, gdy pot opada kroplami z powierzchni ciała. Mechanizm utraty ciepła na skutek odparowania jest wtedy mniej efektywny, niż gdy całkowita ilość potu zostanie odparowana [25,27].

2.6. Emisyjność powierzchni ciała ludzkiego

Jak to zostało wspomniane w poprzednim rozdziale, emisyjność powierzchni ciała ludzkiego bliska jest jedności, a dokładnie waha się w przedziale 0,95-0,99. Dla promieniowania podczerwonego oznacza to, że właściwości skóry są niezwykle bliskie ciału doskonale czarnemu [25,27]. Strata energii na skutek promieniowania w jednostce czasu może być zapisana za pomocą równania (2.14), a jej wartość wyliczona dla temperatury powierzchni ciała 34°C oraz powierzchni $A = 1,85m^2$ wynosi 932 W (zakładając współczynnik emisyjności równy jedności i pomijając źródła zewnętrzne).

$$-\left(\frac{dQ}{dt}\right)_{loss} = RA = \epsilon_s \cdot \sigma \cdot T_s^4 \cdot A = 932 W \quad (2.14)$$

gdzie:

ϵ_s – emisyjność powłoki skórnej,

σ – to stała promieniowania ciała doskonale czarnego, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}$,

T_s – temperatura powłoki skórnej,
 A – powierzchnia powłoki skórnej.

Z założenia wartość $dQ/dt < 0$, co oznacza, że organizm traci energię i ochładza się. Jednak warto pamiętać, że strata ta rekompensowana jest przez zyski pochodzące z termogenezy i pozwalające utrzymać stałą temperaturę ciała [25].

Wartość emisyjności bliska jedności pociąga za sobą także wysoką absorpcyjność skóry ludzkiej. Oznacza to, że wpływ do balansu termicznego mają także źródła zewnętrzne, emitujące energię termiczną. Zakładając źródło o powierzchni równej powierzchni skóry $A_s = A_o = 1,85 \text{ m}^2$ w pomieszczeniu o temperaturze $T_o = 24^\circ\text{C} = 297 \text{ K}$, można wyliczyć emitowaną energię:

$$\left(\frac{dQ}{dt}\right)_{gain} = 816 \text{ W} \quad (2.15)$$

Reasumując powyższe, na podstawie równań (2.14) oraz (2.15) suma strat energii na skutek promieniowania w pomieszczeniu może zostać wyliczona wzorem (2.16) i wynosi około 116 W.

$$-\left(\frac{dQ}{dt}\right)_r = \Phi_r = -\left(\frac{dQ}{dt}\right)_{loss} - \left(\frac{dQ}{dt}\right)_{gain} \quad (2.16)$$

Wartość strat energii cieplnej zależna jest w dużej mierze od temperatury otoczenia w pomieszczeniu. Należy jednak pamiętać, że powyższe wyliczenia są jedynie przybliżeniem dla emitera promieniowania o powierzchni równej powierzchni skóry, co w rzeczywistości jest dość rzadkim przypadkiem. Szersza analiza dowodzi, że wyliczenie strat energii wymaga bardziej szczegółowych założeń [25,27]:

$$\Phi_r = h_r' \cdot \varepsilon_s \cdot A_s \cdot (T_s - T_o) = h_r \cdot A_s \cdot (T_s - T_o) \quad (2.17)$$

gdzie:

h_r' - pierwszy współczynnik przenikania ciepła promieniowania, $h_r' = 4 \sigma T_{skin}^3 = 5,6 \text{ [kcal} \cdot (\text{m}^2 \cdot \text{h} \cdot ^\circ\text{C})]$,

ε_s – emisyjność powłoki skórnej,

σ – to stała promieniowania ciała doskonale czarnego, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ [W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$,

T_s – temperatura powłoki skórnej,

A_s – powierzchnia powłoki skórnej.

2.7. Przemiana materii w ciele ludzkim

Funkcjonowanie organizmu i prawidłowość wszystkich procesów życiowych zależna jest od energii pozyskiwanej w ciele na skutek przemiany materii i innych przemian chemicznych. Przemiany metaboliczne opisywane są poprzez wskaźniki metabolizmu, które zależne są między innymi od rozmiaru ciała, płci, wieku czy wagi, ale także od trybu życia [25]. Określeniem przemiany materii definiuje się ilość energii, która została uwolniona w ustroju żywym w jednostce czasu. Jako podstawowe prawo przemiany materii przyjmuje się stwierdzenie, że ilość energii uwolnionej w ustroju w mechanizmach rozkładu pokarmu jest równa ilości energii uwolnionej w czasie spalania tego pokarmu poza ustrojem. Jednostką energii uwolnionej w procesach przemiany materii jest kaloria (cal), czyli ilość energii potrzebna do zwiększenia temperatury o 1 stopień dla 1 grama wody [24].

W spoczynku, w warunkach komfortu cieplnego dla ciała obudzonego definiuje się współczynnik podstawowej przemiany materii tzw. **BMR** (angl. *Basal Metabolic Rate*). Wartość **BMR** zakłada jednak, że organizm nie przyjmował pokarmów przynajmniej przez 12h, jest wypoczęty i wyspany, pozostaje w spoczynku i nie wykonuje żadnej aktywności fizycznej od minimum 30 minut, nie jest zestresowany i znajduje się w warunkach komfortu cieplnego [25].

Energia wewnętrzna organizmu pochodząca z przemian metabolicznych dU w jednostce czasu składa się na strumień ciepła, który określany jest mianem **BMR**. Koncepcja **BMR** stanowi o minimum energii potrzebnej do życia. Można rozumieć ją jako podstawowe przemiany w organizmie, który znajduje się w stanie spoczynku i w tzw. stanie termoneutralnym [31]. Współczynnik podstawowej przemiany materii posiada ścisły związek z „rozmiarami” układu, czyli z masą ciała. Mówi się, że wraz ze wzrostem masy ciała proporcjonalnie rośnie wartość **BMR**, zgodnie ze wzorem:

$$\frac{\Delta U}{\Delta t} = \mathbf{BMR} = \mathbf{cm}_b^{3/4} \quad (2.18)$$

gdzie:

c – współczynnik, który dla ssaków wynosi 3,4,

m – masa ciała.

Równanie (2.18) znane jest pod nazwą prawa Kleibera [25,32].

Strumień ciepła oddawany z organizmu do otoczenia za pomocą prawa chłodzenia Newtona można określić jako:

$$\Phi = -Ah_c(T_{org}-T_o) \quad (2.19)$$

gdzie:

h_c – współczynnik wymiany ciepła, wyrażony za pomocą przewodnictwa cieplnego k i grubości warstwy przewodzącej L , $h_c = k/L$.

Wiążąc ze sobą prawo Kleibera (2.18) oraz prawo chłodzenia Newtona (2.19) możliwe jest wyrażenie temperatury organizmu za pomocą wzoru, który łączy ze sobą masę m , temperaturę otoczenia T_o oraz temperaturę wewnętrzną organizmu T_{org} [31]:

$$T_{org} = T_o + \frac{1}{Ah_c} cm^{3/4} \quad (2.20)$$

W przypadku organizmu ludzkiego, należy wziąć pod uwagę, że wartość **BMR** zależna jest także od innych czynników niż tylko masa ciała, tj. od wieku, płci czy wzrostu. Do wyznaczenia współczynnika BMR najczęściej używa się równania Harrisa-Benedicta, przedstawionego poniżej [25]:

$$BMR_{male} = 66,4730 + 13,7515 \cdot m_b + 5,0033 \cdot H - 6,75505 \cdot Y \quad (2.21)$$

$$BMR_{female} = 655,0955 + 9,5634 \cdot m_b + 1,8496 \cdot H - 4,6756 \cdot Y \quad (2.22)$$

gdzie:

BMR – podstawowa przemiana materii [kcal],

m_b – masa ciała,

H – wzrost,

Y – wiek.

Przemiana materii **MR** jest ściśle zależna od fizjologii ciała ludzkiego i stanu w jakim organizm się znajduje. Dodatkowe czynniki takie jak ciąża, choroba czy aktywność fizyczna mają znaczny wpływ na zmianę wartości **MR** w stosunku do ciała pozostającego w spoczynku i znajdującego się w warunkach normalnych [25]. Za najważniejsze czynniki powodujące wzrost przemiany materii uznaje się: wysiłek fizyczny, spadek temperatury otoczenia, przyswajanie (trawienie) pokarmu, hormony tarczycy, adrenaliny i noradrenaliny oraz ciążę [18,24].

Przemiana materii w trakcie wysiłku fizycznego może być wyrażona na kilka sposobów. Pierwszym z wariantów jest suma wartości **BMR** i **MR** związanego z wysiłkiem, kolejnym

jest tzw. współczynnik krotności **BMR**, nazywany współczynnikiem aktywności fizycznej **PAR** (angl. *Physical Activity Ratio*), a ostatnią możliwością jest współczynnik krotności **RMR** (angl. *Resting Metabolic Rate*) zawierający czynnik używany w środowisku sportowym tzw. ekwiwalent metaboliczny, **MET** [25].

Zrozumienie mechanizmów oceny przemiany materii w sporcie wymaga zdefiniowania podanych powyżej współczynników. Spoczynkowy metabolizm **RMR** rozumiany jest jako metabolizm całego ciała ssaków w warunkach homeostazy fizjologicznej i biologicznej równowagi. Od wartości **BMR** różni się tym, że współczynnik podstawowego metabolizmu określa się w idealnym stanie ustalonym, kiedy **RMR** dotyczy sytuacji równowagi z życia codziennego [33].

Współczynnik aktywności fizycznej **PAR** definiowany jest jako krotność podstawowej przemiany materii. Wartości współczynnika wahają się od 1 do nawet 8-krotności **BMR** dla wysokiej aktywności fizycznej. Współczynnik **PAR** można wyrazić za pomocą wzoru:

$$PAR = \frac{EE}{BMR} \quad (2.23)$$

gdzie jako **EE** rozumiany jest wydatek energetyczny (angl. *Energy Expenditure*) [34].

Ekwiwalent metaboliczny **MET** zdefiniowany jest jako ilość tlenu zużytego podczas spoczynku i wynosi 3,5 ml tlenu/min/kg masy ciała. Koszt energii w trakcie wysiłku fizycznego można określić dzieląc koszt tlenowy aktywności **VO₂** przez wartość referencyjną 3,5 ml tlenu/min/kg masy ciała. Dla przeciętnej osoby o masie 70 kg wartość pojedynczego współczynnika **MET** wynosi ok. 17,5 W (konsumpcja 1 litra tlenu przeliczana jest jako 5 kcal, z kolei 1W wynosi 0,01435 kcal lub 14 ml tlenu) [35].

Teoretycznie każda z opisanych powyżej metod powinna w rezultacie dać zbliżony wynik, jednakże w rzeczywistości wyniki nie są spójne. Wynika to z faktu, że nie jest możliwe określenie dokładnego tempa przemiany materii, tak jak i szczegółów konkretnej aktywności fizycznej, dochodzi tutaj również czynnik płci, wieku czy cech osobniczych. Opisane wyżej współczynniki służą jedynie jako współczynniki skalujące, dające ogłęd na zmiany przemiany materii, a zagadnienie wartości **MR** nie może być obecnie dokładniej zbadane [25].

2.8. Równanie Pennesa

Transfer ciepła w układach biologicznych opisany jest za pomocą modelu Pennes'a. Równanie (2.24) opisuje wymianę ciepła pomiędzy przepływem krwi, a tkankami stałymi,

przy założeniu, że temperatura krwi przyjmuje stałą wartość równą temperaturze krwi tętnicznej [36]. Obecnie akceptowana wersja równania Pennes'a podawana jest jako poniższy wzór:

$$c(T) \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = \nabla[\beta(T) \nabla T(x,t)] + Q_{perf}(x,t) + Q_{met} \quad (2.24)$$

gdzie:

β – współczynnik przewodzenia tkanki [W/m·K],

c – ciepło właściwe tkanki odniesione do jednostki objętości (iloczyn ciepła właściwego i gęstości masy),

Q_{perf} – składnik związany z perfuzją krwi,

Q_{met} – składnik związany z metabolizmem,

Składnik opisujący perfuzję krwi Q_{perf} dany jest zależnością:

$$Q_{perf} = G_B c_B [T_B - T(x,t)] \quad (2.25)$$

gdzie:

G_B – współczynnik perfuzji,

c_B – objętościowe ciepło właściwe krwi,

T_B – temperatura krwi.

Wartość Q_{met} zmienia się w zależności od warunków w jakich znajduje się organizm w granicach od 245 do 24500 W/m³ [37,38].

Mimo, że równanie Pennes'a (2.24) jest wynikiem aproksymacji i nie ma fizycznie spójnych podstaw teoretycznych, ta stosunkowo prosta zależność dość dobrze przewiduje rozkład temperatur. Jednakże, równanie to ma pewne ograniczenia, z których najważniejszym jest brak uwzględnienia kierunku przepływu krwi, co z kolei pomija czynnik konwekcyjnego mechanizmu przenoszenia ciepła [36].

2.9. Termoregulacja w trakcie wysiłku fizycznego

Podczas wysiłku fizycznego organizm ludzki ma do czynienia z pożytkowaniem energii przy jednoczesnym wzroście temperatury wewnętrznej organizmu. Energia cieplna musi zostać wydalona z organizmu, ale aby było to możliwe musi zająć jej transport z wnętrza ciała do powłoki skórnej [19].

W normalnych warunkach, w spoczynku, w organizmie ludzkim utrzymuje się stosunkowo niski wskaźnik metabolizmu i stały przepływ krwi w naczyniach krwionośnych. Temperatura nieaktywnych mięśni szkieletowych mieści zwykle w granicach od 33 do 35°C. W opisanej powyżej sytuacji, zgodnie z gradientem temperatur ciepło przekazywane jest z wnętrza organizmu do powłoki skórnej, pośrednio przez tkanki mięśni szkieletowych. Sytuacja zmienia się w trakcie aktywności fizycznej. Wzrost metabolizmu, a w konsekwencji wzrost energii cieplnej powoduje podwyższenie się temperatury mięśni szkieletowych, co skutkuje odwróceniem gradientu temperatury między mięśniami, a krwią tętniczą. Wzrost zapotrzebowania organizmu na energię powoduje ponowne odwrócenie gradientu temperatury, spowodowane przyspieszeniem przemian metabolicznych wewnątrz ciała [21]. Tempo mechanizmów wymiany ciepła pomiędzy wnętrzem ciała a skórą jest zależne od wysokości gradientu temperatur oraz od ogólnej przewodności skóry. Ogólna przewodność skóry to suma ustalonej przewodności podskórnej tkanki tłuszczowej (przewodność pasywna) oraz wymiana ciepła na skutek konwekcji w krążeniu naczyniowym (przewodność aktywna) [39].

Energia cieplna, która dociera do powłoki zewnętrznej ciała może zostać wydalona za pomocą mechanizmów, takich jak promieniowanie, przewodzenie, konwekcję i parowanie. Z powyższego stwierdzenia, wynika równanie bilansu cieplnego, które mówi, że na ciepło zmagazynowane Q_c składają się czynniki od metabolizmu Q_{met} , promieniowania Q_r , przewodzenia Q_p , konwekcji Q_k i parowania Q_e [40]:

$$Q_c = Q_{met} \pm Q_r \pm Q_p \pm Q_k \pm Q_e \quad (2.26)$$

ciepła poza ustrój ludzki jest monitorowany przez ośrodek termoregulacji. Utrata ciepła może być przyspieszona przez aktywność gruczołów potowych (odparowanie potu) oraz modyfikację przepływu krwi w naczyniach. Wrażliwe na zmiany temperatury neurony, których skupisko znajduje się w podwzgórze kontrolują homeostazę termiczną zbierając informację od termoreceptorów obwodowych i monitorując temperaturę krwi. Przepływ krwi w podskórnych naczyniach krwionośnych (**SkBF**, angl. *Skin Blood Flow*) i zdolność do jego modulacji, stanowi kluczową rolę w mechanizmie termoregulacji [21].

Podczas aktywności fizycznej odruchy naczyniowe wpływają na redystrybucję przepływu krwi do aktywnej tkanki mięśni szkieletowych, co wiąże się ze wzrostem metabolizmu. Jednakże w organizmie ludzkim pojawiają się także odruchy naczyniowe nie związane z mechanizmami termoregulacji – np. baroreceptory korygujące ciśnienie krwi. Jednoczesne zajście reakcji termoregulacyjnych i nie-termoregulacyjnych w odpowiedzi na wysiłek

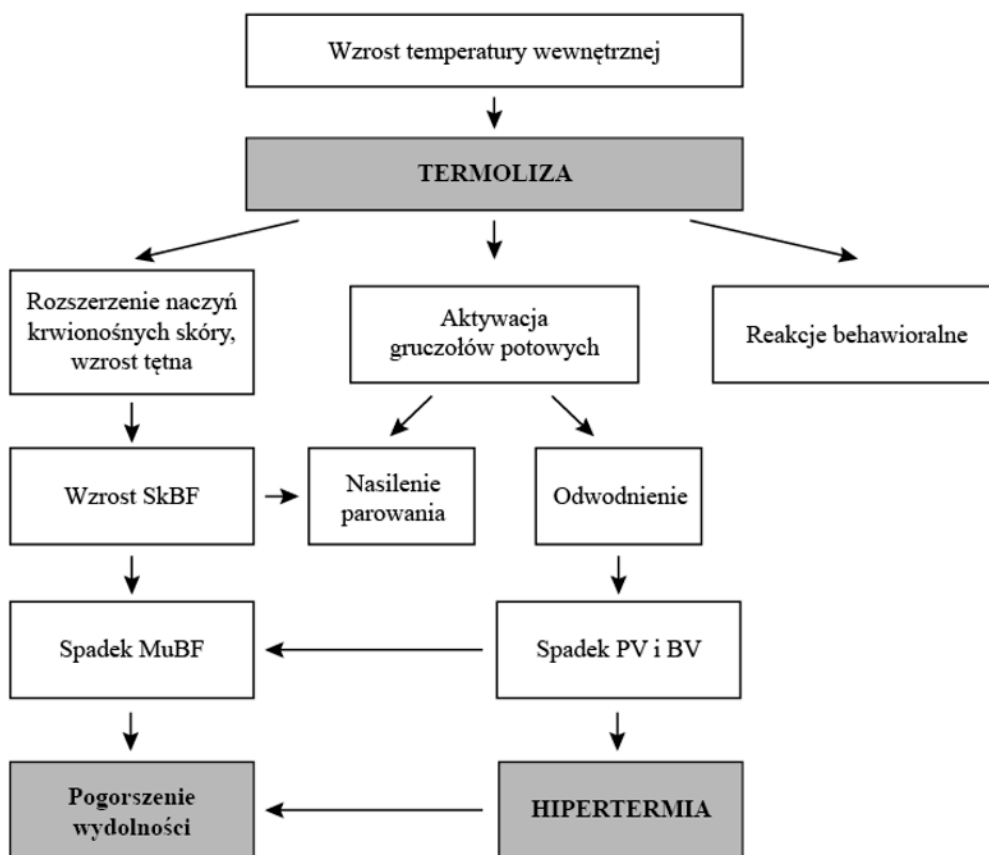
fizyczny powoduje powstanie sprzecznych sygnałów [41]. Zgodnie z literaturą potwierdza to ostateczne rozszerzenie skórnych naczyń krwionośnych w odpowiedzi na wysiłek, mimo zauważalnego zwężenia naczyń zaraz po rozpoczęciu ćwiczeń [42].

Mechanizmem niezwykle istotnym w regulacji homeostazy termicznej jest aktywacja gruczołów potowych w trakcie wysiłku fizycznego, a co za tym idzie odparowanie wody zawartej w pocie z powierzchni ciała [18,21]. Odparowanie 1 l wody równa się do utraty ok. 570 kcal ciepła. Mechanizm odparowania potu jest niezwykle przydatny w sytuacji podwyższonej temperatury otoczenia, kiedy to efektywność pozostałych mechanizmów termoregulacyjnych znacznie słabnie [18]. Dla intensywnego wysiłku fizycznego w warunkach wysokiej temperatury otoczenia ilość wydzielanego potu sięga od 1,0 do 2,0 l/h. Jednakże wzrost tej ilości sięga do 4 l/h w skrajnych przypadkach. Zbyt wysoka intensywność ćwiczeń, wysoka wilgotność powietrza, czy nadmierna temperatura otoczenia mogą przyczynić się do osłabienia efektywności parowania potu. Kiedy pot opada kroplami z ciała, mechanizm parowania nie nadąża i transfer ciepła staje się nieaktywny przy jednoczesnej utracie wody [27].

Wysoka temperatura otoczenia znacząco ogranicza możliwości treningu. Za główne przyczyny spadku wydolności fizycznej sportowców ze względu na wzrost temperatury otoczenia uznaje się postępujące odwodnienie oraz kumulację ciepła w organizmie. W trakcie intensywnego wysiłku fizycznego średnie tempo wytwarzanie potu powinno wynosić 2 l/h i powinno być w całości odparowane ze skóry, by zachowany został balans termiczny. Jednak już w przypadku wzrostu wilgotności względnej powietrza do 60% jest to niemożliwe i pot spływa kroplami po ciele [18].

Dodatkowo z potem następuje utrata elektrolitów takich jak sód (10-70 mmol/l), potas (1-15 mmol/l) czy chlor (5-60 mmol/l) [18,21]. W związku z powyższym wymusza to konieczność uzupełniania strat NaCl w trakcie długiego wysiłku fizycznego. Konsekwencją nadmiernego pocenia się jest groźne dla zdrowia zjawisko odwodnienia [21]. Na skutek spadku objętości osocza (**PV**, angl. *plasma volume*) i krwi (**BV**, angl. *blood volume*) z jednej strony pogarsza się wydolność fizyczna, a z drugiej zmniejsza sprawność mechanizmów termoregulacji (Rys. 2.3) [18]. Co ciekawe bodziec fizjologiczny w kierunku uzupełniania płynów pojawia się w organizmie dopiero po utracie wody równej 2% masy ciała [43].

Kluczową rolę w ochronie termicznej ciała w warunkach wysokiej temperatury otoczenia pełni krążenie krwi. Już wzrost temperatury o 1°C skutkuje wzrostem częstości skurczów serca o ok. 10/min i zmniejszeniem objętości wyrzutowej serca o ok. 11ml [44].



Rysunek 2.3. Regulacja temperatury na skutek wzrostu temperatury wewnętrznej, gdzie: SkBF – skórny przepływ krwi, MuBF – mięśniowy przepływ krwi (angl. *muscle blood flow*), PV – objętość osocza krwi, BV – objętość krwi [18].

Odwodnienie i hipertermia prowadzą do bardzo poważnych następstw zdrowotnych dla organizmu. Dla odwodnienia rzędu 3% masy ciała obserwuje się znaczący spadek wydolności fizycznej, pogorszenie sprawności intelektualnej oraz wyraźnie upośledzenie procesów termoregulacji. Hipowolemia, określana jako zmniejszenie objętości krwi na skutek krwotoku lub odwodnienia, utrudnia transport ciepła z mięśni do skóry, ograniczone jest też pocenie przez spadek zasobów wody w organizmie. Prowadzi to do wzrostu temperatury wewnętrznej przy braku możliwości rozproszenia energii termicznej [18,45]. Powikłania zdrowotne na skutek hipertermii określane są jako triada chorób ciepłych związanych z wysiłkiem, tj. ciepłe skurcze mięśniowe, wyczerpanie ciepłe (możliwe omdlenia) i udar cieplny [21].

Ze względu na poważne powikłania zdrowotne na skutek wymienionych powyżej czynników ryzyka u sportowców szeroko wdrażana jest profilaktyka zaburzeń cieplnych. Coraz większe zainteresowanie profilaktyką zaburzeń cieplnych z pewnością spowodowane jest faktem, że coraz więcej międzynarodowych rywalizacji odbywa się w warunkach wysokich temperatur. Dla przykładu – w trakcie Igrzysk Olimpijskich w 2004 roku w Atenach zarówno wyścigi kolarskie ze startu wspólnego, jak i maraton biegowy mimo startu o godzinie 18:00 odbywały się przy średniej temperaturze 34°C. Maraton biegowy ukończyło 66 z 82 startujących zawodniczek [21].

Do działań profilaktycznych zalicza się ocenę stresu cieplnego, ocenę stopnia ryzyka wynikającego z warunków klimatycznych, odpowiednie nawodnienie organizmu, przerwy w wysiłku, stosowanie odpowiedniej odzieży termoaktywnej oraz różnorodne techniki chłodzenia organizmu przed wysiłkiem (tzw. *pre-cooling*), w trakcie przerw i po jego zakończeniu [18].

Mimo, że dokładne mechanizmy nie są do końca znane, to uważa się, że hipertermia ma znaczący wpływ na funkcjonowanie mózgu poprzez modyfikacje przepływu krwi i metabolizmu oraz obniżenie zdolności poznawczych. Poprzez wymienione wyżej czynniki, pośredni wpływ ma ona także na mięśnie i odczucia związane z treningiem.

Obniżanie temperatury ciała poprzez tzw. *pre-cooling* polega na ochłodzeniu powłoki zewnętrznej ciała przed wysiłkiem, co przekłada się na spadek temperatury powierzchniowej oraz temperatury wewnętrznej. Skutkuje to zmniejszeniem obciążenia cieplnego organizmu w trakcie wysiłku [21]. Redukcja temperatury ciała przed wysiłkiem powoduje wzrost pojemności cieplnej organizmu, co z kolei zwiększa margines tolerancji dla ciepła metabolicznego. Czynniki te skutkują wydłużeniem czasu, w którym sportowiec osiągnie temperaturę krytyczną, tj. taką przy której dalszy wysiłek na danym poziomie intensywności nie jest możliwy do utrzymania. Zabieg *precoolingu* ma wpływ także na psychikę zawodnika, obniżając stres cieplny i podwyższając komfort psychofizyczny [18]. W metodzie tej najpopularniejsze jest schładzanie organizmu poprzez kąpiel w zimnej wodzie, ekspozycję na zimne powietrze lub stosowanie kamizelek z kieszeniami wypełnionymi wodą z kruszonym lodem, tzw. *ice jacket*, których temperatura wynosi około 3°C [21].

Profilaktyka odwodnienia jest metodą leżącą u podstaw bezpiecznego treningu. Racjonalne nawadnianie organizmu zarówno przed, jak i w trakcie wysiłku wpływa na ochronę homeostazy. Metoda ta zakłada uzupełnienie płynów w ilości, która wyrówna straty wody. Już dzień przed zawodami, sportowiec winien przyjąć tyle płynów, aby mocz

miał barwę słomkową. W dniu rywalizacji, na 2-3h przed startem zaleca się ok. 500 ml płynów, a zaraz po rozgrzewce wypicie minimum 200 ml napoju izotonicznego. Profilaktyka odwodnienia u swoich podstaw ma istotne przesłanki. Przy odpowiedniej hydratacji następuje m.in. poprawa objętości wyrzutowej serca, spadek przyrostu temperatury ciała czy poprawa przepływu mięśniowego krwi. Przekłada się to na spadek zużycia glikogenu mięśniowego i mniejszą produkcję kwasu mlekowego na skutek wysiłku [18]. Literatura podaje także próby zastosowania metody hiperhydratacji, jako mechanizmu ochronnego, jednakże wyniki nie wskazują jednoznacznie jakoby „przewodnienie” organizmu wpływało na poprawę mechanizmów termoregulacji [43]. Stosowanie odpowiedniej **odzieży sportowej** uznawane jest za niezwykle ważny czynnik w profilaktyce obciążeń cieplnych. Odzież generalnie traktowana jest jako bariera na drodze wymiany ciepła z otoczeniem. Zaobserwowano, że odzież termoaktywna powinna wspomagać odparowanie potu z powierzchni ciała, a także mieć właściwości przepuszczalne, by nie hamować mechanizmów wymiany ciepła z otoczeniem [17,46].

3. Fizjologia treningu w sporcie

3.1. Kolarstwo jako sport wytrzymałościowy

W ostatnich latach kolarstwo przeżywa znaczny wzrost popularności. Mowa tu nie tyle o rekreacyjnym spędzaniu czasu na przejażdżkach, ale o pojawianiu się coraz większej ilości trenujących i biorących udział w zawodach kolarzy-amatorów. Zasadą tego jest zapewne propagowanie zdrowego stylu życia, przez co przy większości profesjonalnych imprez sportowych uwzględnione są zawody dla zawodników na poziomie amatorskim. Dodatkowo rosnącą w popularność dyscypliną jest maraton MTB (angl. Mountain Biking), który jest odmianą kolarstwa terenowego, gdzie zawodnicy, w zależności od dystansu, mają do pokonania od 30 do nawet ponad 100 km trasy. Różnorodność kategorii wiekowych w tej dyscyplinie oraz możliwość wyboru dystansu z pewnością przyczynia się do zainteresowania początkujących, jak i średnio zaawansowanych kolarzy.

W przeciwieństwie do kolarzy amatorów, startujących zazwyczaj 1 lub 2 razy w tygodniu w zawodach trwających średnio od 1h do 6h (w zależności od dystansu i poziomu trudności trasy), zawodnik profesjonalny musi być często przygotowany na wysiłek długoterminowy. W przypadku najpopularniejszych wyścigów etapowych w kolarstwie szosowym, tj. Giro d'Italia, Tour de France czy Vuelta a Espana poszczególne etapy składają się na 21 dni startowych. Dodatkowo trasa podzielona jest na „etapy płaskie”, „etapy pośrednie” oraz „etapy górskie”, a dodatkowo ma miejsce także jazda na czas [47,48].

Oprócz różnic występujących na trasie pojedynczego wyścigu, kolarstwo jest dyscypliną niezwykle szeroką, ze względu na szereg odmian dyscypliny. Oprócz wspomnianego wcześniej maratonu MTB i wyścigów szosowych jedną z najpopularniejszych dyscyplin jest tzw. XC (angl. *Cross-country*). Specyfika wyścigów XC opiera się na złożonej pod względem techniki i intensywności trasy, która powielana jest przez zawodników przez pętle. Pojedyncza pętla powinna, zgodnie z przepisami Międzynarodowej Unii Kolarskiej UCI (franc. *Union Cycliste Internationale*) wynosić około 1500 m, a całość wyścigu zawiera się w dystansie od 6 do 9 km. Dodatkowo optymalny czas wyścigu określony jest zarówno dla kategorii kobiet jak i mężczyzn i wynosi odpowiednio między 105-120 minut oraz 120-135 minut [48-50].

Mimo, że kolarstwo wydaje się być typowo „letnią” dyscypliną, to jednak jego zimowa odmiana czyli Kolarstwo Przełajowe (angl. *Cyclo-cross*, *CX*) zyskuje coraz większą popularność. Wyścigi przełajowe podobnie jak w przypadku Cross-country rozgrywane są

na tzw. „krótkiej pętli”, którą zawodnicy pokonują taką ilość razy, aby całkowity czas pierwszego zawodnika na mecie mieścił się w normach określonych przepisami UCI. Typowe elementy trasy przełajowej zawierają sekcje piaszczyste, przeszkody oraz podbiegi po schodach. Wyścigi w kolarstwie przełajowym są niezwykle intensywne i dynamiczne, co przekłada się na specjalistyczne przygotowanie zawodnika pod kątem tej dyscypliny [50,51].

Zróznicowanie typów rywalizacji w kolarstwie pociąga za sobą różnorodność metod treningowych. Cechą wspólną w sportach wytrzymałościowych jest periodyzacja roku treningowego, czyli podzielenie całego roku na okresy, w których trening przyjmuje zróżnicowaną intensywność i charakterystykę, by pozwolić zawodnikowi w sezonie startowym osiągać jak najlepsze wyniki [52,53].

Po tak wnikliwym przedstawieniu różnorodności treningu w samym kolarstwie należy podkreślić, iż celem treningu uznaje się poprawę lub utrzymanie poziomu zdolności fizycznej, z dominacją wydolności tlenowej. Trening ma na celu umożliwienie organizmowi wykonywania długotrwałego wysiłku fizycznego bez obniżania jego efektywności przy utrzymaniu homeostazy organizmu w pewnej określonej normie. Istotnym faktem w procesie treningowym jest regeneracja sił czyli wypoczynek organizmu. Trening wytrzymałościowy skupia się na oddziaływaniu na organizm poprzez uprawianie długotrwałego wysiłku obciążającego duże grupy mięśniowe oraz usprawniającego działanie układu krążenia i oddechowego [18].

Na poprawę wydolności organizmu w sportach wytrzymałościowych składają się zarówno czynniki związane z metabolizmem tlenowym jak i beztlenowym. Specyfika dyscypliny jaką jest kolarstwo wymusza niejako od zawodnika zarówno generowanie mocy z przemian tlenowych (aerobowych) jak i beztlenowych (anaerobowych) [47]. Skutkiem treningu wytrzymałościowego jest poprawa zdolności oddechowej mięśni, czyli innymi słowy zdolności do poboru tlenu. Sporty wytrzymałościowe wymuszają w pewnych sytuacjach wykonanie jak największego wysiłku w stosunkowo krótkim czasie, np. w przypadku sprintów. Energia pochodzi wtedy m.in. z glikolizy beztlenowej. Konsekwencją tego typu wysiłku jest kumulacja kwasu mlekowego w mięśniach i we krwi. Obciążenia w treningu beztlenowym mają na celu adaptację zawodnika, co skutkuje wzrostem tolerancji na zakwaszenie organizmu oraz usprawnieniem pobudzania włókien mięśniowych dla skrajnych wysiłków [18].

3.2. Podstawy fizjologii treningu w kolarstwie

W związku z postawionymi celami w niniejszej pracy istotne jest przedstawienie podstaw fizjologii treningu w kolarstwie. Prawidłowy opis zagadnień treningowych wymaga zdefiniowania parametrów opisujących fizjologię organizmu w trakcie wysiłku fizycznego. Opisu aktywności fizycznej dokonuje się zazwyczaj na podstawie częstości skurczów serca (*HR*, angl. *Heart Rate*) oraz poboru tlenu VO_2 , VO_{2max} (angl. *maximal oxygen consumption*) [18].

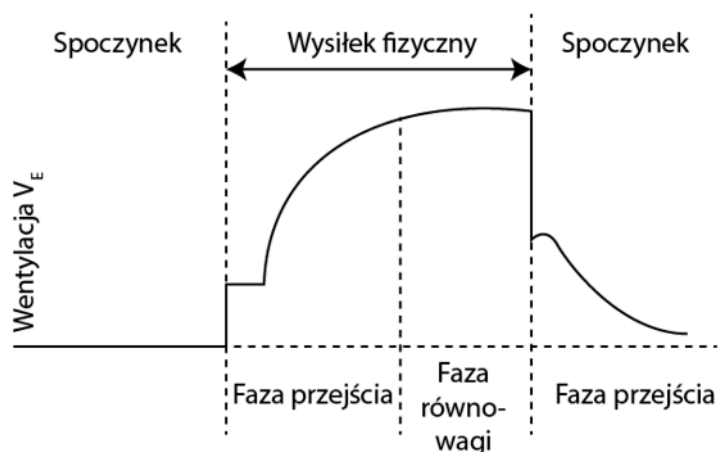
Układ krążenia i układ oddechowy stanowią bowiem podstawę do zapewnienia homeostazy organizmu w trakcie wysiłku fizycznego. Zasadniczą rolą układów jest dostarczenie tlenu do mięśni wykonujących pracę i pozbycia się produktu oddychania wewnętrznego, czyli dwutlenku węgla, a zarazem zapewnienie zaopatrzenia dla organów wewnętrznych jak np. mózg. Zaopatrzenie mięśni wykonujących pracę w tlen jest obciążone pewnym maksimum, które wyznaczają trzy poniższe czynniki:

- ilość krwi wypompowana w pojedynczym cyklu, tzw. rzut serca lub pojemność minutowa Q_c (angl. *cardiac output*),
- ilość krwi z pojedynczego rzutu serca, która zostanie skierowana do mięśni,
- zawartość tlenu transportowana przez krew tętniczą [54].

Czynność układu oddechowego w trakcie wysiłku:

Cykl oddechowy u człowieka składa się z wdechu i wydechu. Proces oddychania zewnętrznego ma na celu wymianę gazową pomiędzy otoczeniem, a środowiskiem wewnętrznym poprzez dostarczenie tlenu i wydalenie dwutlenku węgla. O ile wdech jest aktem czynnym i zachodzi dzięki skurczowi mięśni oddechowych, to akt wydechu jest czynnością bierną [19,55]. Pojedynczy wdech w spoczynku dostarcza do płuc objętość ok. 500 ml powietrza, co określane jest mianem objętości oddechowej. Częstotliwość oddechu w warunkach spoczynku przyjmuje wartość 10 oddechów/minutę, co w przeliczeniu na wentylację minutową płuc daje wynik 6 l/min [56].

W trakcie wysiłku fizycznego zarówno układ krążenia, jak i układ oddechowy muszą dostosować pracę do zwiększonego zapotrzebowania metabolicznego [55]. Pierwszy oddech po rozpoczęciu wysiłku fizycznego cechuje się większą objętością i szybkością. Można wysnuć wniosek, że wzrost parametru wentylacji V_E następuje w momencie pierwszych skurczów mięśni. Zależność V_E od fazy wysiłku można opisać za pomocą Rys. 3.1.



Rysunek 3.1. Zależność wentylacji V_E od fazy wysiłku fizycznego [56].

Zgodnie z Rys. 3.1. pierwsza, gwałtowna faza wzrostu jest bardzo krótka, a zaraz po niej następuje faza przejścia, która ma charakter łagodniejszy. Kolejną fazą jest faza równowagi, kiedy parametr wentylacji stabilizuje się. Sytuacja zmienia się znacząco w przypadku wysiłku progresywnego lub o wysokiej intensywności – wentylacja rośnie i nie osiąga wyraźnej stabilizacji. Spowodowane jest to zakłóceniem równowagi kwasowo-zasadowej na skutek wzrostu stężenia kwasu mlekowego [56].

Tabela I. Konsumpcja tlenu przez organizm człowieka o masie 70 kg w odniesieniu do wykonywanych czynności [57,58].

Wykonywana czynność	Ekwiwalent produkowanego ciepła [kcal/h]	Generowana moc [W]	Pobór tlenu O_2 [l/min]
Sen	71	83	0,24
Pozycja siedząca	103	120	0,34
Chód (5 km/h)	228	265	0,76
Pływanie o średniej intensywności	400	465	1,32
Gra w piłkę nożną	500	580	1,65
Jazda na rowerze (21 km/h)	602	700	2,00
Jazda na rowerze w tempie wyścigowym	1400	1600	4,62

Objętość tlenu konsumowanego przez organizm wzrasta z intensywnością ćwiczeń, a więc wraz ze wzrostem metabolizmu i tlenowego zapotrzebowania tkanek. Pobór tlenu proporcjonalny jest do mocy generowanej w trakcie wysiłku. Zależność konsumpcji tlenu

od wykonywanych czynności, produkcji ciepła na skutek przemian metabolicznych i mocy generowanej przez mięśnie przedstawiono w Tab. I [25].

Na podstawie objętości pobieranego tlenu wyznacza się na drodze testów wydolnościowych parametr $\dot{V}O_{2max}$, który uważany jest za ważny wskaźnik zintegrowanej funkcji układu oddechowego, sercowo-naczyniowego oraz mięśni. $\dot{V}O_{2max}$ stanowi również wyznacznik wydolności u sportowców wytrzymałościowych [59]. Uważa się, że maksymalny pobór tlenu wyznacza wytrzymałość aerobową zawodnika. Innymi słowy parametr wskazuje jaka ilość tlenu może być wprowadzona do włókien aktywnych mięśni w trakcie maksymalnego wysiłku. Wysoka wartość $\dot{V}O_{2max}$ wskazuje na dużą zdolność utleniania zasobów energii [55]. Literatura podaje, że średni poziom $\dot{V}O_{2max}$ dla przeciętnego mężczyzny, który nie trenuje, wynosi od 35 do 40 ml/(kg · min) [19,60]. Dla sportowców którzy uprawiają sporty wytrzymałościowe na poziomie zawodowym wskaźnik ten osiąga wyższe wartości. Dla przykładu zawodowy biegacz osiąga $\dot{V}O_{2max}$ na poziomie 85 ml/(kg · min) [61]. Istnieje przekonanie, że poziom $\dot{V}O_{2max}$ wynoszący 60 ml/(kg · min) rokuje na dobre wyniki zawodnika [55].

Aktywność ruchowa korzystnie wpływa na sprawność sercowo-oddechową, co wiąże się z poprawą maksymalnej pojemności tlenowej. Poprawa poziomu $\dot{V}O_{2max}$ u zawodników jest jednak skomplikowana. Z badań wynika, że nie wszystkie ćwiczenia i systemy treningów mogą mieć wpływ na znaczną poprawę maksymalnej pojemności tlenowej [18,62;63]. Zgodnie z pracą (Milanovic, 2015) największy wpływ na wzrost maksymalnej pojemności aerobowej ma trening interwałowy o wysokiej intensywności, **HIT** (angl. *High-Intensity Interval Training*) [64,65].

Czynność układu krążenia w trakcie wysiłku:

Układ krążenia w organizmie ludzkim stanowią serce, naczynia krwionośne tętnicze, żyłne i limfatyczne. Serce złożone jest z prawego i lewego przedsionka oraz z dwóch komór: prawej i lewej [18]. Krążenie krwi można podzielić na dwa podukłady – krążenie płucne i ogólne. Krążenie płucne odpowiada za dostarczenie krwi z prawej komory przez tętnicę płucną do naczyń włosowatych oplatających pęcherzyki płucne, gdzie następuje wymiana gazowa z krwią – pobierany jest tlen, a wydalany dwutlenek węgla. Natlenowana krew wraca przez żyły płucne do lewego przedsionka, a następnie do lewej komory, gdzie zaczyna się systemowy obieg krwi. Krew poprzez aortę transportowana jest do narządów dostarczając im tlen i odbierając dwutlenek węgla, a następnie wraca do prawego przedsionka, by ponownie rozpocząć cykl płucny [54].

Każda z komór serca w trakcie pojedynczego skurczu wyrzuca około 80 ml krwi do obiegu, co nazywa się objętością wyrzutową serca SV (angl. *stroke volume*). Iloczyn częstości skurczów oraz objętości wyrzutowej SV określa tzw. rzut serca czyli pojemność minutową serca Q_c . W warunkach spoczynku u zdrowego mężczyzny wartość rzutu serca mieści się w przedziale od 5 do 6 l/min [66,18].

Wysiłek fizyczny skutkuje wzrostem przemiany materii. Pociąga to za sobą zwiększone zużycie tlenu, substratów energetycznych, wzrost produkcji dwutlenku węgla oraz ciepła. W konsekwencji zapotrzebowanie mięśni na tlen wzrasta, a więc konieczny jest także wzrost przepływu krwi. Wysiłek fizyczny powoduje uruchomienie ogólnoustrojowych procesów adaptacyjnych takich jak: wzrost objętości minutowej serca czy redystrybucja krwi w ustroju [18].

Umiarkowany wysiłek o stałej intensywności pociąga za sobą reakcję układu krążenia zwaną dryfem układu sercowo-naczyniowego CVD (angl. *Cardiovascular Drift*). Zjawisko to polega na postępującym zmniejszaniu się objętości wyrzutowej SV oraz średniego ciśnienia tętniczego przy równoległym wzroście częstości akcji serca HR . W trakcie CVD wydolność serca utrzymuje się na stałym poziomie [67]. Jako przyczynę CVD podaje się spadek objętości wody w osoczu w konsekwencji wydzielania potu przez organizm. Powoduje to spadek objętości krwi żyłnej i w konsekwencji spadek siły i objętości wyrzutowej serca [18].

Wtłaczanie do aorty objętości wyrzutowej przez lewą komorę serca skutkuje wzrostem ciśnienia i w konsekwencji wyzwoleniem fali ciśnieniowej. Fala ciśnieniowa, której towarzyszy odkształcenie ścian tętnic zwana jest falą tętna (angl. *arterial pulse*) [30]. Jak podaje American Heart Association tętno spoczynkowe RHR (angl. *Resting Heart Rate*) normalnego zdrowego człowieka powinno mieścić się w zakresie od 60 do 100 bpm, a wraz z wiekiem jego wartość maleje [68]. Sytuacja zmienia się w przypadku, gdy mamy do czynienia ze sportowcami wytrzymałościowymi. Wartość RHR może wynosić między 35, a 40 bpm, a to spowolnienie nazywane jest bradykardią spoczynkową. Bradykardii tej towarzyszy wzrost SV , co przekłada się na normalną wartość objętości minutowej serca. Jednoczesny spadek częstości akcji serca i wzrost objętości wyrzutowej są objawem korzystnym, gdyż pozwalają na lepsze wypełnienie komór krwią. Dane literaturowe podają także, że powrót do RHR po wysiłku fizycznym jest bardziej wydajny u osób wytrenowanych [18,54].

Tętno maksymalne HR_{max} może zostać osiągnięte przez organizm w trakcie wykonywania ćwiczeń o maksymalnej intensywności. Jednakże rejestracja tętna maksymalnego musi być

poprzedzona rozgrzewką w trakcie wysiłku progresywnego. Dodatkowo istotną rolę dla tego parametru pełni regeneracja organizmu, ponieważ osiągnięcie HR_{max} jest możliwe dla organizmu wypoczętego. Wartość tętna maksymalnego jest cechą zależną osobniczo, więc dla różnych sportowców wartości HR_{max} mogą być inne. Ze względu na te zależności pomiar rzeczywistej wartości tętna maksymalnego, nie może być szacowany, a powinien odbyć się w trakcie realnego wysiłku o maksymalnej intensywności [18,54,55].

W trakcie wysiłku fizycznego dochodzi do redystrybucji przepływu krwi w organizmie. Spowodowane jest to rozszerzaniem lub zwężaniem tętniczek doprowadzających krew do poszczególnych narządów. Największy wzrost przepływu krwi odnotowuje się w pracujących mięśniach szkieletowych, ze względu na wzrost metabolizmu tkanki [56]. Przepływ krwi przez mięśnie szkieletowe w spoczynku wynosi ok. 1200 ml/min. W trakcie bardzo intensywnych wysiłków wartość ta może wzrosnąć do 12500 ml/min, a przy wysiłku maksymalnym nawet do 22000 ml/min [25].

3.3. Parametry określające wysiłek fizyczny

Efektywny trening wymaga stosowania „fizjologicznych mierników wysiłku. Dlatego też sportowcy poddawani są testom wydolnościowym, które oceniają stan fizyczny organizmu. W trakcie badania wydolności organizmu oznaczany jest szereg parametrów jednocześnie, co pozwala na wyznaczenie zakresów parametrów łatwo mierzalnych (np. tętno) odpowiadających wartościom parametrów, których pomiar jest bardziej skomplikowany, a które określają możliwości organizmu (np. poziom kwasu mlekowego, parametry oddechowe) [18,25,52].

- **Progi przemian metabolicznych:**

Wielkość przemiany materii jest ilością energii uwolnionej w organizmie żywym w jednostce czasu. Wysiłek fizyczny jest czynnikiem najczęściej zwiększającym przemianę materii. Dla przykładu wielkość przemiany materii w trakcie spokojnego marszu wynosi 200 kcal/h, natomiast w trakcie biegu o średniej prędkości 12 km/h wzrasta do 700 kcal/h [18]. Kwas mlekowy jest produktem beztlenowej przemiany materii. W momencie, gdy zapotrzebowanie na tlen w mięśniach jest większe niż ilość tlenu dostarczonego do tkanki glikoliza beztlenowa staje się ważnym elementem wytworzenia energii ATP dla komórek [48,69].

Stężenie mleczanu we krwi w spoczynku wynosi około 1 mmol/l. Wysiłek o niskiej intensywności nie powoduje wzrostu poziomu kwasu mlekowego. Z kolei progresywny wysiłek powoduje stopniowy wzrost mleczanu, a przy pewnej wartości intensywności rozpoczyna się faza gwałtownej akumulacji tego związku we krwi. Moment, w którym następuje szybki przyrost kwasu mlekowego we krwi nazywany jest progiem mleczanowym **LT** (angl. *Lactate Threshold*). Próg mleczanowy zazwyczaj występuje przy obciążeniach rzędu 50-60% VO_{2max} . Jednakże u dobrze wytrenowanych zawodników może on być przesunięty nawet do wartości 80% VO_{2max} , a w skrajnych przypadkach do 90% VO_{2max} [18,56,70]. Sam próg mleczanowy **LT** określa intensywność ćwiczeń, dla których stężenie kwasu mlekowego zaczyna wzrastać powyżej wartości spoczynkowych. Jednakże oprócz zwiększonego wytwarzania mleczanu istotna jest także efektywność jego usuwania przez organizm. Granica określająca zaburzenie równowagi pomiędzy produkcją a utylizacją mleczanu określana jest mianem progu beztlenowego **AT** (angl. *Anaerobic Threshold*). Próg **AT** jest mocno powiązany z wydajnością organizmu przy wysiłkach długodystansowych, ponieważ jego wysoka wartość opóźnia kwasicę metaboliczną [71,72].

- **Strefy tętna:**

Strefy tętna mają za zadanie określić intensywność wysiłku poprzez parametr łatwo mierzalny podczas wysiłku fizycznego, a co za tym idzie pozwalający na kontrolę założeń treningowych [73]. Niemniej jednak dokładne wyznaczenie stref tętna powinno odbyć się na podstawie badań wydolności organizmu i wyznaczonych tam progów metabolicznych. Na podstawie wartości tętna odpowiadającej progowi mleczanowemu tzw. **LTHR** (angl. *Lactate Threshold Heart Rate*), wyznacza się strefy treningowe. Najbardziej popularnym modelem zakresów treningowych jest system 5-cio strefowy zaproponowany przez (Friel, 2006), przedstawiony w Tab. II [74]. Jednakże warto wspomnieć, że istnieją różne systemy podziału stref treningowych, co może rodzić pewne rozbieżności między danymi metodami [75,76].

W modelu Friela (Tab. II) piąta strefa podzielona została na 3 zakresy intensywności, tj. a) strefa progu mleczanowego, b) strefa wydolności tlenowej oraz c) strefa wydolności beztlenowej. Model zakłada, że w strefie progu mleczanowego (5a) wykonywany wysiłek ma intensywność równoważną progowi **LT** i jest ona stosunkowo niewielka – ok. 4 bpm. Celem treningu w strefie 5a jest budowa wydajność na progu mleczanowym. Strefa wydolności tlenowej (5b) ma na celu poprawę wydolności tlenowej, jednakże istotną

kwestią treningu w tej strefie jest zachowanie odpowiednich przerw na regenerację organizmu. Strefa wydolności beztlenowej (5c) zawiera w sobie górny zakres wartości tętna. Wysiłek w strefie 5c możliwy jest do osiągnięcia na bardzo krótki czas [74].

Tabela II. Strefy tętna wg. modelu 5-cio strefowego [52,74].

STREFA	NAZWA	%HRLT	OPIS
1	AKTYWNA REGENERACJA	<81%	Aktywna regeneracja organizmu
2	WYTRZYMAŁOŚĆ TLENOWA	82-89%	Długi wysiłek o stałej intensywności mający na celu budowę wytrzymałości tlenowej
3	TEMPO	90-93%	Długie lub interwałowe treningi, zwiększanie wydolności układu oddechowego
4	SUBPRÓG MLECZANOWY	94-99%	Zwiększanie tolerancji na kwas mlekowy przy długich wysiłkach wytrzymałościowych
5	A PRÓG MLECZANOWY	100-102%	Poprawa wydajności na progu mleczanowym
	B WYDOLNOŚĆ TLENOWA	103-106%	Poprawa maksymalnej wydolności tlenowej organizmu
	C WYDOLNOŚĆ BEZTLENOWA	>106%	Trening wydolności beztlenowej

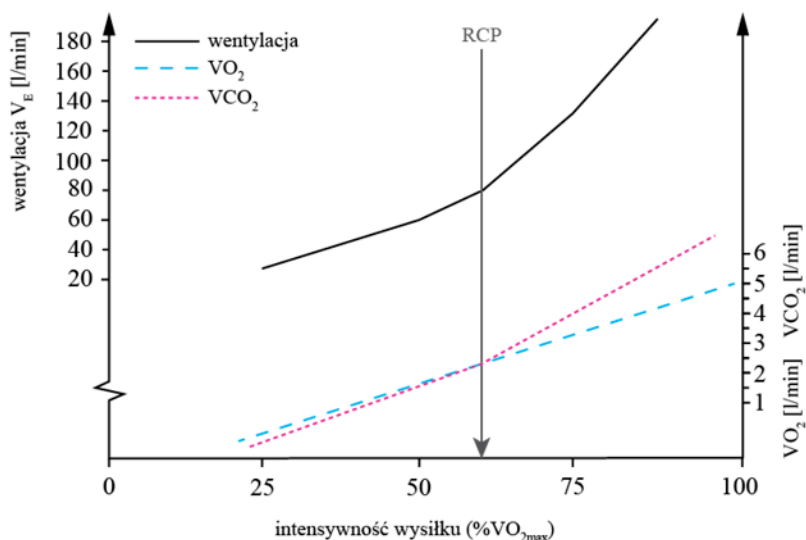
Z kolei, w modelu zaproponowanym przez (Coggan, 2016) podział opiera się na przedziałach generowanej mocy, do których zasugerowano wartości tętna. W minionych latach dużą popularność w treningu kolarskim zyskała metoda pomiaru mocy generowanej przez zawodnika. Wynika to z faktu, że tętno jest odpowiedzią organizmu na wysiłek, natomiast pomiar mocy pozwala na weryfikację aktualnie wykonywanej pracy przez zawodnika. Model Cogkana zakłada podział na 7 stref mocy, przedstawionych w Tab. III. Jako wyznacznik mocy używany jest tutaj tzw. funkcjonalna moc progowa **FTP** (*angl. Functional Threshold Power*), która zdefiniowana jest jako najwyższa moc jaką zawodnik jest w stanie utrzymać przez okres jednej godziny jazdy na rowerze. W praktyce godzinna, równa jazda z najwyższą możliwą mocą jest ze względów zarówno fizycznych jak i psychologicznych trudna. Stąd też **FTP** wyznaczane jest na podstawie 20 minutowej jazdy na czas o najwyższej możliwej intensywności, a uzyskana średnia przemnożona zostaje przez współczynnik 0,95. Wartość **FTP** wyznaczyć można także w trakcie badań wydolnościowych [75-77].

Tabela III. Strefy mocy wg. modelu A. Coggana (Coggan Power Zones) [75,76].

STREFA	NAZWA	%FTP	%HR _{av}	OPIS
1	AKTYWNA REGENERACJA	<55%	<68%	Lekki wysiłek, aktywna regeneracja organizmu
2	WYTRZYMAŁOŚĆ	56-75%	69-83%	Wysiłek długodystansowy
3	TEMPO	76-90%	84-94%	Wysiłek długodystansowy, przeplatany interwałami, trening układu oddechowego
4	PRÓG MLECZANOWY	91-105%	95-105%	Wysiłek o wysokiej intensywności podzielony na bloki powtarzane, wymagana regeneracja po treningu
5	VO _{2max}	106-120%	>106%	Interwały (3-8 min) o wysokiej intensywności mające na celu poprawę maksymalnej mocy aerobowej
6	WYDOLNOŚĆ BEZTLENOWA	>121%	N/A	Interwały (0,5 – 3 min) o wysokiej intensywności mające na celu poprawę wydolności beztlenowej
7	MOC NERWOWO-MIĘŚNIOWA	N/A	N/A	Krótkie i niezwykle intensywne wysiłki, działanie na układ mięśniowy.

- **Próg kompensacji oddechowej RCP:**

Jak zostało wspomniane wcześniej wraz ze wzrostem intensywności wysiłku rośnie zapotrzebowanie organizmu na tlen. Pobór tlenu powiązany jest z wydalaniem dwutlenku węgla z organizmu. Współczynnik wymiany oddechowej **RER** (angl. *Respiratory Exchange Ratio*) jest zdefiniowany jako stosunek ilości CO₂ do O₂ w danym momencie. Współczynnik **RER** używany jest do określenia ilości węglowodanów lub tłuszczów metabolizowanych przy ćwiczeniach [18,25]. Dla wzrastającego w czasie obciążenia rosną także wartości parametrów oddechowych. Jednakże w pewnym momencie tempo wzrostu wentylacji jest znacznie szybsze od tempa wzrostu obciążenia (Rys. 3.2). Punkt ten określany jest jako punkt kompensacji oddechowej **RCP** (angl. *Respiratory Compensation Point*) i wskazuje on na moment wzmożonej produkcji dwutlenku węgla, względem pobieranej ilości tlenu. Powyżej tego progu CO₂ przestaje być efektywnie usuwane z organizmu, a zapotrzebowanie tkanek na tlen przestaje być spełnione. Zachodzi wtedy zjawisko hiperwentylacji oraz produkcja kwasu mlekowego na skutek beztlenowych przemian metabolicznych [18,78].



Rysunek 3.2. Zmiana parametrów oddechowych w stosunku do rosnącej intensywności ćwiczeń [78].

3.4. Periodyzacja roku treningowego

Powszechnie mówi się, że właściwy plan treningowy pozwoli zawodnikowi osiągnąć optymalną wydajność. Periodyzacja planów treningowych jest powszechnie stosowana w sportach wytrzymałościowych. Celem tego zabiegu jest osiągnięcie maksymalnej wydolności organizmu w kluczowej fazie sezonu startowego czyli tzw. „formy szczytowej” [52,79-81]. Periodyzacja zakłada, że sprawność fizyczna zmienia się w ciągu roku i łączy to z dążeniem to optymalnego przygotowania zarówno fizycznego jak i psychicznego w konkretnych okresach [82]. Okresy intensywnego treningu przeplatane są tutaj z fazami o mniejszej intensywności oraz okresami odpoczynku. Intensywny trening z jednej strony może ograniczać wydolność zawodnika na krótki okres (kilka dni, ale nie dłużej niż tydzień), jednakże z drugiej strony generuje to reakcje adaptacyjne organizmu, co w konsekwencji prowadzi do poprawy wyników sportowych [83]. Literatura podaje, że pierwszym autorem, który opracował naukowe koncepcje treningu periodyzowanego był Matveyev [84,85]. Tradycyjna metoda periodyzacji, opiera się na wzroście intensywności, a spadku objętości treningowej w miarę zbliżania się do okresu startowego. Dodatkowo podstawowym założeniem była jednorodność i systematyczność poprzez budowanie planu na podstawie powtarzalnych „bloków” [85,86].

Rozpatrując zagadnienie periodyzacji należy zrozumieć strukturę planów periodyzowanych. Podstawową jednostką jest tzw. „mikrocykl”, w większości przypadków równoważny tygodniowi. Mikrocykle składają się na większe jednostki

czasowe – tzw. „mezocykle”, trwające kilka tygodni. Z kolei szereg powtarzających się mezocykli tworzy tzw. „makrocykl”, który z reguły trwa kilka miesięcy. Trzy lub więcej makrocykli budują roczny plan treningowy (Rys. 3.3) [52,79].

ROK TRENINGOWY																						
Makrocykl	OKRES PRZYGOTOWAWCZY								OKRES WSPÓLZAWODNICTWA								OKRES PRZEJŚCIOWY					
Mezocykl	PRZYGOTOWANIE OGÓLNE				PRZYGOTOWANIE SZCZEGÓLNE				BPS	Okres startowy												
	Okres przygotowawczy	Okres podstawowy			Rozbudowa																	
Mikrocykl (nr tygodnia)	1	2	3	4	5	6	7	8	9 - 42				43	44	45	46	47	48	49	50	51	52

Rysunek 3.3. Ogólny podział roku treningowego na cykle, gdzie BPS – bezpośrednie przygotowanie startowe [52].

Podstawowym założeniem modelu periodyzacji roku treningowego jest podział na makrocykle (Rys. 3.3), mające zapewnić czas na ogólne przygotowanie zawodnika do sezonu (okres przygotowawczy), odpowiednią formę startową (okres współzawodnictwa), a ponadto przewidziany musi zostać okres na odpoczynek i regenerację sił po sezonie (okres przejściowy) [79,85].

Okres przygotowawczy można ogólnie podzielić na przygotowanie ogólne i szczegółowe. Przygotowanie ogólne skupia się na dużej objętości treningowej przy małej intensywności ćwiczeń z uwzględnieniem ćwiczeń ogólnorozwojowych (m.in. wytrzymałość, stabilizacja centralna oraz ćwiczenia siłowe). U podstaw psychologicznych leży tutaj wyrobienie u zawodnika „samoświadomości”, a co za tym idzie „zarządzanie” bólem i zmęczeniem. W przypadku przygotowania szczegółowego objętość treningowa przyjmuje wartość umiarkowaną przy wysokiej intensywności mającej odzwierciedlać tempo wyścigu. Trening z ogólnorozwojowego przechodzi w specjalistyczny, co oznacza trening kolarski z dużą ilością tzw. interwałów [83]. Jako trening interwałowy rozumie się trening powtórzeniowy, czyli praktykowanie wysiłków o dużej intensywności przeplatanych z fazami odpoczynku lub niewielkiej intensywności [18].

Okres współzawodnictwa w kolarstwie z reguły trwa od marca do września i zawiera w sobie od 1 do 3 okresów szczytu formy. Szczyt formy poprzedzony jest okresem **BPS**

(bezpośrednie przygotowanie startowe), kiedy to objętość treningowa odpowiednio maleje, a treningu są dostosowane ściśle pod kątem startu docelowego. Dodatkowo pomiędzy jednostkami treningowymi kluczową rolę odgrywa zapewnienie odpowiedniej regeneracji organizmu [87].

Okres przejściowy nastawiony jest na regenerację sił po sezonie startowym, odpoczynek i powrót do homeostazy fizjologicznej i psychologicznej. Wszystkie aktywności wykonywane w tym okresie mają charakter aktywnego wypoczynku i zabawy. Z punktu psychologicznego dochodzi w organizmie do rozwoju tożsamości, odnalezienia nowych celów [83].

3.5. Metody treningu w kolarstwie

Trening ma na celu poprawę lub utrzymanie poziomu sportowego. Aby założony cel został osiągnięty należy wdrożyć elementy składające się na rozplanowanie wysiłku fizycznego. Dozowanie wysiłku fizycznego określają składowe treningu. Można wśród nich wyróżnić trzy aspekty – intensywność wysiłku, czas trwania wysiłku oraz częstotliwość występowania ćwiczeń. Intensywność wysiłku określana jest na podstawie zużycia tlenu VO_2 lub częstości skurczów serca HR . Czas trwania wysiłku jest z kolei odwrotnie proporcjonalny do intensywności. Częstotliwość zajęć w sportach wytrzymałościowych określa się od 4 - 7 dni w tygodniu, w zależności od okresu treningowego [18].

Biorąc pod uwagę dozowanie składowych treningu można wyróżnić w kolarstwie metodę treningu ciągłego **CT** (angl. *Continuous Training*) oraz powtórzeniowego, do którego zaliczamy trening interwałowy **IT** (angl. *Interval Training*). Trening ciągły charakteryzuje się stałą mocą wyjściową i poborem tlenu VO_2 w trakcie wysiłku. Trening powtórzeniowy polega natomiast na przeplataniu faz wysiłku z fazami przerw, które w treningu interwałowym przyjmują postać aktywnych przerw. Metoda treningu powtórzeniowego znajduje zastosowanie jako pewne wprowadzenie u osób początkujących do metod treningowych o wyższej intensywności [18,88,89].

Trening o stałej intensywności, CT:

Istotą tego treningu jest wykonywanie wysiłku o stałej intensywności przez długi czas, bez przerw. Intensywność wysiłku dobierana jest na poziomie 60-90% VO_{2max} lub 75-95% HR_{max} , w czasie minimum 1 godziny. Stosowane w tej metodzie wysiłki dzieli się na wysiłki o małej intensywności **LSD** (angl. *long slow distance*), dużej intensywności **LHD**

(*angl. long high distance*) oraz wysiłki o zmiennej intensywności. W przypadku **LSD** tętno powinno mieścić się w zakresie 60-80% HR_{max} , a jednostka treningowa powinna cechować się dużą objętością (długi czas trwania z długim dystansem do pokonania). **LHD** cechuje wyższe tętno, które powinno przyjmować wartość z zakresu 85-95% HR_{max} , a jednostka treningowa nie wymaga dużych objętości. Prędkość pokonywania dystansu w tym przypadku powinna być zbliżona do prędkości startowej. Metoda treningu o zmiennej intensywności polega na przeplataniu wysiłków o różnej intensywności, jednak bez stosowania przerw między nimi [18].

Trening interwałowy, IT:

Trening interwałowy obejmuje serie wysiłku o dużej lub niskiej intensywności przeplatanych okresami aktywnego wypoczynku. Okresy o wysokiej intensywności zazwyczaj są na poziomie wysiłku beztlenowego, natomiast okresy odpoczynku to aktywność na poziomie aktywnej regeneracji organizmu [90,91]. Przerwy stosowane między jednostkami o dużej intensywności potęgują efekt treningowy. Jednakże w dużym stopniu efekt zależny jest od prawidłowego doboru składowych, tj. intensywności, czasu trwania, liczby powtórzeń, czasu przerw i charakteru. Metoda zakłada, że każdy kolejny blok wysiłku rozpoczyna się, gdy nie ustąpiło jeszcze całkowicie zmęczenie poprzednim blokiem. Metoda powoduje poprawę wydolności tlenowej i techniki ruchów. Trening interwałowy można podzielić na trzy typy:

- trening tlenowy, opiera się na krótkich seriach o intensywności niewiele mniejszej od startowej, około 60-75% VO_{2max} , z 5-15 sekundowymi przerwami.
- trening tlenowo-beztlenowy ma intensywność zbliżoną do wartości zbliżonej do startowej czyli 80-95% VO_{2max} . Przerwy wahają się od 1 do 1,5 minuty.
- trening interwałowy beztlenowy, który zakłada intensywność wyższą od startowej, a czas przerwy niezależnie od czasu trwania bloku treningowego to ok 2 minuty.

Celem tlenowego **IT** jest poprawa wydolności tlenowej, tlenowo-beztlenowy **IT** ma na celu poprawę wydolności szybkościowej, a beztlenowy **IT** powinien zwiększać siłę odpowiednich partii mięśniowych oraz zwiększać zdolność buforującą oraz zdolność do pozbywania się kwasu mlekowego z mięśni [18].

Trening wytrzymałościowy indukuje wiele adaptacji fizjologicznych. W przypadku układu sercowo-naczyniowego dochodzi do zmniejszonej częstości akcji serca oraz wzrostu objętości wyrzutowej serca. Trening ten powoduje wzrost progu **LT**, co pozwala na

wykonywanie ćwiczeń o większej intensywności bez znaczącego wzrostu poziomu kwasu mlekowego. Powoduje on obniżenie wartości tętna spoczynkowego **RHR**. Dobrze rozplanowany trening pozwala na wzrost wartości VO_{2max} od 10 do 15% u osób początkujących. Istotnym faktem jest modyfikacja przepływu krwi przez mięśnie, a zarazem lepsze wykorzystanie tlenu przez komórki mięśni, wzrasta bowiem ilość naczyń włosowatych w tkance. Dodatkowo dochodzi do wzrostu gęstości mitochondriów i aktywności enzymów utleniających [18,56,92].

3.6. Ocena wydolności organizmu

Badania wydolności organizmu są ważną częścią treningu w kolarstwie. Zarówno trenerzy jak i naukowcy zajmujący się medycyną sportową korzystają z testów wydolności aby ocenić możliwości konkurencyjne zawodników, zbadać strategie żywieniowe oraz określić parametry organizmu. W badaniach wykorzystuje się cykloergometry stacjonarne lub specjalistyczne trenażery umożliwiające instalację własnego roweru [93].

Testy wydolności organizmu można klasyfikować według poniższego podziału, w zależności od [94]:

- wielkości maksymalnego obciążenia,
- metody pomiaru VO_{2max} ,
- miejsca przeprowadzania – laboratoryjne i terenowe.

W sportach wytrzymałościowych istotne jest aby zawodnik cechował się dużą wydolnością tlenową i wysokim wskaźnikiem VO_{2max} . Pomiar maksymalnego poboru tlenu może zostać wykonany bezpośrednio przez maskę spirometryczną podczas wykonywania wysiłku o maksymalnej intensywności lub pośrednio przez szacowanie parametru VO_{2max} na podstawie zmian w wartości tętna **HR**, np. test Astranda-Ryhming [18].

Najpopularniejszym anaerobowym testem wydolności organizmu jest próba Wingate. Energia generowana podczas tego typu testu pochodzi z przemian beztlenowych. Test polega na wykonaniu wysiłku o największej możliwej intensywności przez 30 sekund. Obciążenie **F** dobierane jest indywidualnie w zależności od masy ciała **m** zgodnie ze wzorem:

$$F = 0,075m \quad (3.1)$$

Wysiłek właściwy poprzedzony jest 5-cio minutową rozgrzewką. Podstawowymi parametrami podlegającymi ocenie są maksymalna moc i wykonana praca oraz przebieg narastania i opadania mocy w trakcie testu [18,95,96]. Na podstawie uzyskanych

wyliczone zostają parametry P_{max} – maksymalna moc beztlenowa [W], tp_{max} – czas osiągnięcia maksymalnej mocy beztlenowej [s], W_{tot} – łączna praca beztlenowa [J] i SM – spadek mocy [W/s] wyrażony jako [18]:

$$SM = \frac{P_{max} - P_{min}}{tp_{max} - tp_{min}} \quad (3.2)$$

gdzie:

tp_{min} – czas spadku mocy od wartości P_{max} do P_{min} ,

P_{min} – najmniejsza moc osiągnięta w teście.

Jednym z najdokładniejszych wskaźników wydolności tlenowej organizmu jest opisany w rozdz. 3.3 próg przemian beztlenowych. Zmiany stężenia kwasu mlekowego w organizmie są powiązane z czynnością układu oddechowego oraz krążenia. Wyznaczenie progów AT i LT odbywa się najczęściej podczas próby wysiłkowej o charakterze progresywnym, czyli o stopniowo wzrastającym obciążeniu. Na podstawie krwi pobranej z palcu lub płatka ucha wyznaczony zostaje poziom stężenia kwasu mlekowego w funkcji obciążenia (94). Obciążenie wzrasta co 2-3 minuty i każdorazowo przy osiągnięciu nowego poziomu pobierana jest krew do oznaczenia poziomu mleczanu [18].

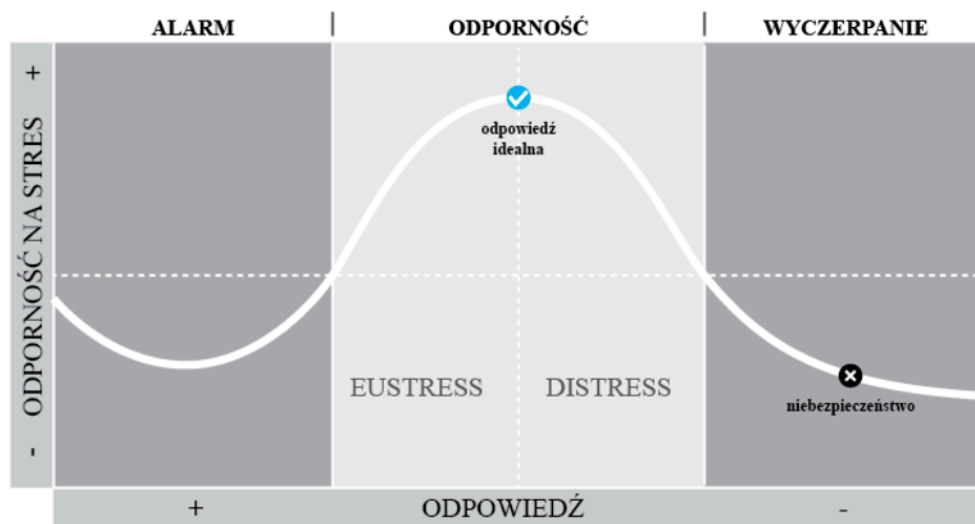
Test progresywny do odmowy wysiłku rozpoczyna się od pobrania próbki krwi w celu oznaczenia spoczynkowego poziomu mleczanów we krwi. Od początku testu określona jest średnia kadencja (liczba pełnych obrotów korbą na minutę), której zalecana wartość dla osób początkujących i średniozaawansowanych to 70 obrotów/minutę, natomiast dla zawodników profesjonalnych to od 80 do 89 obrotów/minutę [94]. Wzrost obciążenia następuje co 3 minuty o wartość 30 W. Krew pobierana jest do analizy w momencie zwiększenia obciążenia [źródło: *Protokół badawczy Centrum Diagnostyki Sportowej Diagnostix*].



Rysunek 3.4. Stanowisko badawcze do przeprowadzania testów wydolnościowych w warunkach laboratoryjnych, źródło: www.diagnostix.pl.

3.7. Zjawisko superkompensacji

Zakłócenia ze świata zewnętrznego docierające do organizmu zaburzają stan homeostazy, który ciało ludzkie stara się utrzymywać. Trening ma na celu wpłynąć na organizm pod kątem adaptacyjnym, aby zaburzenie homeostazy ze względu na wysiłek fizyczny było jak najmniejsze. Adaptacja pożądana na skutek treningu nazywana jest zjawiskiem superkompensacji [97]. Dla organizmu sportowca mezocykle treningowe są równie ważne, co jednostki odpoczynku. Odpowiedni balans pomiędzy wysiłkiem fizycznym, a odpoczynkiem prowadzi do poprawy wydolności oraz chroni organizm przez konsekwencjami zdrowotnymi. Balans ten został pierwszy raz opisany przez Carla Weigerta w XIX wieku, jako prawo superkompensacji, a później określony mianem ogólnym syndromem adaptacyjnym *GAS* (angl. *general adaptation syndrome*) przez Hansa Selye [87].

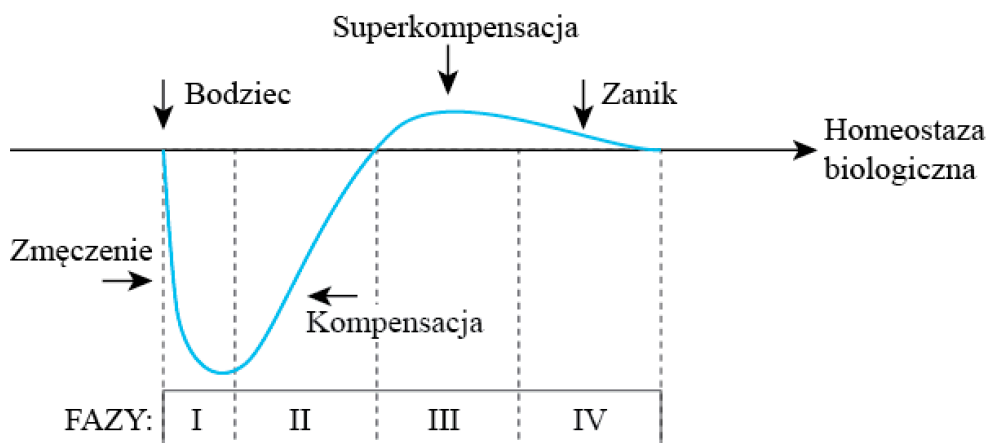


Rysunek 3.5. Model ogólnego syndromu adaptacyjnego GAS [98].

Teoria Selyego zakłada podział obciążenia na tzw. obciążenie pozytywne „eustress” oraz negatywne „distress”. Dostosowywanie się do pierwszego obciążenia jest istotne z punktu widzenia rozwoju, jednakże w przypadku braku adaptacji do pozytywnego obciążenia, zamienia się ono w negatywne, które ma poważne konsekwencje zdrowotne (Rys. 3.5). Ochronę przed znalezieniem się sportowca w strefie wyczerpania zapewnia regeneracja organizmu. Regeneracja powoduje adaptację organizmu do zgromadzonych obciążeń i pozwala na przesunięcie się po krzywej **GAS** w stronę przemian pozytywnych (Rys. 3.5) [98].

Ostre reakcje fizjologiczne organizmu na jednostkę treningową mogą skutkować narastaniem uczucia zmęczenia. Może to przejawiać się w braku możliwości do dojścia lub utrzymania zadanej intensywności. Okres potreningowy związany jest ze spadkiem poziomu glikogenu w mięśniach, akumulacją kwasu mlekowego czy spadkiem poziomu fosfokreatyny odpowiedzialnej za produkcję ATP [99-101]. Wymienione wyżej czynniki przyczyniają się do tymczasowego obniżenia sprawności sportowców [87].

Czas po zakończeniu treningu można określić jako **I fazę superkompensacji**, kiedy to zmęczenie powoduje obniżenie krzywej znacznie poniżej poziomu homeostazy (Rys.3.6) [98].



Rysunek 3.6. Cykl superkompensacji w jednostce treningowej [87].

Po zakończeniu treningu, kiedy rozpoczyna się faza regeneracji rozpoczyna się faza kompensacji, czyli **II faza superkompensacji** (Rys. 3.6). W ciągu 3 do 5 minut po treningu następuje odbudowanie zapasów ATP, a po 8 do 15 minutach dochodzi do odbudowy zapasów fosfokreatyny [87,102]. Glikogen w mięśniach do normy przywrócony zostaje dopiero po 20 do 24 godzinach [103].

W **III fazie superkompensacji** dochodzi do wzrostu wydajności, a co za tym idzie następuje poprawa samopoczucia, występuje uczucie powrotu do sił oraz poprawa funkcji psychologicznych. Poziom glikogenu w mięśniach zostaje całkowicie zregenerowany [87]. Jeśli jednak kolejny bodziec treningowy nie zostanie zaaplikowany w odpowiednim czasie, dojdzie do **fazy IV**, czyli fazy zanikowej. Optymalny czas odpoczynku po blokach treningowych szacowany jest na 24 godziny, jednak dokładna wartość zależy od typu i intensywności ćwiczeń. Aby uzyskać najlepsze wyniki związane ze zjawiskiem superkompensacji, trening musi być dopasowany do poziomu treningowego i możliwości danego zawodnika [87]. Zbyt częsta ekspozycja zawodnika na wysokie obciążenia, może zaburzyć zdolności adaptacyjne organizmu i w konsekwencji doprowadzić do groźnego zjawiska przetrenowania organizmu [104,105]. W celu maksymalizacji wydolności organizmu sportowca trening powinien zawierać elementy stawiające wyzwanie fizjologii oraz podnoszące poziom adaptacji organizmu. Jednostki o wysokiej intensywności powinny być umiejętnie przeplatane jednostkami o niskiej intensywności, co pozwoli organizmowi zaadaptować się do poziomów treningu, a zarazem spowoduje podniesienie poziomu homeostazy. Pozwoli to na wprowadzenie jednostek treningowych o wyższej intensywności, a cykl superkompensacji rozpocznie się na nowo [87].

4. Metodyka pomiarów termowizyjnych

Dokonując pomiaru kamerą termowizyjną, należy pamiętać, że do obiektywu dociera nie tylko promieniowanie emitowane przez badany obiekt. Kamera rejestruje również promieniowanie pochodzące z otoczenia oraz odbite i rozproszone od powierzchni obiektu. Ponadto w pobliżu miejsca pomiaru mogą znajdować się źródła promieniowania podczerwonego (piece, grzejniki) wprowadzające dodatkową składową do pomiaru. W praktyce pomiarowej niektóre zakłócenia mają na tyle niewielki wkład do wyniku, że można je zaniedbać. Operator kamery musi jednak mieć na uwadze fakt konstrukcji stanowiska pomiarowego w taki sposób aby uniknąć zakłóceń. Uzyskiwane jest to poprzez wybór odpowiedniego kierunku obserwacji czy ekranowanie źródeł promieniowania termicznego [4].

Ze względu na szeroką gamę czynników wpływających na rozkład temperatury powierzchniowej ciała człowieka, wskazane jest aby wyeliminować jak to tylko możliwe wszelkie źródła ciepła [106]. Zgodnie z wytycznymi Europejskiego Stowarzyszenia Termologicznego pomieszczenie pomiarowe powinno odpowiadać pewnym normom mającym na celu swobodne poruszanie się, wizualizację badanego obszaru oraz komfort zarówno badanego i badacza. Minimalne wymiary pomieszczenia określono jako 6m^2 ($2 \times 3\text{m}$), przy czym jako optymalne pomieszczenie uważa się przestrzeń o wymiarach $3 \times 4\text{m}$ [107]. Kolejnym, niemniej istotnym elementem, jest utrzymanie stałej wartości temperatury powietrza w pomieszczeniu na poziomie $20\text{-}24\text{ }^\circ\text{C}$. Wartość temperatury człowieka w stanie równowagi silnie zależy od wszelkich zmian temperatury i wilgotności otoczenia. Współczynnik, który w znacznym stopniu determinuje procesy wymiany ciepła to wilgotność powietrza, która również powinna być utrzymywana na stałym poziomie, w zakresie $45\text{-}55\%$. Warto wspomnieć również, że pomieszczenia badawcze powinny charakteryzować się zmniejszonym przepływem powietrza, ponieważ jak wiadomo konwekcja odgrywa znaczącą rolę w procesach wymiany ciepła pomiędzy organizmem człowieka a otoczeniem [106]. Biorąc pod uwagę ścisły związek zmian temperatury na skutek metabolizmu nie zaleca się pacjentom wykonywania wysiłku fizycznego oraz spożywania alkoholu, używek czy obfitych posiłków przed badaniem (za wyłączeniem wskazań w samym protokole badawczym). Dodatkowo, faktem jest, niekorzystny wpływ leków przeciwbólowych oraz przeciwzapalnych na wiarygodność badanej mapy termicznej ciała [107,108].

Przystąpienie pacjenta do badań uwarunkowane jest przeprowadzeniem tzw. procesu aklimatyzacji, który ma na celu minimalizację artefaktów cieplnych na powierzchni ciała oraz ustabilizowanie procesów wymiany ciepła z otoczeniem. Ze względu na powiązanie W związku z powyższym, nawiązując do niniejszej pracy, ważne jest aby wszystkie pomiary ciała ludzkiego odbywały się według standardowego protokołu badań [15,107,109]. Jednakże zdarzają się sytuacje, w których dokładne zastosowanie się do powyższego protokołu nie jest do końca możliwe. Jednak nawet wtedy operator kamery stara się aby pomiar przebiegał w warunkach jak najbardziej zbliżonych do wypracowanych standardów.

Należy podkreślić, że wymienione zalecenia dotyczą tzw. termografii klasycznej w której obserwujemy obiekt w warunkach równowagi. Zastosowanie wszystkich zaleceń w przypadku badań sportowca w ruchu, w terenie czy też pacjenta poddanego działaniu czynnika fizykalnego – np. krioterapii ogólnoustrojowej wyłamuje się z niektórych tych warunków, ze względu na rodzaj prowadzonych badań oraz oczekiwanych wyników [10,110-112].

III. Część praktyczna

Ze względu na specyfikę prowadzonych badań, niniejsza praca podzielona została na trzy części tematyczne. Zakres tematyczny rozprawy dotyczy zastosowania termowizji w sporcie, jednakże przeprowadzone pomiary przeprowadzono w zakresie oceny termicznej w trakcie badań wydolności sportowców (rozdz. 5), oceny odzieży sportowej stosowanej w treningu (rozdz. 6) oraz mechanizmów termoregulacji organizmu po wysiłku fizycznym (rozdz. 7).

5. Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie wydatku energetycznego sportowców

Badania przeprowadzone do tej pory w zakresie oceny wydatku energetycznego sportowców w trakcie wysiłku fizycznego wykazują powiązanie parametrów termicznych z parametrami używanymi w ocenie wydolności i kondycji organizmu (tj. VO_2 , VE , obciążenie czy tętno). Na podstawie analizy termicznej organizmu człowieka (zarówno powierzchni jak i jego wnętrza, co często jest wzajemnie korelowane) istnieje możliwość oceny zmian strumienia energii wypromieniowanej z ciała, a zatem pośrednio w metabolizmu organizmu. Pokazano to w różnych pracach naukowych oraz rozprawie magisterskiej mojego autorstwa [14,113-115].

Ze względu na ograniczenia techniczne w trakcie wykonywania pomiarów (opisane szczegółowo w rozdziale 5.1) wyliczenie średniej temperatury powierzchni ciała musiało zostać oparte na wzorach empirycznych i średnich wartościach temperatury poszczególnych obszarów, które w trakcie badań pozostawały odsłonięte. Średnią temperaturę powierzchni ciała wyliczono na podstawie empirycznej formuły [27]:

$$T_{pow} = 0,07T_{stopy} + 0,32T_{nogi} + 0,17T_{plecy} + 0,18T_{klatka} + 0,14T_{ramiona} + 0,05T_{ręce} + 0,07T_{głowa} \quad (5.1)$$

gdzie:

T_{stopy} – temperatura powierzchni stóp,

T_{nogi} – temperatura powierzchni nóg (org. Goleni),

T_{plecy} – temperatura powierzchni pleców,

T_{klatka} – temperatura powierzchni klatki piersiowej,

$T_{ramiona}$ – temperatura powierzchni ramion,

T_{reccc} – temperatura powierzchni dłoni,

T_{glowa} – temperatura powierzchni głowy.

Ponadto na podstawie prawa Stefana-Boltzmana oszacowane zostało powiązanie mocy promieniowania emitowanego z organizmu z temperaturą powłoki ciała T_{pow} [14,27,31,115]:

$$\Phi_R = \sigma e A (T_{pow}^4 - T_{ot}^4) \quad (5.2)$$

gdzie:

Φ_R – strumień energii wypromieniowanej z powierzchni ciała,

σ - stała Stefana-Boltzmana, wynosząca $5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$,

e – emisyjność powierzchni ciała wynosząca 0,95,

A – powierzchnia powłoki zewnętrznej organizmu,

T_{ot} – temperatura otoczenia.

W oparciu o posiadane informacje dotyczące cech somatycznych sportowców, tj. masa ciała i wzrost, na podstawie zasad skalowania została wyliczona przybliżona powierzchnia ciała A dla każdego zawodnika, zgodnie ze wzorem [25]:

$$A = 0,202 \cdot m^{0,425} \cdot h^{0,725} \quad (5.3)$$

gdzie:

m – masa ciała wyrażona w kg,

h – wzrost wyrażony w m.

5.1. Materiał i metodyka

W badaniach poświęconych termograficznej ocenie wydolności kolarzy udział wzięło 22 kolarzy płci męskiej. Grupa badawcza została podzielona na dwie podgrupy: grupę I „młodzieżowcy” oraz grupę II „masters”. Jako kryterium podziału wybrano wiek zawodników poddanych próbie. W grupie młodzieżowej przyjęto kryterium poniżej 23 roku życia, co oznacza kategorie poniżej orlika (tj, młodzik, junior młodszy, junior oraz orlik)), oznaczane jako kategorie młodzieżowe w kolarstwie. Kryterium grupy masters zakłada wiek zawodników powyżej 30 roku życia – zgodnie z przepisami PZKol [116]. Zgodnie z powyższym grupa I liczy 9 zawodników, natomiast grupa II zawiera 13

sportowców. Odpowiednio średni wiek grupy „młodzieżowców” wynosi 17 ± 2 lata natomiast grupy „masters” 42 ± 6 lat. Średnie wartości dla pozostałych cech somatycznych oraz parametrów wydolności fizycznej badanych sportowców przedstawiono w Tabeli IV. W trakcie pomiarów zawodnicy byli zdrowi. Badania przeprowadzono w Centrum Diagnostyki Sportowej „Diagnostix” w Wiśle, w trakcie progresywnego testu wydolności organizmu wykonywanym na ergometrze kolarskim Cyclus 2 oraz przy użyciu maski spirometrycznej CORTEX Metamax 3b. Protokół progresywnych testów wydolności organizmu opiera się na zwiększaniu obciążenia średnio o 30W co 3 minuty. Poziom startowy obciążenia wynosi 50W i trwa 3 minuty, po których obciążenie wzrasta do 90W na kolejne 3 minuty, a następnie w interwale wynoszącym 3 minuty wzrost następuje o 30W, aż do odmowy wysiłku przez zawodnika. Test kończy się w momencie osiągnięcia maksymalnego zmęczenia i braku możliwości kontynuacji testu, jest to tzw. test do odmowy wysiłku. W analizowanych przypadkach test trwał od 24 do 30 minut.

Tabela IV. Średnie wartości cech somatycznych oraz parametrów wydolności fizycznej zawodników względem badanych podgrup.

GRUPA	Masa ciała [kg]	Wzrost [m]	BMR	BMI [kg/m²]	VO₂max [l/min]	HR_{max} [bpm]
I młodzieżowa	66,7±13,7	1,76±0,08	79,0±12,3	21,2±3,2	3,19±0,64	189±11
II masters	79,4±7,9	1,80±0,06	90,3±6,8	24,2±1,5	3,83±0,44	178±10

Pomiary termowizyjne wykonano przy pomocy kamery termowizyjnej FLIR Systems E60 o czułości 0,05 K oraz rozdzielczości 320x240 pikseli. Każdy ochotnik przed badaniem wydolnościowym przechodził fazę adaptacji temperaturowej, polegającej na ustabilizowaniu temperatury powierzchni ciała do warunków panujących w pomieszczeniu, co trwało 30 ± 5 minut. Obrazowane części ciała pozostawały odkryte przez cały okres pomiarów. Temperatura pomieszczenia testowego była monitorowana i utrzymywana na stałym poziomie $20\pm 1^{\circ}\text{C}$.

Opierając się na wzorze (5.1) obrazowanie termiczne dotyczyło wymienionych części ciała oprócz powierzchni stóp i rąk, na co nie pozwoliły względy techniczne. Jednakże warto zauważyć, że wymienione części mają niewielki wkład do wartości całkowitej. Obrazowanie termiczne przeprowadzono w 3 minutowych odstępach, co skorelowane było ze zmianą obciążenia na ergometrze kolarskim oraz poborem próbek krwi do oceny

poziomu kwasu mlekowego. Dodatkowo, z termogramów twarzy została odczytana temperatura wewnętrzna z kącika oka [117]. Poglądowy obraz próby wydolnościowej w kolarstwie przedstawiono na Rys. 5.1.



Rysunek 5.1. Próba wydolnościowa w kolarstwie – stanowisko badawcze.

(Źródło: www.diagnostix.pl, Fot. Bikelife.pl)

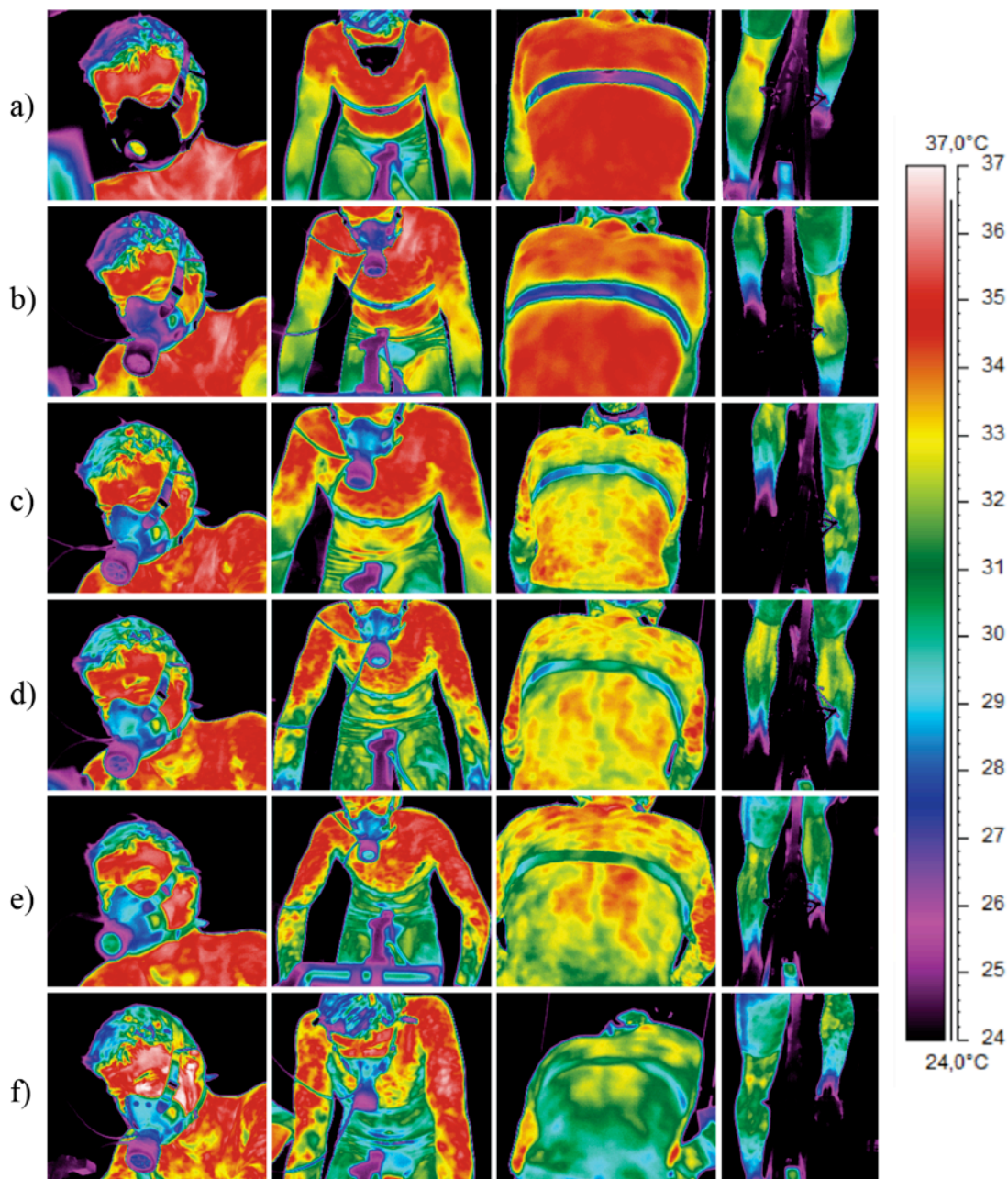
W trakcie wykonywanych badań, za pomocą standardowej aparatury używanej w trakcie testów wydolnościowych monitorowane były parametry takie jak zużycie tlenu $\dot{V}O_2$, wentylacja \dot{V}_E , wydalanie dwutlenku węgla $\dot{V}CO_2$, poziom kwasu mlekowego oraz tętno HR . Wymienione powyżej czynniki używane do oceny wydolności organizmu sportowca poddanego badaniom poddano korelacji z parametrami termicznymi.

Obrazy termiczne zostały poddane analizie przy użyciu programu ThermaCAM TM Researcher Pro 2.8 SR-3, natomiast do analizy statystycznej użyto programu STATISTICA 12.

5.2. Wyniki i dyskusja:

Prezentowane w niniejszym rozdziale wyniki i ich analiza zostały opisane w pracy pt. „Zastosowanie termowizji w badaniach wydolności sportowców, badania pilotażowe”, opublikowanej w czasopiśmie *Pomiary, Automatyka Kontrola* oraz pracy „*May thermal imaging be useful in cyclist endurance tests?*” opublikowanej w czasopiśmie *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*.

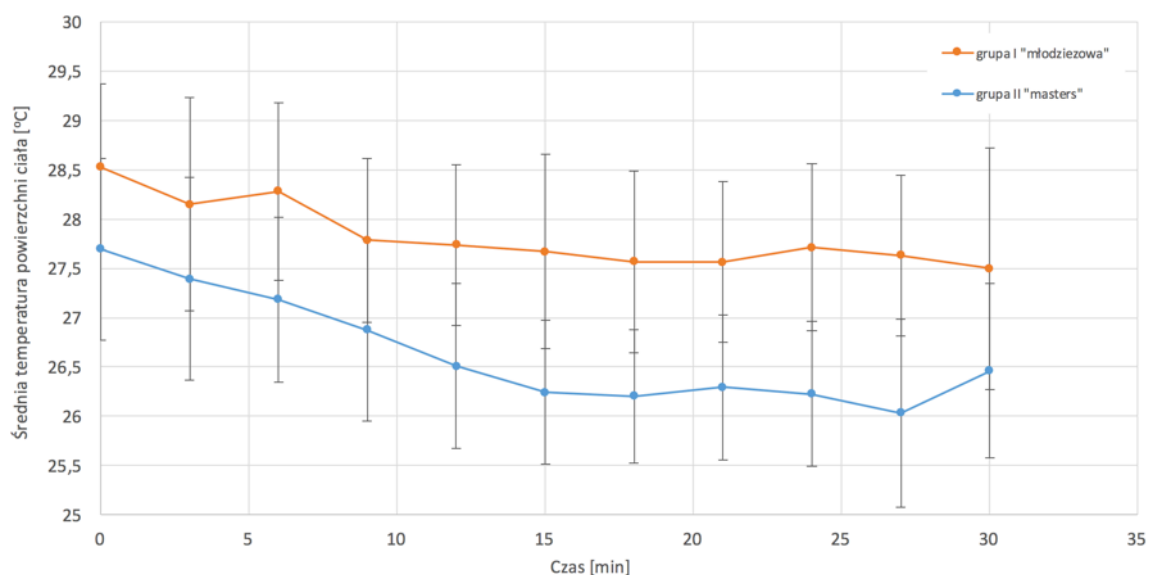
Celem badań prezentowanych w tej części pracy była ocena przydatności obrazowania termograficznego w ocenie metabolizmu kolarzy oraz próba oceny wydatku energetycznego na podstawie mapy temperaturowej ciała. Na Rys. 5.2 przedstawiono przykładowe obrazy termiczne kluczowych obszarów ciała poddanych analizie. Ze względu na maskę spirometryczną, która zasłania dolną część twarzy, do obliczenia średniej temperatury powierzchni ciała ze wzoru (5.1) użyto obszaru twarzy, który pozostawał odsłonięty [14,114].



Rysunek 5.2. Przykładowe termogramy sportowca w: a) 0 minucie, b) 6 minucie, c) 12 minucie, d) 18 minucie, e) 24 minucie oraz f) 30 minucie testu wydolnościowego.

Na podstawie analizy obrazów termicznych przedstawionych na Rys. 5.2 można stwierdzić, że zmiany temperatury na powierzchni ciała są wyraźnie widoczne. W miarę wzrostu obciążenia na ergometrze kolarskim temperatura powierzchni ciała w regionach zainteresowania takich jak plecy, nogi czy klatka piersiowa wykazuje tendencję spadkową. Natomiast obszary twarzy oraz ramion w ocenie wizualnej cechują się wzrostem temperatury powłoki skórnej. Czynnikiem potu stanowił w niniejszych badaniach wyraźny artefakt, jednakże jest on niemożliwy do wyeliminowania w naturalnych, niezaburzonych warunkach badań wydolności organizmu [118]. Z drugiej strony wykroplenie potu jest ściśle powiązane ze zjawiskami termoregulacji w organizmie. Stąd zjawisko to powodując obniżenie średniej temperatury powierzchni ciała może mieć związek z wydajnością mechanizmów termoregulacji, co zostanie dokładniej poruszone w dalszej części rozdziału.

Na Rys. 5.3 przedstawiono zależność średniej temperatury powierzchni ciała od czasu dla grupy I oraz II. Wyraźnie widoczna jest tendencja spadkowa dla temperatury powierzchni ciała w obu grupach. Jednakże warto zauważyć, że dla grupy I „młodzieżowej” wyraźny trend spadku temperatury powierzchni ciała można zaobserwować do 9 minuty próby, po czym następuje pewnego rodzaju stabilizacja wartości. Dla grupy II „masters” tendencja spadkowa utrzymuje się do 15 minuty testu, a następnie można zaobserwować obszar plateau.



Rysunek 5.3. Zestawienie zmiany średniej temperatury powierzchni ciała w funkcji czasu dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Z wykresu przedstawionego na Rys. 5.3 wyraźnie widać różnicę w wartości temperatury powierzchni ciała przed testem. Grupa „młodzieżowa” charakteryzuje się wyższą wartością średnią temperatury powierzchni ciała przed badaniem niż grupa „masters”.

Zmiana średniej temperatury powłoki skórnej T_{pow} w czasie testu wydolności organizmu, liczona na podstawie równania (5.1), została przedstawiono na wykresie na Rys. 5.3, z uwzględnieniem podziału na grupy wiekowe. Analizując wykres przedstawiony na Rys. 5.3 można zauważyć, że dla obu grup badawczych temperatura powierzchni ciała przyjmuje tendencję spadkową w czasie [14,118]. Dla grupy „młodzieżowej” trend spadku temperatury powierzchni ciała jest słabo widoczny. Pomijając wysokie odchylenia od wartości średniej oraz wyraźne wahania temperatury na początku testu, tendencja spadkowa temperatury powierzchni ciała może być przyjęta do 9 minuty próby, a następnie widoczna jest stabilizacja temperatury. Wysokie odchylenia standardowe oraz wyraźne perturbacje w przebiegu zmian temperatury powierzchni mogą świadczyć o fakcie, że w grupie młodszej tj. młodzieżowej organizm zawodników jest bardziej niestabilny i ciężko jest zauważyć trend w zmianie temperatury powierzchni ciała.

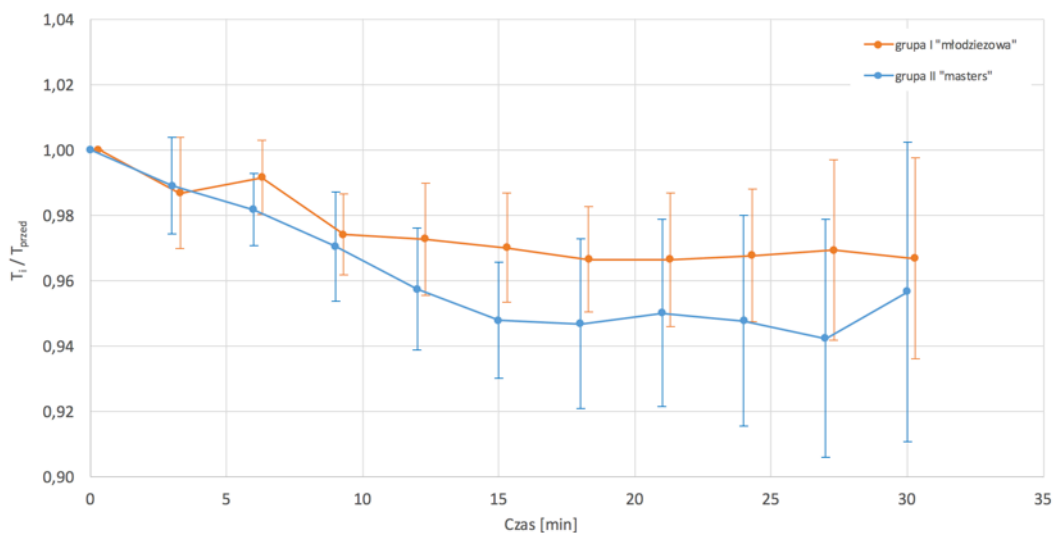
Dla zawodników bardziej dojrzałych, czyli dla grupy „masters” tendencja spadkowa temperatury powierzchni ciała utrzymuje się do 15 minuty testu. Po obniżeniu się temperatury w 15 minucie testu można zaobserwować okres plateau. Można wnioskować, że organizm osoby wytrenowanej przez pierwszą część testu dochodzi do pewnego optimum i następnie działa na pewnym ustabilizowanym poziomie wydolności.

Ze względu na rozbieżność w temperaturze powierzchni ciała w spoczynku pomiędzy poszczególnymi sportowcami w grupach, aby ujednoczyć wyniki i zbadać tendencje zmian temperatury w zależności od kategorii wiekowych wykonano normalizację temperatury zgodnie z zależnością (5.4):

$$\frac{T_i}{T_{przed}} \quad (5.4)$$

gdzie:

T_i – temperatura powierzchni ciała w danym momencie, gdzie $i = 0, 3, 6, \dots, 30 \text{ min}$.



Rysunek 5.4. Zestawienie zmiany znormalizowanej wartości średniej temperatury powierzchni ciała w funkcji czasu dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Analizując wykresy zamieszczone na Rys. 5.3 oraz Rys. 5.4 można zauważyć że dla grupy II „masters” wyraźnie widoczny jest trend spadkowy temperatury powierzchni ciała do 15 minuty treningu po czym można zaobserwować pewien okres *plateau*. Z kolei dla grupy I „młodzieżowej” przebieg zmian temperatury powierzchni ciała jest mniej stabilny na początku treningu, po czym jej wartość normuje się wykazując niewielkie oscylacje. Dla młodszej grupy spadek temperatury na początku treningu jest widoczny do około 9 minuty treningu.

Na podstawie danych przedstawionych na Rys. 5.3 można zauważyć także, że dla sportowców o większym stażu, tj. grupy II „masters” wartość obniżenia się temperatury ciała pomiędzy temperaturą wyjściową (zmierzoną przed testem), a temperaturą minimalną w trakcie testu wynosi 1,7°C. Z kolei dla grupy I „młodzieżowej” ta sama różnica wynosi zaledwie 1,0°C. Zależność tą widać również po znormalizowaniu danych temperaturowych, co przedstawiono na Rys. 5.4.

Wspomniana wyżej różnica temperatury dla grupy „młodzieżowej” to 3%, natomiast dla grupy „masters” wynosi 6%. W związku z powyższym, można wysnuć przypuszczenie, że bardziej wytrenowany organizm o dłuższym stażu treningowym efektywniej obniża temperaturę organizmu w trakcie wysiłku chroniąc się przed przegrzaniem. Dane literaturowe podają, że regularny trening prowadzi do uruchomienia procesów adaptacyjnych związanych z przepływem skórnym (*SkBF*) w organizmie [119]. Wiadome jest, że wysiłek fizyczny powoduje wzrost zapotrzebowania organizmu na składniki odżywcze oraz tlen. W konsekwencji dochodzi nie tylko do wzrostu objętości minutowej

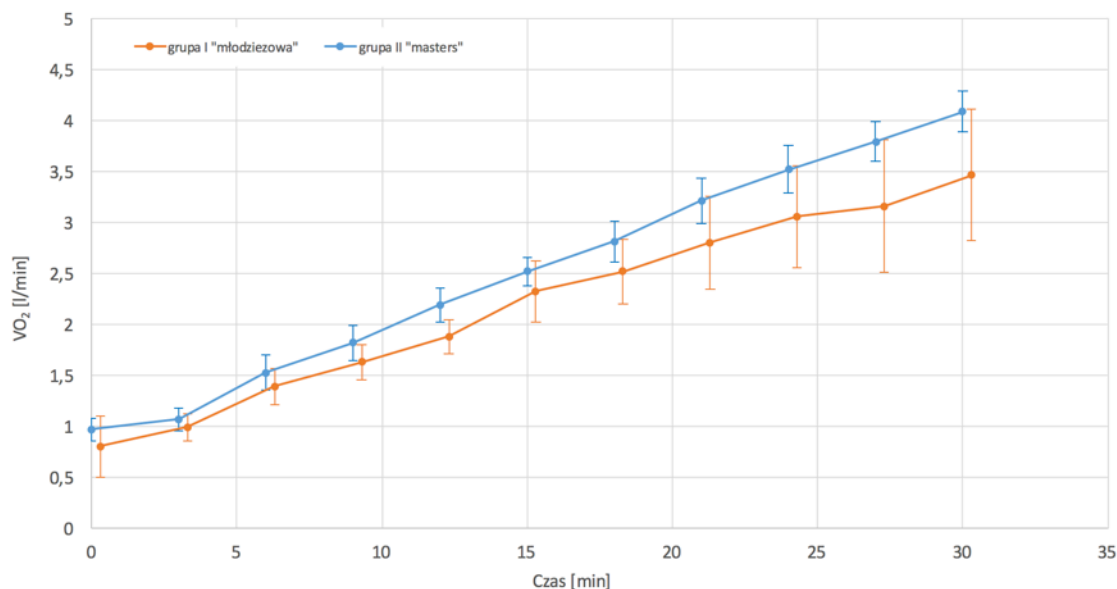
serca ale i do redystrybucji krwi w ustroju [18]. Do najważniejszych zmian zachodzących w układzie krążenia zalicza się zmniejszenie częstości skurczów serca w spoczynku, a zarazem wzrost objętości wyrzutowej serca. Zmiany zachodzą także w lokalnym przepływie krwi, a mianowicie u osób wytrenowanych przepływ krwi przez pracujące mięśnie zwiększa się, ze względu na zmiany w aktywności unerwienia współczulnego tętniczek [18,56]. W mechanizmie termoregulacji sportowców kluczową rolę odgrywa przepływ krwi w naczyniach podskórnych *SkBF*, a dokładniej zdolność organizmu do jego modulacji [21]. Układ współczulny kontroluje przepływ krwi za pomocą układu zwężania i rozszerzania naczyń krwionośnych [120]. Zgodnie z doniesieniami literaturowymi podczas wykonywania ćwiczeń fizycznych dochodzi do rozszerzenia skórnych naczyń krwionośnych w celu poprawy zjawisk termoregulacyjnych, jednakże dopiero po pewnym czasie, czego konsekwencją są odruchy naczyniowe niezwiązane z mechanizmami balansu termicznego, jak np. baroreceptory korygujące ciśnienie krwi [41,42]. Sportowcy bardziej doświadczeni, czy też o większym stażu treningowym, posiadać będą bardziej wytrenowany układ krążenia, w konsekwencji czego, przepływ krwi będzie łatwiej i efektywniej adaptował się do obciążeń jakim poddawany jest organizm w trakcie wysiłku. Przyczyni się to do poprawy efektywności mechanizmów termoregulacyjnych związanych z przepływem krwi w naczyniach podskórnych, co z kolei daje swój wyraz w zmianie temperatury powierzchni ciała, gdzie w trakcie progresywnego wysiłku można zaobserwować wyraźny spadek temperatury powierzchni ciała.

Warto nadmienić także, że poza *SkBF* i związaną z nim modulacją przepływu krwi w naczyniach podskórnych, w trakcie ekstremalnego wysiłku kluczową rolę w ochronie organizmu przed hipertermią pełnią gruczoły potowe. Odparowanie potu jest bowiem jednym z najbardziej efektywnych mechanizmów utraty ciepła z organizmu do otoczenia. Jednakże, należy pamiętać, że w momencie przekroczenia pewnego punktu krytycznego organizmu, efektywność mechanizmu odparowania potu traci na efektywności [18,21,27]. Jak do tej pory przeprowadzono stosunkowo niewiele badań dotyczących zmian w mechanizmie aktywacji i działania gruczołów potowych w kontekście stażu treningowego. Działanie i aktywność gruczołów potowych w dużym stopniu związana jest z gospodarką hormonalną oraz jest cechą osobniczą [121]. Doniesienia literaturowe podają jednak, że dla wytrenowanych sportowców gruczoły potowe wykazują wyższą aktywność i w konsekwencji temperatura powłoki skórnej jest niższa. Zostało to zaobserwowane w przeprowadzonych badaniach, gdzie wraz ze wzrostem intensywności treningu zauważalny był istotny statystycznie spadek temperatury powierzchni ciała [14,113].

Świadczy to o większej zdolności rozpraszania ciepła obwodowego u osób bardziej wytrenowanych [121- 124]. Warto zauważyć, że w przypadku niniejszej pracy wzorec spadku temperatury powierzchni ciała przyjmuje trend bardziej ustabilizowany, a zarazem wydaje się, być bardziej efektywny, dla grupy II „masters”, która to cechuje się większym stażem treningowym. Ten fakt wydaje się potwierdzać plateau u masters obserwowany od 15 minuty testu wydolności organizmu (Rys. 5.3).

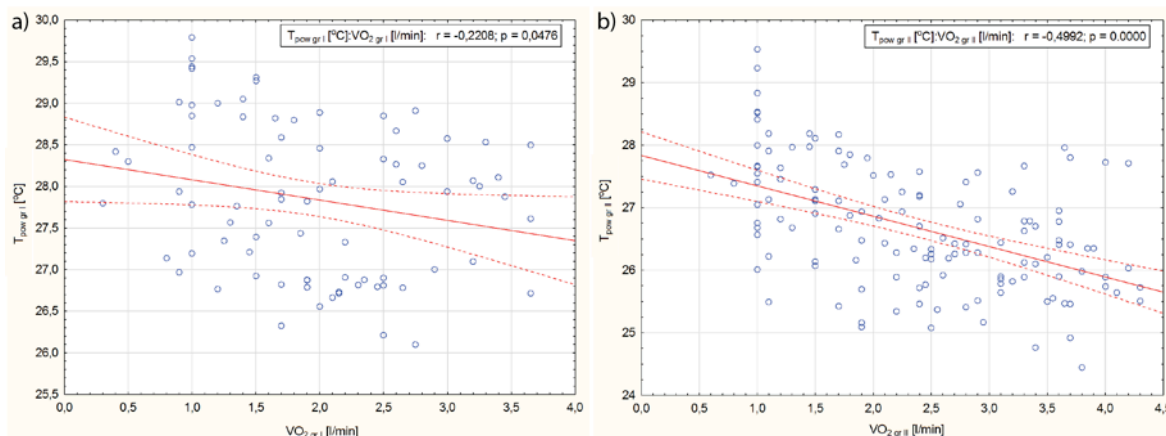
Przeprowadzenie analizy parametrów temperaturowych organizmu, wymaga odniesienia ich wartości do wartości parametru określającego wydolność organizmu. Na podstawie danych literaturowych przedstawionych w rozdziale 3.2 powszechnie wiadomo, że do oceny i analizy wydolności organizmu używa się parametru oddechowego, jakim jest pobór tlenu $\dot{V}O_2$ i związana z nim wartość maksymalnej konsumpcji tlenu $\dot{V}O_{2max}$. Ponadto, zgodnie z doniesieniami literaturowymi, pobór tlenu i ekwiwalent produkowanego ciepła na skutek przemian metabolicznych i pracy mięśni są ściśle powiązanie (Tab. I) [25,57,58].

Zmianę średniej wartości poboru tlenu w poszczególnych grupach przedstawiono na Rys. 5.5. Warto zauważyć, że dla bardziej doświadczonej grupy kolarzy kategorii „masters” wartość zmian parametru $\dot{V}O_2$ jest znacznie bardziej ustabilizowana niż w grupie młodzieżowej i cechuje się niższymi odchyleniami od wartości średniej.



Rysunek 5.5. Zmiana średniej wartości poboru tlenu $\dot{V}O_2$ w czasie dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Na Rys. 5.6a i 5.6b przedstawiono korelacje pomiędzy poszczególnymi wartościami poboru tlenu $\dot{V}O_2$, a temperaturą powierzchni ciała T_{pow} odpowiednio dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.



Rysunek 5.6. Korelacja wartości poboru tlenu $\dot{V}O_2$ z wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

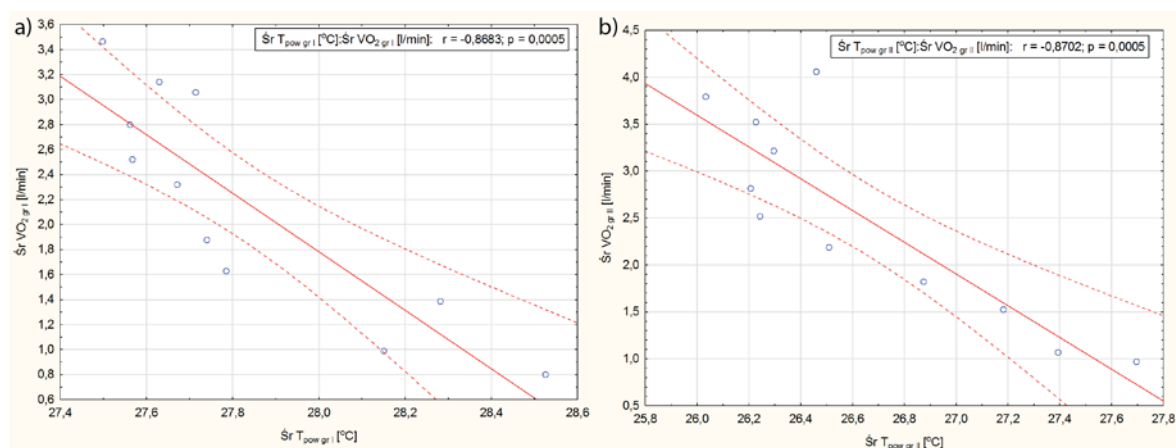
Zaprezentowane na Rys. 5.6a dane dla grupy I „młodzieżowej” wykazują słabą korelację pomiędzy parametrem poboru tlenu, a temperaturą powierzchni ciała. Jednakże mimo niskiej wartości współczynnika Pearsona $r = -0,22$, korelacja jest istotna statystycznie. W tym przypadku współczynnik determinacji r^2 wynosi zaledwie 5%. Wynika z tego, że tylko 5% zmienności parametru poboru tlenu można próbować wyjaśniać zmianami w temperaturze powierzchni ciała.

Z kolei na Rys. 5.6b poszczególne dane dla grupy „masters” wykazują dobrą korelację o współczynniku Pearsona $r = -0,50$ z wysokim współczynnikiem istotności statystycznej $p \ll 0,05$. Wyższą wartość przyjmuje tutaj również współczynnik determinacji, który wynosi 25%. Może to świadczyć, o większej stabilności procesów zachodzących w organizmie w trakcie wysiłku fizycznego. Z kolei, wspomnianą stabilność, można powiązać ze stażem treningowym i wytrenowaniem swoistych procesów adaptacyjnych organizmu na przestrzeni lat.

W celu weryfikacji parametrów termicznych uzyskanych na podstawie pomiaru kamerą termowizyjną wykonano korelacje pomiędzy wartością poboru tlenu $\dot{V}O_2$ będącą parametrem używanym standardowo w ocenie wydolności organizmu oraz obciążeniem zadany na ergometrze kolarskim. Doniesienia literaturowe mówią o powiązaniu pomiędzy poborem tlenu lub mocą generowaną przez organizm, a ekwiwalentem

produkowanego ciepła na skutek wysiłku fizycznego (Tab. I). Zgodnie z powyższym wraz ze wzrostem intensywności ćwiczeń wzrasta objętość pobieranego tlenu, który z kolei jest proporcjonalny do mocy generowanej w trakcie wysiłku, a także ilości ciepła produkowanego na skutek przemian metabolicznych, co można szacować na podstawie zmian temperatury powierzchni ciała [25,57,58].

W celu analizy zmian temperatury powierzchni ciała w czasie dla obu grup badawczych przeprowadzono korelacje pomiędzy średnimi wartościami poboru tlenu $\dot{S}r VO_2$ oraz średnią temperaturą powierzchni ciała $\dot{S}r T_{pow}$. Wyniki przedstawiono na Rys. 5.7a i 5.7b.



Rysunek 5.7. Korelacja średniej wartości poboru tlenu VO_2 ze średnimi wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

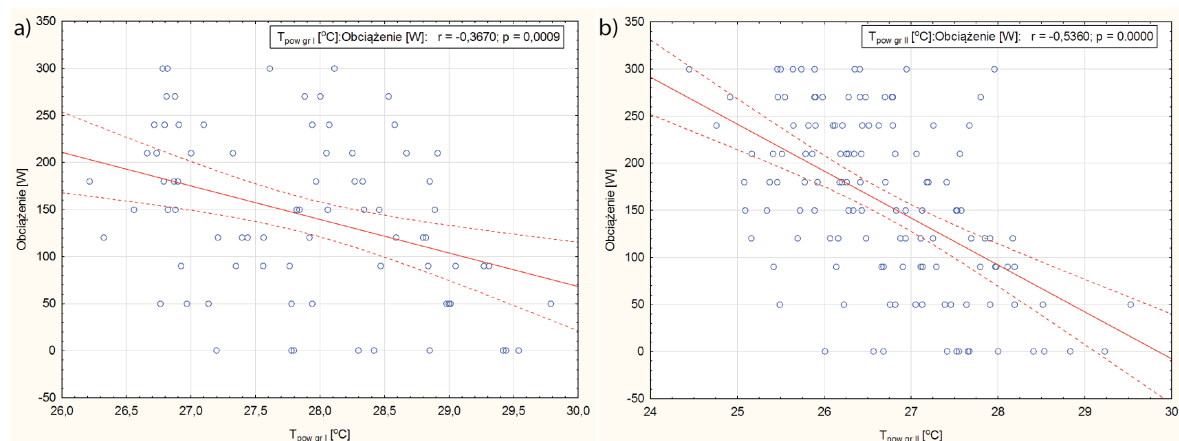
Na podstawie danych przedstawionych na Rys. 5.7a i 5.7b wyraźnie widać, że uśrednione wyniki dla poszczególnych podgrup wykazują wyższe korelacje i można wysunąć stwierdzenie, że przebieg ich zmian jest stabilny. Współczynnik korelacji Pearsona otrzymany dla grupy „młodzieżowej” oraz „masters” wynoszą $-0,87$, a ponadto obie zależności są istotne statystycznie z $p \ll 0,05$.

W przypadku korelacji wartości średnich VO_2 oraz T_{pow} współczynnik determinacji dla grupy „młodzieżowej” oraz „masters” wynosi odpowiednio 75% oraz 76%.

Wynika z tego, że zmiana temperatury powierzchni ciała w 75% może tłumaczyć, czy też może być powiązana z parametrem średnim VO_2 dla grupy „młodzieżowej”, a w 76% dla grupy „masters”. Na podstawie korelacji przedstawionych na Rys. 5.7 widać negatywną zależność pomiędzy parametrami, co oznacza, że wraz ze wzrostem VO_2 maleje wartość temperatury powierzchni. Można wysnuć tutaj wniosek, że obniżanie temperatury

powierzchni ciała zwiększa wydolność organizmu, tj. wspomaga zdolność do przemiany materii i w konsekwencji otrzymywania energii potrzebnej do wykonywania aktywności fizycznej. Obniżenie średniej temperatury powierzchni ciała powiązane jest z wysokim parametrem $\dot{V}O_2$, co oznacza, że w trakcie wysokiej intensywności ćwiczeń wzrasta pobór tlenu, ponieważ wzrasta zapotrzebowanie komórek na tlen [18,21,25,56]. W momencie, gdy temperatura powierzchni ciała osiąga wartości najwyższe, obniża się wartość energii produkowanej wewnątrz ciała, a więc spada także poziom możliwości fizycznych sportowca.

Na Rys. 5.8a i 5.8b w celu analizy powiązania pomiędzy intensywnością treningu, a zmianami wartości temperatury powierzchni ciała przedstawiono korelacje między temperaturą powierzchni ciała, a obciążeniem na ergometrze kolarskim odpowiednio dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”. W przypadku Rys. 5.8 uwzględniono w analizie wszystkie wykonane pomiary dla poszczególnych ochotników.



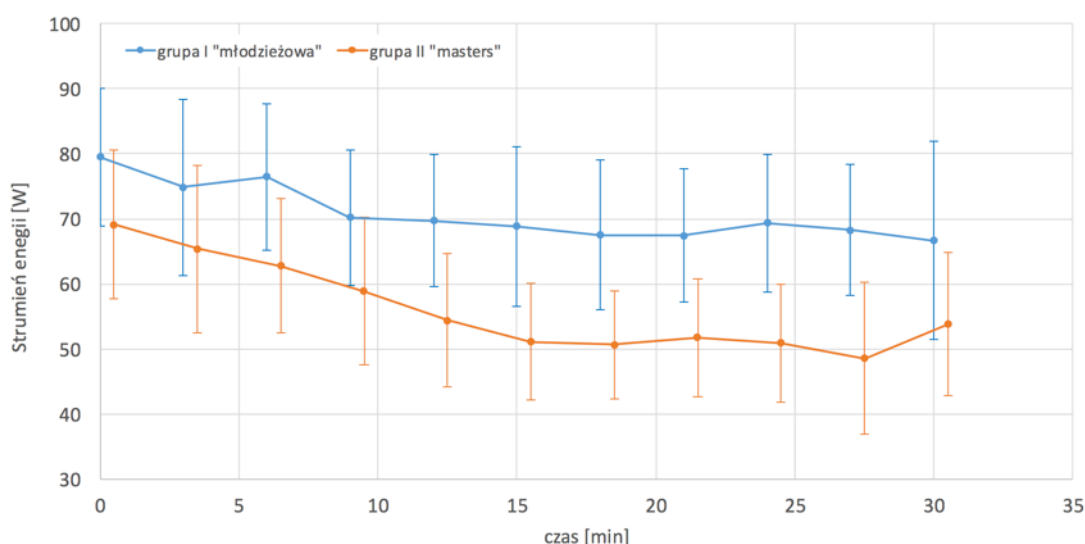
Rysunek 5.8. Korelacja wartości obciążenia z wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

Przedstawione na Rys. 5.8 korelacje wartości obciążenia i temperatury powierzchni ciała wykazują wyższy współczynnik Pearsona dla grupy II „masters” niż dla grupy I „młodzieżowej”. W przypadku kolarzy „masters” $r = -0,54$, natomiast dla młodzieżowców $r = -0,37$. W obu przypadkach wyniki korelacji są istotne statystycznie z $p \ll 0,05$.

Negatywna wartość korelacji pozwala na stwierdzenie, że wyższa wartość obciążenia i w konsekwencji wyższa moc generowana przez organizm wiąże się z bardziej wydajnym obniżeniem temperatury powierzchni ciała. Wynik ten wydaje się mieć uzasadnienie w kwestii energii cieplnej generowanej w trakcie wysiłku fizycznego i uruchamianych w

konsekwencji mechanizmów termoregulacji. Zgodnie z zasadami termoregulacji organizmu, po wygenerowaniu dużej ilości energii termicznej zachodzą reakcje, takie jak wzrost przepływu skórnoego czy aktywacja gruczołów potowych. Reakcje nasilają się wraz ze wzrostem wysiłku, co wydaje się mieć potwierdzenie na przedstawionych na Rys. 5.8 wykresach [14,18,21,25,56,121].

W kolejnych analizach przeprowadzonych w opisywanych badaniach na podstawie wzoru (5.3) wyliczona została powierzchnia ciała A dla poszczególnych sportowców. Na podstawie otrzymanych danych wyliczono strumień energii wypromieniowanej z powierzchni ciała podczas treningu zgodnie ze wzorem Stefana-Boltzmann (5.2) generowany przez organizm sportowców z poszczególnych grup, a jego zależność od czasu testu wydolności przedstawiono na Rys. 5.10.



Rysunek 5.9. Zmiana średniej wartości strumienia energii Stefana-Boltzmanna w czasie dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Na podstawie zależności przedstawionej na Rys. 5.9 wyraźnie widać różnicę w strumieniu energii wypromieniowanym z powierzchni ciała między grupami „młodzieżową”, a „masters”. Zgodnie z powyższym wykresem w grupie I „młodzieżowej” energia przyjmuje wartości wyższe niż w grupie II „masters”, a jej przebieg przybiera trend identyczny jak w przypadku zmian w temperaturze powierzchni ciała przedstawionej na Rys. 5.3, ponieważ to właśnie wartość T_{pow} jest podstawą do wyliczenia strumienia energii Φ_R .

Z drugiej jednak strony, strumień radiacyjny stanowi tylko część mechanizmów wymiany ciepła organizmu z otoczeniem, a mianowicie od 54% do 60%. Istotne znaczenie w wymianie ciepła w trakcie wysiłku fizycznego mają konwekcja oraz odparowanie potu, odpowiednio 25% oraz 7% [25,27]. W związku z powyższym oraz opisaną wcześniej aktywnością gruczołów potowych w zależności od stażu treningowego [121-124], można wysnuć wniosek, że u grupy sportowców bardziej doświadczonych utrata energii przez promieniowanie może być niższa ze względu na większą efektywność odparowania wody z powierzchni ciała niż u młodzieżowców. W grupie I, gdzie zawodnicy mają niższy staż treningowy, a dodatkowo organizm jest młody i mniej stabilny, wyższa wartość strumienia radiacyjnego z organizmu może równoważyć mniej efektywną pracę gruczołów potowych. Są to jednak tylko przypuszczenia, ponieważ dla określenia dokładnej wydajności poszczególnych mechanizmów wymiany ciepła sportowców z otoczeniem, należałoby odrębnie zbadać wszystkie procesy transmisji energii cieplnej.

5.3. Wnioski

Przeprowadzone badania wskazują, iż zastosowanie obrazowania termicznego w trakcie testów wydolności organizmu sportowców może być przydatne w kontekście oceny mechanizmów termoregulacji organizmu na podstawie zmian temperatury powierzchni ciała.

Zastosowany podział grup badawczych ze względu na kategorie wiekowe zgodnie z przepisami PZKOl pokazał istotne statystycznie różnice w termicznej odpowiedzi organizmu na zastosowane obciążenie fizyczne pomiędzy grupami, co dodatkowo podkreśla znaczenie przeprowadzonej analizy w ocenie wydolności organizmu.

Ponadto korelacje otrzymane pomiędzy parametrami termicznymi, a parametrami oddechowymi świadczą, o możliwości zastosowania termowizji jako metody dodatkowej, wspierającej standardową ocenę wydolności organizmu sportowców wytrzymałościowych. Wydaje się także, iż wraz ze wzrostem stażu treningowego rośnie siła otrzymanych korelacji, co może świadczyć o procesach adaptacyjnych rozwijających się w organizmie.

6. Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie sportowych koszulek termoaktywnych

W warunkach normalnych procesy termoregulacyjne zachodzą według ściśle określonego schematu (Rozdz. 2.4). Sytuacja diametralnie zmienia się w trakcie wysiłku fizycznego, co dokładnie opisano w Rozdziale 2.4. Faktem jest, że organizm sportowca narażony jest na różnorodne obciążenia termiczne, która podzielić można na zewnętrzne i wewnętrzne. W trakcie produkcji energii z przemian metabolicznych wytwarzana jest także energia cieplna, która powoduje wzrost temperatury wewnętrznej ciała. Energia termiczna może zostać zakwalifikowana jako obciążenie wewnętrzne. Z kolei temperatura otoczenia i zmiany wilgotności powietrza klasyfikowane są jako obciążenia pochodzenia zewnętrznego [14,25,27].

Ponieważ wymiana ciepła z otoczeniem w trakcie wysiłku fizycznego w głównej mierze odbywa się poprzez powłokę skórną, ważne jest wspomaganie tego mechanizmu przez stosowanie odpowiedniej odzieży [21,27]. W dzisiejszych czasach w produkcji odzieży sportowej wykorzystywane są specjalistyczne materiały mające na celu wsparcie efektywności mechanizmów termoregulacji oraz ochronę ciała przed przegrzaniem [125,126]. Bielizna termoaktywna jest najczęściej używana jako dodatkowa warstwa pod ubiorem właściwym lub w przypadku bardzo wysokich temperatur jako jedyna warstwa odzieży stosowana podczas treningu [17].

Charakterystyka odzieży sportowej, w tym termoaktywnej, opiera się na określeniu parametrów biofizycznych tkanin, takich jak: oporność termiczna, przewodność cieplna, dyfuzyjność oraz absorpcja. Parametry te charakteryzują tkaniny odzieży sportowej i pozwalają na opracowanie technologii produkcji wyrobów zapewniających optymalny komfort cieplny użytkowników [127,128].

Obecnie większość pomiarów tekstyliów sportowych odbywa się bez udziału ciała ludzkiego. Przeprowadzane testy badają jedynie parametry z wykorzystaniem aparatury specjalistycznej. W ten sposób pominięty zostaje wkład pochodzący od organizmu ludzkiego, chociażby wykroplenie potu i jego wpływ na gospodarkę termiczną. Brakuje w takich testach również subiektywnej oceny sportowca, którą można by porównać z obiektywnymi badaniami parametrycznymi.

6.1. Materiał i metodyka

Do badań użyto sześciu różnych modeli koszulek termoaktywnych od producentów takich jak: *Brubeck*, *Raso*, *Craft* i *Swix*. Wszystkie przebadane koszulki to bazowa odzież sportowa standardowo dostępna w sklepach. Różnice pomiędzy koszulkami wynikały z różnorodnej gramatury tkaniny, składu tkaniny i koloru. Każda badana koszulka została poddana subiektywnej ocenie kolarza w kwestii komfortu treningu oraz stopnia przylegania tkaniny do ciała (Tab. V). Charakterystyka badanej odzieży, tj. kolor, gramatura tkaniny i kompozycja włókien została przedstawiona w (Tab. VI).

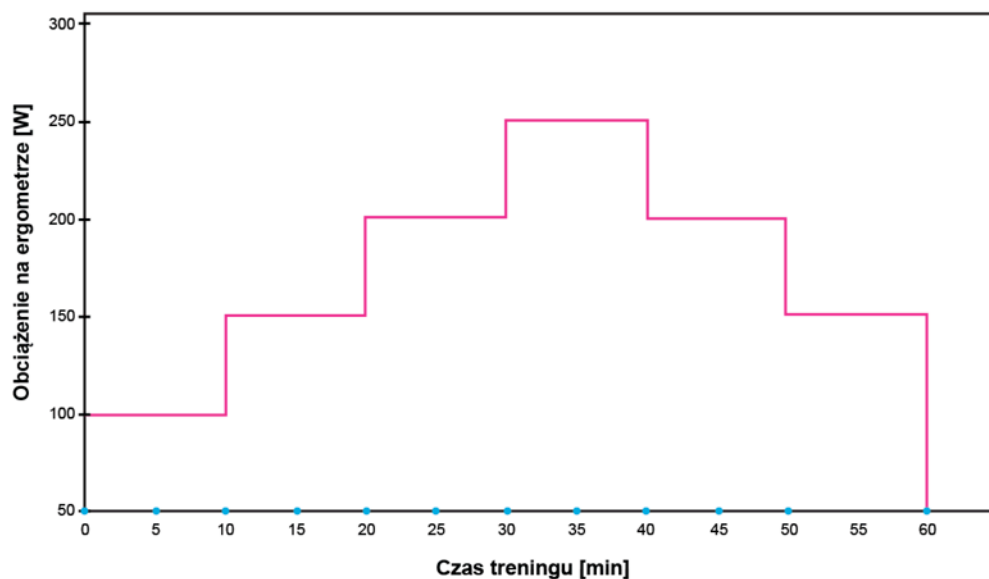
Tabela V. Subiektywna ocena poszczególnych koszulek przez wzorcowego kolarza.

	Koszulka A	Koszulka B	Koszulka C	Koszulka D	Koszulka E	Koszulka F
Stopień przylegania (skala: 1-5)	4	2	5	5	5	4
Komfort treningu (skala: 1-5)	4	2	5	5	5	3

Każda z koszulek biorąca udział w badaniu została przebadana jako produkt nowy. Ponadto przeprowadzono także badanie wzorcowe, tj. badanie w trakcie protokołu treningowego bez warstwy odzieży (w prowadzonych badaniach – sportowiec bez koszulki). W związku z powyższym, wyniki otrzymane dla poszczególnych koszulek mogły zostać zestawione z temperaturą odniesienia (wzorcową) w celu weryfikacji jak dana warstwa odzieży termoaktywnej zmienia temperaturę zewnętrzną i w konsekwencji można było dokonać szacunkowej oceny zmian w mechanizmie termoregulacji organizmu.

Jako wzorzec w badaniu udział wziął półprofesjonalny kolarz o stażu treningowym wynoszącym 12 lat i o parametrach ciała przedstawionych poniżej (pomiar ciała przeprowadzono zawsze przed obrazowaniem termicznym danej koszulki):

- Masa ciała: $71,9 \pm 2,0$ kg
- Wzrost: 1,80 m
- Poziom tkanki tłuszczowej w organizmie: $13,9 \pm 0,9\%$
- BMI: $22,2 \pm 0,8$ kg/m²



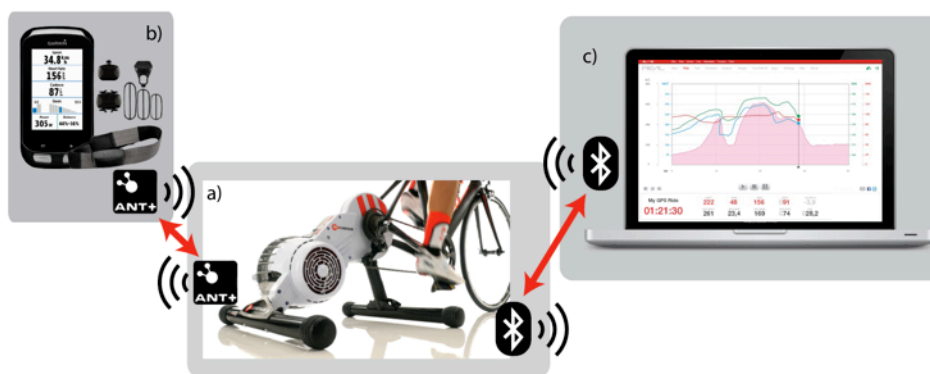
Rysunek 6.1. Protokół treningowy pomiarów termowizyjnych bielizny termoaktywnej. Obrazowanie termiczne wykonano dla momentów oznaczonych niebieskim punktem [17].

Pomiary przeprowadzone z użyciem 6 koszulek (Tab. VI) oraz pomiar wzorcowy wykonano zgodnie z protokołem treningowym przedstawionym na Rys. 6.1. Protokół treningowy został zaprojektowany tak, by symulować zawody sportowe. Początkowa faza, czyli pierwsze 10 minut treningu o obciążeniu 100W, symulowała rozgrzewkę. Następnie przez kolejne 30 minut obciążenie wzrastało o 50W co 10 minut, co miało odzwierciedlić progresywny wysiłek na zawodach. Ostatnia faza (20 minut) nawiązywała do rozjazdu po zawodach, tzw. *colling down*. Obrazowanym koszulkom przyporządkowano kolejne litery alfabetu (Tab. VI).

Tabela VI. Charakterystyka badanych koszulek termoaktywnych.

Koszulka	Kolor	Gramatura	Skład	Uwagi
A	Czerwony	152 g/m ²	62% poliamid 38% poliester	
B	Czarny	b/d	100% poliester	
C	Biały	101 g/m ²	70% polipropylen 30% poliamid	
D	Czarny	105 g/m ²	100% poliester	Collmax polyester, UPF 50+ filter, Hexa-continuous filament
E	Biały	104 g/m ²	95% poliester 5% elastan (Spandex)	Collmax polyester, Hexa-continuous filament
F	Biały	104 g/m ²	100% poliester	

W celu dokładnego odzwierciedlenia protokołu treningowego został on każdorazowo przeprowadzony przy użyciu symulatora treningowego Elite Real Turbo Muin B+ z pomiarem mocy i oprogramowaniem Elite Real Software zainstalowanym na komputerze MacBook Pro OSX Yosemite. Pomiar parametrów organizmu w trakcie wysiłku (tętno, prędkość, moc generowana) wykonany został przy użyciu urządzenia GARMIN Edge 1000. Poszczególne urządzenia zostały połączone przy użyciu czujników Bluetooth oraz ANT+ co przedstawiono na Rys. 6.2 [17,129,130]. Zastosowanie przedstawionego na Rys. 6.2 układu urządzeń pozwoliło na dokładne przestrzeganie zaplanowanego protokołu testowego (Rys. 6.1).



Rysunek 6.2. Schemat urządzeń testowych: a) symulator treningowy Elite Turbo Muin B+, b) GARMIN Edge 1000, c) MacBook Pro, z uwzględnieniem metody komunikacji [17,129,130].

Każdy test dla poszczególnych koszulek termoaktywnych został przeprowadzony w środku mikrocyklu treningowego (tj. w środku tygodnia) aby uzyskać zbliżone warunki regeneracji organizmu sportowca wzorcowego. Oznacza to, że dla każdej koszulki sportowiec znajdował się w tej samej kondycji psycho-fizycznej, będąc od 2 do 3 dni po okresie startowym. Pomiary zostały przeprowadzone w godzinach porannych z uwzględnieniem odpowiedniej diety od 12 godzin przed testem oraz stałego nawodnienia organizmu w ilości około 0,5l od rana. Śniadanie przed testem zostało dodatkowo ustandaryzowane i składało się zawsze z makaronu z owocami. Całkowity czas pomiarów wynosił około 3 miesięcy ze względu na wykluczenie okresów intensywnych treningów oraz okresów choroby.

Pomieszczenie testowe było również monitorowane i utrzymywane w stałych warunkach, tj. temperatura wynosiła $20,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$, z kolei wilgotność względna powietrza: $42,0 \pm 5,0\%$. Wyeliminowane zostały wszelkie urządzenia nadmuchujące powietrze oraz grzejniki

i promienniki ciepła. Każdorazowo przed obrazowaniem przeprowadzono proces adaptacji temperatury ciała do temperatury otoczenia, który trwał 20 minut [17].

W związku z tym, że w trakcie obrazowania termicznego głównym obiektem była tkanina koszulki, dla pomiarów bielizny, współczynnik emisyjności kamery termowizyjnej został skalibrowany dla emisyjności poliestru, tj. 0,85 [131].

Do wykonania obrazowania termicznego użyto kamery Flir Systems E60 o czułości równej 0,05 K, która została umiejscowiona w odległości $2,0 \pm 0,1$ m od powierzchni badanej. Temperaturę wewnętrzną kontrolowano wykonując pomiar wewnątrz ucha za pomocą termometru TECH-MED TM-350. Dodatkowo wykonano pomiar masy każdej koszulki przed i po treningu za pomocą wagi jubilerskiej PRO-TECH o precyzji 0,01 g.

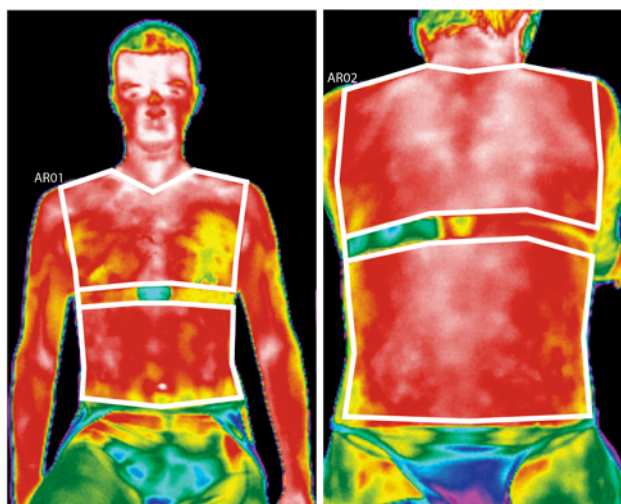
Analizę otrzymanych obrazów termicznych przeprowadzono przy użyciu oprogramowania ThermaCAM TM Researcher Pro 2.8 SR-3. Dane zebrano i przeliczono przy wykorzystaniu programu MS Office Excel 2010. Analizę statystyczną wykonano przy użyciu programu STATISTICA 12, gdzie przedział ufności został określony na poziomie 0,95.

6.2. Wyniki i dyskusja

Prezentowane w niniejszym rozdziale wyniki i ich analiza zostały opisane w pracy pt. „*A Quantitative Thermal Analysis of Cyclists' Thermo-active Base Layers*” opublikowanej w czasopiśmie Journal of Thermal Analysis and Calorimetry.

Celem niniejszej pracy było zweryfikowanie czy obrazowanie termiczne może dostarczyć danych pomocnych w ocenie komfortu cieplnego w trakcie używania różnych koszulek termoaktywnych.

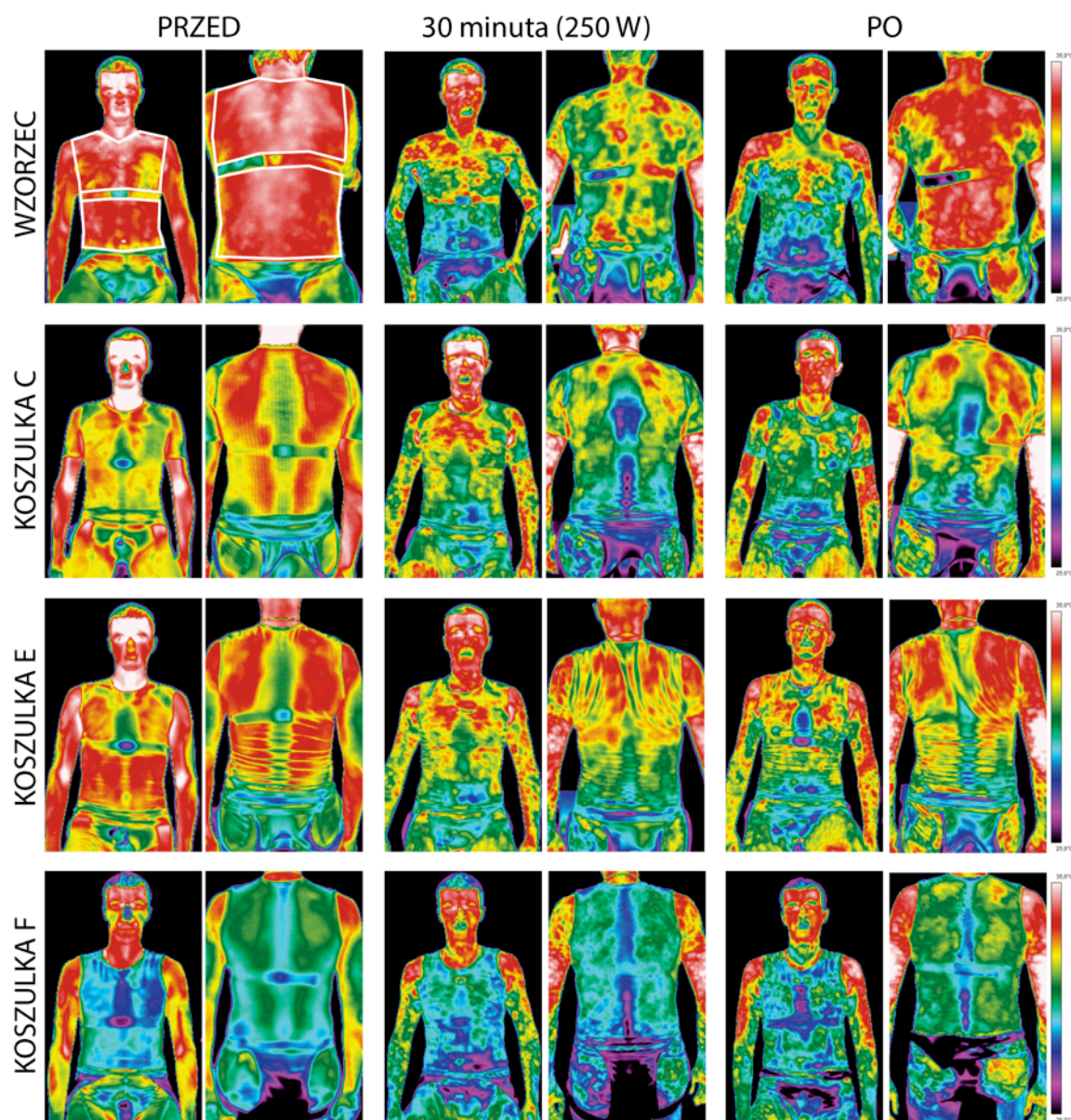
Średnia temperatura koszulek i wzorca została wyliczona na podstawie wybranych ROI dla projekcji przedniej oraz tylnej (Rys. 6.3). Warto wspomnieć że obszar zakryty przez opaskę pulsometru nie został uwzględniony w obliczeniach. Obszar wybrany do analizy został określony na podstawie powtarzalności obszaru zakrytego przez poszczególne koszulki. Ze względu na to, że część bielizny miała krótki rękawek, a część nie posiadała go wcale, wybrano obszar, który powielał się z każdym pomiarem [17].



Rysunek 6.3. Obrazy termiczne wzorca (tj. wykonane bez warstwy bielizny termoaktywnej) z zaznaczonym obszarem zainteresowania w poszczególnych projekcjach [17].

Na Rys. 6.4 przedstawiono otrzymane mapy termiczne dla przykładowych koszulek oraz badania wzorcowego w kluczowych momentach wysiłku, tj. przed badaniem, w momencie najwyższej wartości obciążenia oraz po badaniu. Zmiany w rozkładzie temperatury powierzchni ciała są widoczne dla poszczególnych koszulek. Wyraźnie widać, że trend zmian w temperaturze powierzchni koszulki jest podobny do wzorca. Z drugiej strony, w przypadku koszulki F zauważalne jest znaczne obniżenie temperatury na obszarze bielizny, czego nie obserwowano w przypadku pozostałych badanych koszulek. Ponadto, wydaje się, że dla poziomego obciążenia 250W temperatura powierzchni ciała jest najbardziej zbliżona pomiędzy pomiarami w większości przypadków. 30 minuta testu jest momentem najbardziej intensywnym w protokole treningu, zatem i zjawiska chłodzenia ciała powinny być najbardziej intensywne, co otrzymane wyniki potwierdzają.

Warto wspomnieć, że każdorazowo przed pomiarem przeprowadzono proces adaptacyjny trwający 15 minut i polegający na ubraniu koszulki i pozostawaniu w niej w spoczynku. Zgodnie z tym, wyraźnie widać różnice w temperaturze wyjściowej (tj. przed treningiem) pomiędzy koszulkami C i E, a koszulką F.



Rysunek 6.4. Obrazy termiczne wzorca oraz wybranych koszulek wykonane przed, w 30 minucie testu oraz po wysiłku [17].

Dokładna analiza parametrów temperaturowych koszulek wymaga jednak nie tylko oceny wizualnej wybiórczych obrazów termicznych, ale dokładnej analizy zmian w temperaturze powierzchni. Aby to zrealizować wyliczono parametr dT_{pow} (wzorzec-koszulka) zdefiniowany jako:

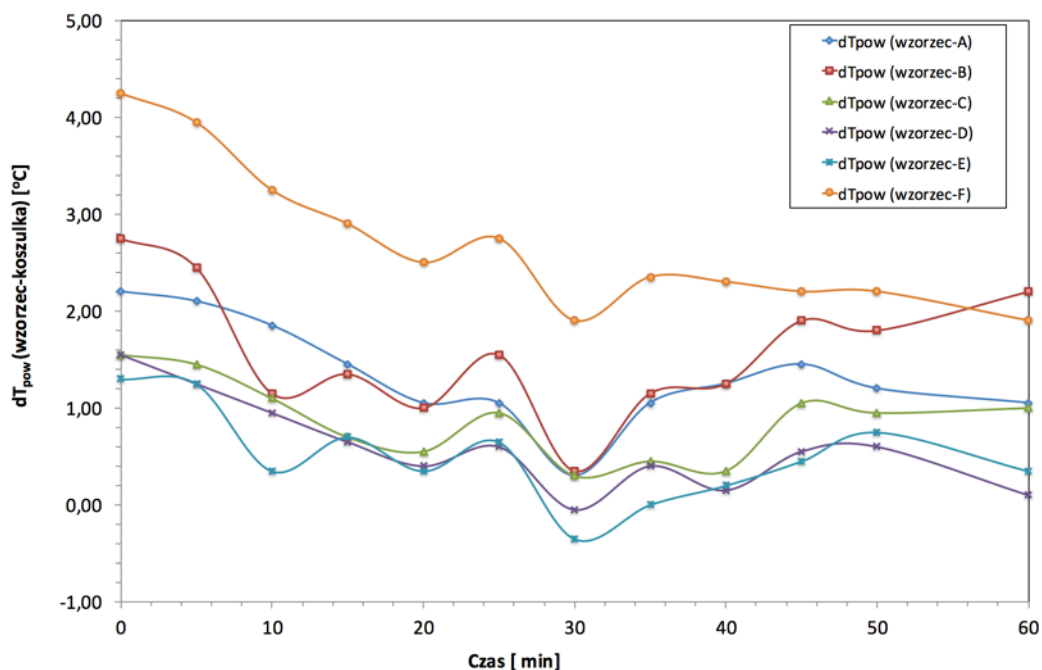
$$dT_{pow}(\text{wzorzec-koszulka}) = T_{pow \text{ wzorzec}} - T_{pow \text{ koszulka}} \quad (6.1)$$

gdzie:

$T_{pow \text{ wzorzec}}$ – średnia temperatura powierzchni dla badania bez koszulki (tj. wzorca),

$T_{pow \text{ koszulka}}$ – średnia temperatura powierzchni dla poszczególnych koszulek.

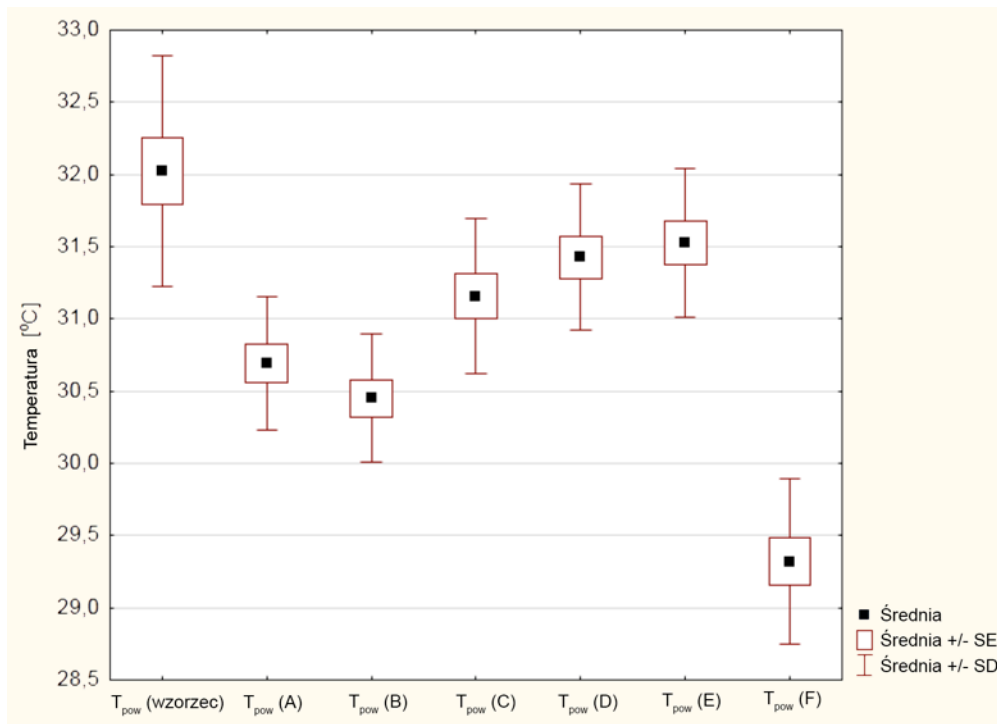
Zmiana parametru dT_{pow} (wzorzec-koszulka) w czasie testu została przedstawiona na Rys. 6.5.



Rysunek 6.5. Zależność różnicy temperatury pomiędzy wzorcem a temperaturą otrzymaną dla koszulek ubranych podczas treningu dT_{pow} (wzorzec-koszulka) od czasu wysiłku [17].

Na podstawie analizy parametru dT_{pow} (wzorzec-koszulka) można zauważyć, że poszczególne koszulki wykazują podobną zależność różnicy temperatury w czasie. Dla koszulek A, B oraz F parametr różnicy temperatur przyjmuje na ogół wartości wyższe niż pozostałe koszulki. Jednakże, największą różnicę można zaobserwować w przypadku koszulki F. Dla koszulek C, D oraz E przebieg parametru różnicy temperatur wykazuje wartość najbliższą wzorca w szczytowym momencie treningu, tj. od 30 do 40 minuty treningu, kiedy to obciążenie na symulatorze treningowym przyjmuje najwyższe wartości, czyli 250W.

Dla każdej z badanych koszulek oraz wzorca policzona została średnia wartość temperatury powierzchni z wszystkich pomiarów (Rys. 6.6). Wyliczenie średniej wartości temperatury powierzchni z całego testu miało na celu weryfikację, która koszulka parametrami temperaturowymi jest najbardziej zbliżona do wzorca.

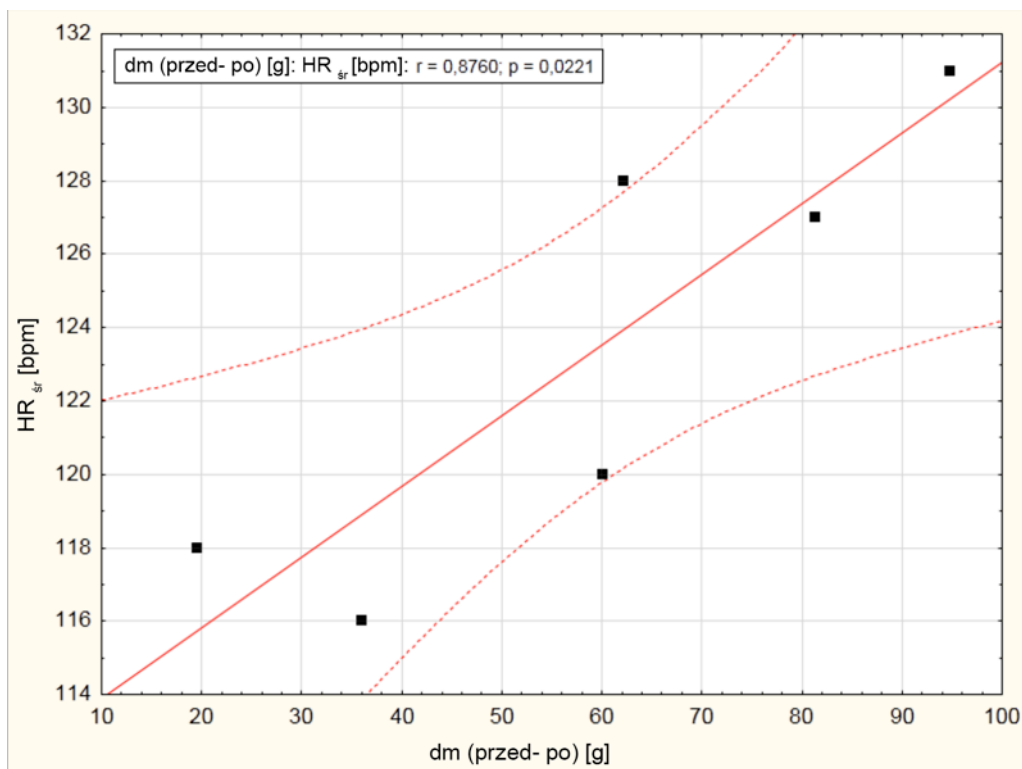


Rysunek 6.6. Średnia wartość temperatury powierzchni poszczególnych koszulek i wzorca wyliczona jako uśrednienie wszystkich pomiarów każdej z koszulek oraz wzorca jako wartości odniesienia [17].

Na podstawie danych zawartych na Rys. 6.6 można zauważyć, że koszulki C, D oraz E wykazują średnią temperaturę z całego wysiłku najbardziej zbliżoną do średniej temperatury wzorca. Nieznacznie większą różnicą cechują się koszulki A i B, natomiast koszulka F odbiega od wzorca o 2,7°C.

Jak zostało wspomniane w metodyce, dla każdej z koszulek została policzona masa przed i po zakończeniu testu. Na podstawie danych dotyczących masy wyliczono różnicę masy **dm (po-przed)**, co miało na celu ocenę zdolności absorpcji potu przez tkaninę koszulki. Parametr różnicy masy zestawiono ze średnim tętnem z każdego treningu. Skorelowanie masy potu zdeponowanego w koszulce ze średnim tętnem wynika z tego, iż to właśnie tętno jest najczęściej używanym parametrem w opisie i ocenie stanu fizjologicznego sportowca. Wszelkie zakłócenia pojawiające się w trakcie wysiłku fizycznego, np. wysoka temperatura otoczenia czy wzrost obciążenia mogą spowodować wzrost tętna [132-134]. W związku z powyższym, tętno jest swoistym wskaźnikiem wszelkich czynników zakłócających komfort treningu w tym czynników cieplnych. Korelacja wspomnianych parametrów ma na celu ocenę, czy można powiązać komfort treningu z tętnem i w

konsekwencji wysunąć wnioski na temat wpływu odpowiedniej bielizny termicznej na możliwości treningowe zawodnika. Korelację pomiędzy różnicą masy *dm (po-przed)*, a średnim tętnem *HR_{sr}* przedstawiono na Rys. 6.7.



Rysunek 6.7. Korelacja pomiędzy różnicą masy poszczególnych koszulek, a średnim tętnem treningu [17].

Na podstawie wykresu przedstawionego na Rys. 6.7 można zauważyć, że mniejsza różnica w masie koszulki odpowiada niskim wartościom tętna. Uzyskana korelacja jest istotna statystycznie, $p < 0,05$, a jej siła zgodnie z otrzymanym współczynnikiem korelacji Pearsona to $r = 0,88$. Zgodnie z powyższym, współczynnik determinacji dla korelacji pomiędzy średnim tętnem *HR_{sr}*, a różnicą masy koszulki *dm (po-przed)* wynosi 75%.

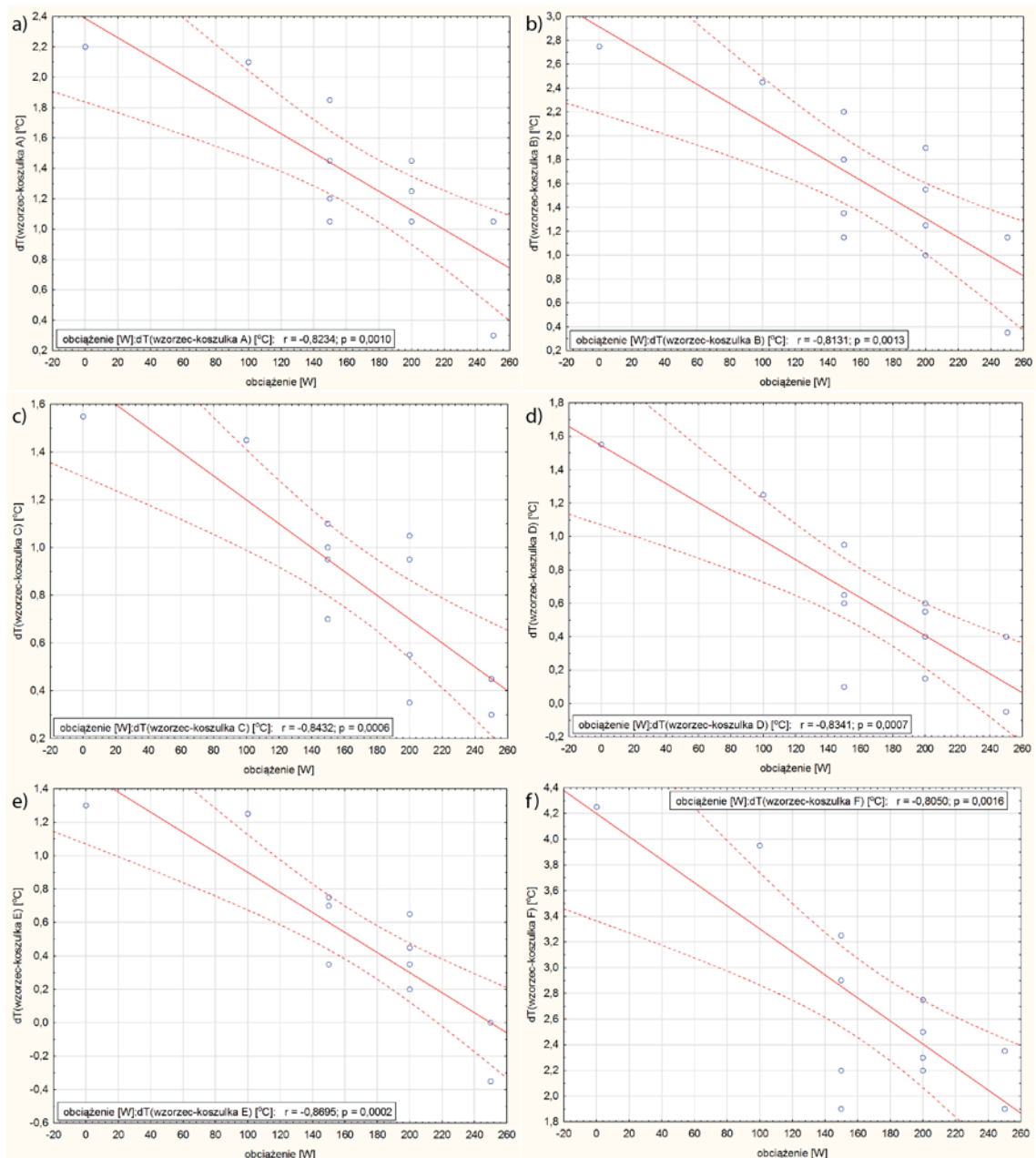
Biorąc pod uwagę dane przedstawione na Rys. 6.5 oraz Rys. 6.6 można przypuszczać, że osłabienie transmisji ciepła przez tkaninę wskazuje na jej gorsze właściwości termoregulacyjne. Widać to szczególnie dla koszulek A i B, które są koszulkami przeznaczonymi dla warunków średnich temperatur. W przypadku koszulki F wyraźnie widać, że osłabia ona transmisję promieniowania. Być może, poprzez akumulacje potu we włóknach zamknięte zostają pory tkaniny, przez co spada efektywność oddawania ciepła przez tkaninę. Z drugiej jednak strony, analizując Rys. 6.7 wyraźnie widać, że koszulka F

zaabsorbowała najmniejszą ilość potu, czyli 19,6 g. Niską absorpcją potu wykazuje się także koszulka C, tj. 36,0 g, jednakże jej parametry temperaturowe (Rys. 6.5 oraz 6.6) wydają się nie odbiegać zbytnio od wzorca, co mogłoby sugerować jej pozytywny wpływ na wymianę ciepła między organizmem a otoczeniem a zatem na wspomaganie termoregulacji sportowca. Pozostałe koszulki zaabsorbowały więcej niż 60,2 g potu. Na podstawie danych przedstawionych na Rys. 6.7 można stwierdzić, że dla koszulek o wysokich parametrach akumulacji potu, ciało sportowców wykazuje większe zapotrzebowanie na energię potrzebną do odparowania nagromadzonego potu. Może to wiązać się z wyższą od optymalnej wartością tętna. Wskazuje na to wysoki współczynnik korelacji Pearsona, $r = 0,88$ oraz istotność statystyczna $p = 0,02$. Dla koszulek C, E oraz F wartość średnia tętna jest niższa od 120 bpm, a różnice w wartości tętna między koszulkami nie przekraczają ± 2 bpm [135,136].

Z drugiej jednak strony, w przypadku koszulki E, dla której widoczna jest wyższa akumulacja potu w tkaninie niż w koszulkach F i C, wzrost średniego tętna nie jest obserwowany w takim stopniu jak w przypadku koszulki B. Sugeruje to, że najważniejszym czynnikiem jakościowym dla bielizny termoaktywnej jest właściwa struktura wewnętrzna tkaniny, która pozwala na szybką utratę ciepła i odparowanie potu bez jednoczesnego utrzymywania wilgoci wewnątrz tkaniny.

W celu weryfikacji powiązania pomiędzy parametrami temperaturowymi poszczególnych koszulek, a protokołem treningowym, przeprowadzono korelacje pomiędzy obciążeniem zadaniem na ergometrze kolarskim (wartość zadana w protokole treningowym), a wartością różnicy temperatur dT_{pow} (*wzorzec-koszulka*). Otrzymane wyniki dla poszczególnych koszulek przedstawiono na Rys. 6.8.

Wyraźnie widać, że poszczególne korelacje są istotne statystycznie z $p < 0,05$. Na podstawie korelacji przedstawionych na Rys. 6.8 można zauważyć, że im niższa jest różnica pomiędzy temperaturą koszulki, a wzorca, tym wyższą wartość współczynnika korelacji Pearsona otrzymano. Najwyższy współczynnik korelacji odnotowano dla koszulki E ($r = -0,87$). Koszulka ta cechuje się najniższym parametrem różnicy temperatury dT_{pow} (*wzorzec-koszulka*) (Rys. 6.6). Porównanie to może sugerować, że temperatura powierzchni wzorca była zbliżona do temperatury koszulki E. Najniższą wartość współczynnika korelacji otrzymano dla koszulki F ($r = -0,81$), która cechuje się wyższą różnicą w temperaturze od wzorca.



Rysunek 6.8. Korelacja pomiędzy obciążeniem zadanym na ergometrze kolarskim, a parametrem dT_{pow} (wzorzec-koszulka) dla a) koszulka A, b) B, ..., f) koszulka F.

Dane zaprezentowane na Rys. 6.8 wskazują na to, że wzrost obciążenia silnie powiązany jest ze spadkiem wartości parametru dT_{pow} (wzorzec-koszulka). Wzrost obciążenia na symulatorze treningowym powiązany jest ze wzrostem wydolności sportowca. Powszechnie wiadomym jest, że wzrost obciążenia wiąże się ze wzrostem pracy wykonywanej przez sportowca. W trakcie treningu z wysokim obciążeniem, można powiedzieć, że organizm osiąga pewien próg wydolności. Organizm sportowca, aby

uniknąć przegrzania uruchamia wzmożoną produkcję potu w momencie osiągnięcia punktu szczytowego wydajności.

Otrzymane wyniki sugerują wyraźnie, że stosowanie odpowiednio dobranej **odzieży sportowej** jest niezwykle ważnym czynnikiem w profilaktyce przeciążeń cieplnych.

Odzież, jako dodatkowa warstwa wierzchnia, może być klasyfikowana jako bariera na drodze wymiany ciepła z otoczeniem. Z kolei odzież termoaktywna powinna wspomagać odparowanie potu z powierzchni ciała, a także mieć właściwości przepuszczalne, by nie hamować mechanizmów wymiany ciepła z otoczeniem, a nawet je wspomagać [17,46].

6.3. Wnioski

Otrzymane wyniki wskazują na możliwość zastosowania termowizji w ocenie koszulek termoaktywnych, jako warstwy wspomagającej procesy termoregulacyjne organizmu w trakcie wytężonego wysiłku fizycznego. Na podstawie uzyskanych parametrów termicznych i konfrontacji ich z przeznaczeniem poszczególnych koszulek można próbować wyciągnąć wstępne wnioski, iż badana bielizna termoaktywna jest przeznaczona do treningu w wysokich temperaturach.

Ponadto, otrzymano korelacje istotne statystycznie pomiędzy obciążeniem podczas treningu, a różnicą temperatury między wzorcem, a daną koszulką oraz pomiędzy średnim tętnem, a akumulacją potu w tkaninie. Takie zależności również mogą wskazywać na potencjał w ich wykorzystaniu w ocenie odzieży sportowej. Należy jednak zwrócić szczególną uwagę na standaryzację tych badań i przeprowadzenie ich każdorazowo w tych samych warunkach temperaturowych i wilgotności powietrza, a dodatkowo w zbliżonych warunkach fizjologicznych sportowca. Zwiększenie ilości danych w kompleksowych analizach na większej grupie badanych może dać istotne informacje na temat projektowania odzieży termoaktywnej, która byłaby przeznaczona pod konkretnego sportowca biorąc pod rozważania wiek, parametry somatyczne oraz porę roku i temperaturę oraz inne parametry fizyczne otoczenia podczas poszczególnych startów. Takie wnioski sugerują wyniki otrzymane dla korelacji pomiędzy parametrami termicznym, a obciążeniem na ergometrze kolarskim. Istotnym krokiem w dalszych pomiarach będzie ocena emisyjności materiału i nagromadzonej w tkaninie wilgoci. Proponowana analiza może pomóc w wyborze odzieży, która pomoże w przekazywaniu ciepła podczas ćwiczeń i zapewni ochronę sportowców przed przegrzaniem.

Wykonane badania oraz ich analiza wskazują na to, że proponowany protokół badawczy wydaje się być odpowiedni do testowania bielizny sportowej.

7. Zastosowanie obrazowania termicznego w ocenie mechanizmów termoregulacji organizmu po wysiłku fizycznym

Równie istotna, jak monitorowanie zjawisk termoregulacji organizmu w trakcie wysiłku zdaje się być ocena tychże mechanizmów po wysiłku fizycznym. Powrót organizmu sportowca do homeostazy fizjologicznej po treningu stanowi istotny czynnik regeneracji organizmu i ma znaczący wpływ na zapobieganie zjawisku przetrenowania [87,98,104,137].

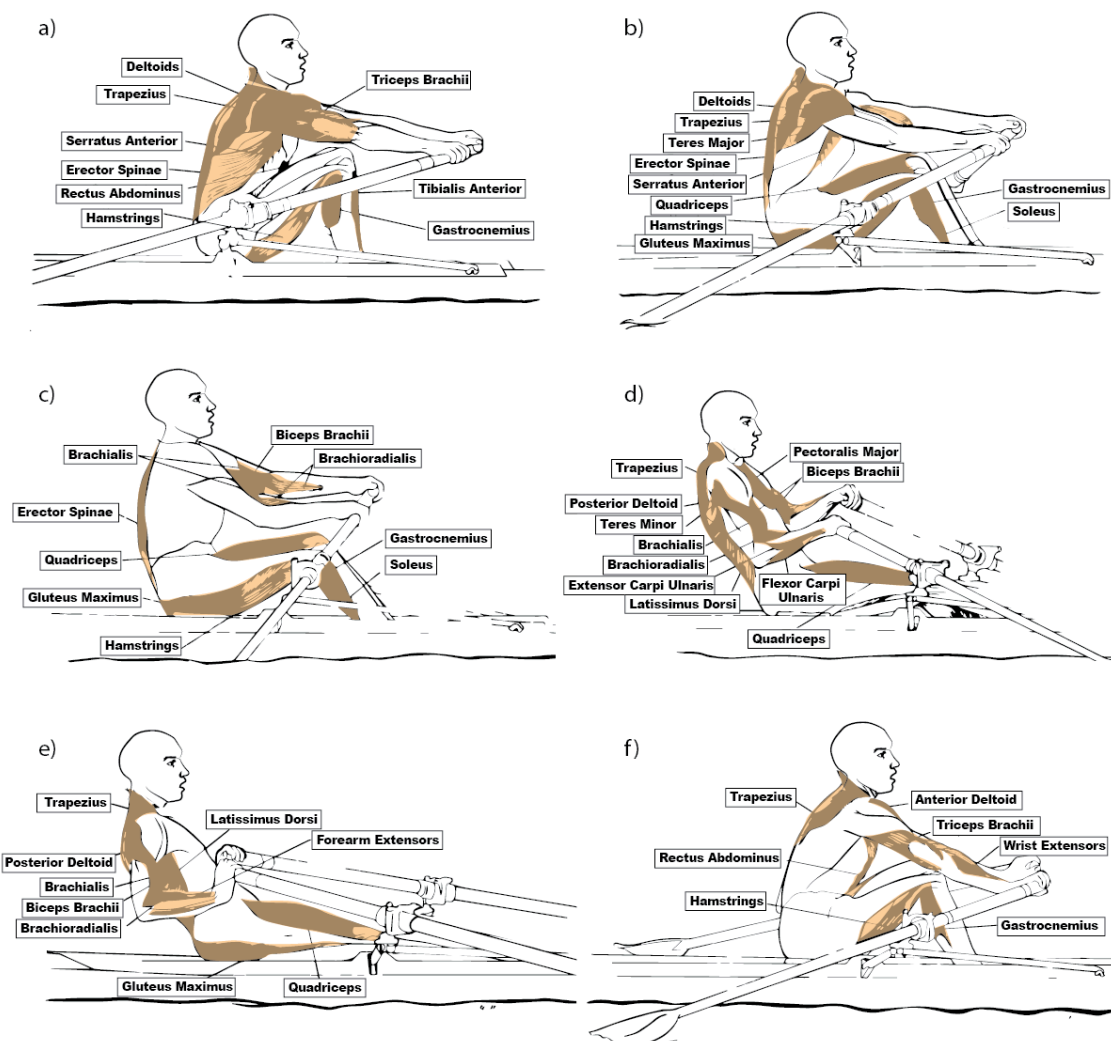
Ocena mechanizmów powrotu organizmu do homeostazy termicznej wydaje się być powiązana z regeneracją układu krążenia, ponieważ jak już zostało opisane w rozdziale 5, otrzymane wyniki wskazują na powiązanie układów, czego potwierdzenie można znaleźć w danych literaturowych [14,18,21,25,56,121]. Weryfikacja efektywności termoregulacji organizmu za pomocą parametrów termicznych otrzymanych z oceny termograficznej powierzchni ciała sportowca stawia jednak wyzwanie w kontekście doboru odpowiednich ćwiczeń i zapewnienia rzetelnego pomiaru temperatury powierzchni ciała.

W niepublikowanych dotąd badaniach, przeprowadzonych dla potrzeb niniejszej pracy doktorskiej, skupiono się na zaplanowaniu protokołu treningowego, który można byłoby przeprowadzić w krótkim czasie lecz zaangażowałyby do pracy większość partii mięśniowych. W tym celu użyto ergometru wioślarskiego, który uważany jest za trening ogólnorozwojowy, angażujący większość grup mięśniowych w ciele czyli około 75-80%, które przedstawiono na Rys. 7.1 [138-140].

Praca wykonywana na urządzeniu ma charakter wytrzymałościowo siłowy, co sprowadza się do wzrostu ogólnej sprawności i kondycji. Wykonywanie pracy przy założonym stałym tempie i zadanej oporze klasyfikuje wysiłek na „wioślarzu” do treningu aerobowego [138]. Biomechanika treningu na ergometrze wioślarskim wymaga zastosowania siły w powtarzalnym, maksymalnym i płynnym manewrze. Manewr na ergometrze można podzielić na poniższe fazy (Rys. 7.1) [139]:

- chwyt (angl. *the catch*),
- przyciągnięcie (angl. *the drive*):
 - wyprost nóg (angl. *leg emphasis*),
 - odchylenie tułowia (angl. *body swing emphasis*),
 - przyciągnięcie ramion (angl. *arm pull through emphasis*),
- odepchnięcie (angl. *the finish*),

- powrót (angl. *the recovery*).



Rys. 7.1. Fazy pojedynczego manewru na ergometrze wiosłarskim z zaznaczonymi partiami mięśni wykonującymi pracę: a) chwyt, b) przyciągnięcie – wyprost nóg, c) przyciągnięcie – odchylenie tułowia, d) przyciągnięcie – przyciągnięcie ramion, e) odepchnięcie, f) powrót [139].

Jednym z najpopularniejszych ergometrów wiosłarskich używanych zarówno przez zawodowych sportowców, jak i amatorów jest *Concept 2, model D* (141). Co ciekawe model ten jest niezwykle popularny również w pracach naukowych [140,142-144].

7.1. Materiał i metodyka

W badaniu udział wzięły dwie grupy sportowców. Główną grupą pomiarową była grupa kolarzy, którzy zostali poddani wysiłkowi przed i po 1 roku treningowym. Grupą dodatkową, potraktowaną jako grupa odniesienia, była grupa sportowców siłowych

poddana wysiłkowi jednorazowo. Wybór grupy siłowej jako grupy odniesienia uzasadnia fakt, że w treningu siłowym ergometr wiosłarski pojawia się jako stały punkt programu treningowego. Czyni to sportowców siłowych bardziej zaadaptowanymi do treningu na ergometrze i w konsekwencji może sugerować, że otrzymane dla tej grupy wyniki mogą być traktowane jako bazowe.

Obie grupy zawierały po 9 sportowców. Grupa kolarzy składała się z 9 mężczyzn w wieku 27 ± 3 lat, natomiast grupa siłowa zawierała 9 mężczyzn w wieku 25 ± 4 lat. Pozostałe cechy somatyczne dla grup przedstawiono w Tab. VII.

Tabela VII. Cechy somatyczne badanych sportowców z podziałem na grupy.

GRUPA	Masa ciała [kg]	Tk. Tłuszczowa [%]	Ciśnienie krwi [mmHg]
Kolarze przed	72,1 ± 5,2	14,7 ± 3,6	124/76
Kolarze po	73,1 ± 6,0	15,6 ± 3,4	127/76
Grupa siłowa	83,0 ± 10,8	18,6 ± 3,0	138/81

Każdorazowo ochotnicy poddani zostali procesowi adaptacyjnemu do temperatury otoczenia, który trwał 25 minut. Zgodnie z wytycznymi diagnostyki termowizyjnej w medycynie, sportowcy pozostawali w spoczynku z odkrytymi obrazowanymi partiami ciała [15,106]. Pomiary przeprowadzono w siłowni Squashfit w Katowicach – Ligocie oraz CrossFit Dekerta w Krakowie, a warunki klimatyczne w pomieszczeniach badawczych były monitorowane. Temperatura pomieszczenia badawczego wynosiła $19,5 \pm 0,7^{\circ}\text{C}$, a wilgotność $45,7 \pm 3,6$ %.

Protokół treningowy zakładał wykonanie obrazowania termicznego przed, bezpośrednio po treningu oraz 10, 20, 30, 40 i 50 minut po treningu. Poprzez trening rozumiany jest wysiłek fizyczny na ergometrze wiosłarskim trwający 3 minuty i wykonywany na maksymalnej wydolności zawodnika.

Przed każdym pomiarem ochotnicy zostali poddani ankiecie testowej określającej stosowanie leków przeciwbólowych lub przeciwgorączkowych w ciągu ostatniej doby, przyjmowania antybiotyków w ciągu minionego tygodnia, spożycia alkoholu w przeciągu 24 h przed badaniem, zażywania zabiegów sauny w przeciągu 2 dni poprzedzających

badanie oraz potencjalnego wysiłku fizycznego w dniu badania. Grupa badawcza składała się wyłącznie z osób, które na powyższe pytania w 100% odpowiedziały negatywnie.

W badaniu użyto ergometru *Concept 2 model D* (Rys. 7.2), natomiast obrazowanie termiczne wykonano za pomocą kamery termowizyjnej Flir Systems T640 o czułości 0,03 K. Do pomiaru ciśnienia użyto ciśnieniomierz Marshall MB02, natomiast pomiary masy ciała i poziomu tkanki tłuszczowej wykonano za pomocą wagi TANITA UM-018 o dokładności pomiaru 0,1 kg dla masy ciała oraz 0,1% dla tkanki tłuszczowej. Obrazowanie termiczne przeprowadzono z odległości $3,0 \pm 0,1$ m, a kamerę termowizyjną umieszczono na statywie.



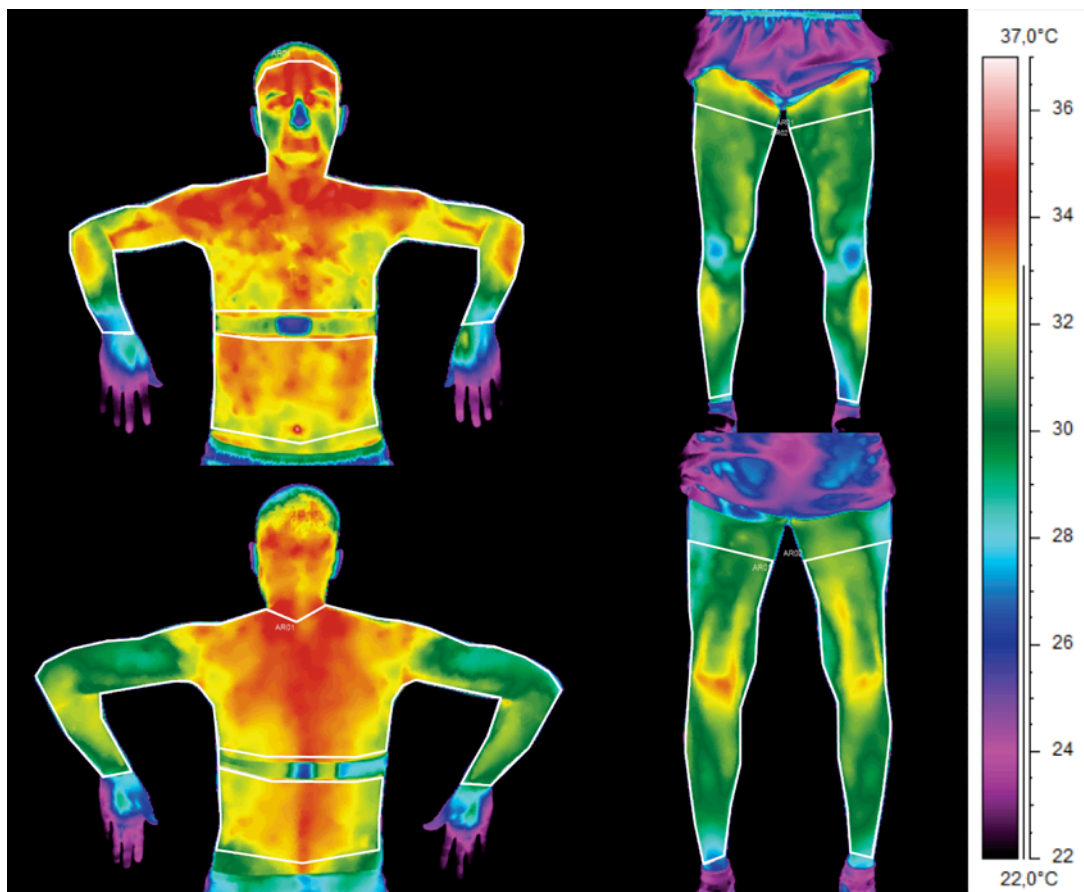
Rys. 7.2. Ergometr wioślarski *Concept 2 model D*, użyty do przeprowadzenia pomiarów [141].

Wybór ergometru wioślarskiego jako wysiłku fizycznego testowego uzasadniony jest możliwością krótkotrwałych wysiłków wymagających użycia znacznej siły od ochotników. Tak dobrany protokół treningowy pozwolił na wyeliminowanie czynnika potu zaburzającego pomiary termowizyjne.

Średnia temperatura powierzchni ciała, którą poddano analizie, została wyliczona poprzez uśrednienie obszarów zainteresowania ROI przedstawionych na Rys. 7.3. Obliczenie średniej temperatury powierzchni T_{pow} wykonano poprzez uśrednienie wartości temperatury wszystkich pikseli i_T z obszarów, zgodnie ze wzorem:

$$T_{pow} = \sum i_T \quad (7.1)$$

Wartości średniej temperatury powierzchni ciała użyte w analizie zostały wyliczone dla pomiarów przed, bezpośrednio po oraz 10, 20, 30, 40 i 50 minut po wysiłku na ergometrze wioślarskim.

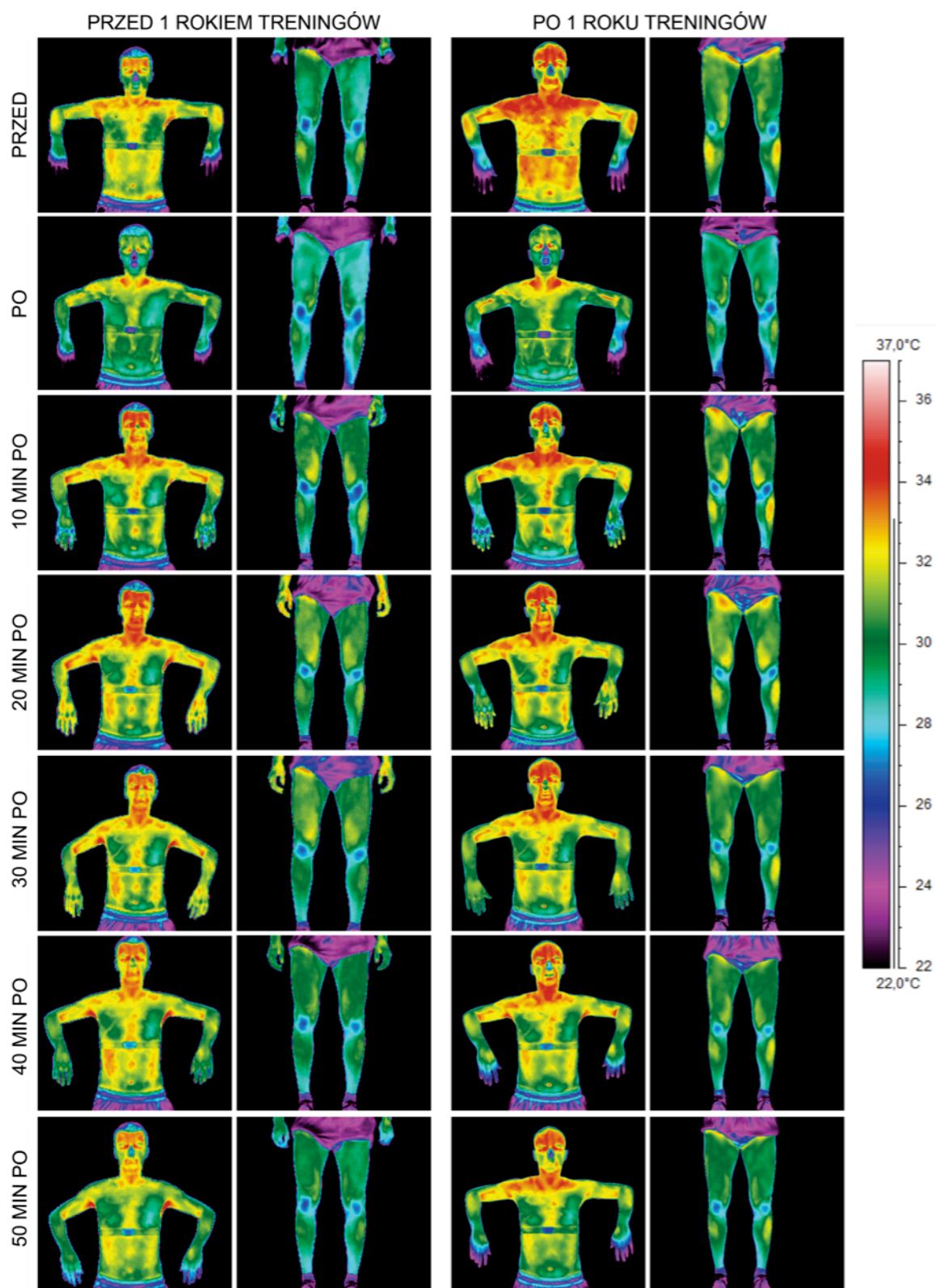


Rys. 7.3. Obszary zainteresowania użyte do wyliczenia średniej temperatury powierzchni ciała w danym momencie badania dla reprezentatywnego sportowca przed wysiłkiem.

Otrzymane obrazy termiczne opracowano przy użyciu programu ThermaCAM TM Researcher Pro 2.8 SR-3 oraz MS Office Excel 2016. Analizę statystyczną wykonano przy użyciu programu STATISTICA 12, gdzie przedział ufności został określony na poziomie 0,95.

7.2. Wyniki i analiza

Na Rys. 7.4 zostały przedstawione obrazy termiczne reprezentatywnego sportowca z uwzględnieniem fazy cyklu treningowego (tj. przed i po 1 roku treningów) oraz momentu obrazowania względem treningu na ergometrze wioślarskim z przyjętymi w badaniu obrazowym interwałami czasowymi.

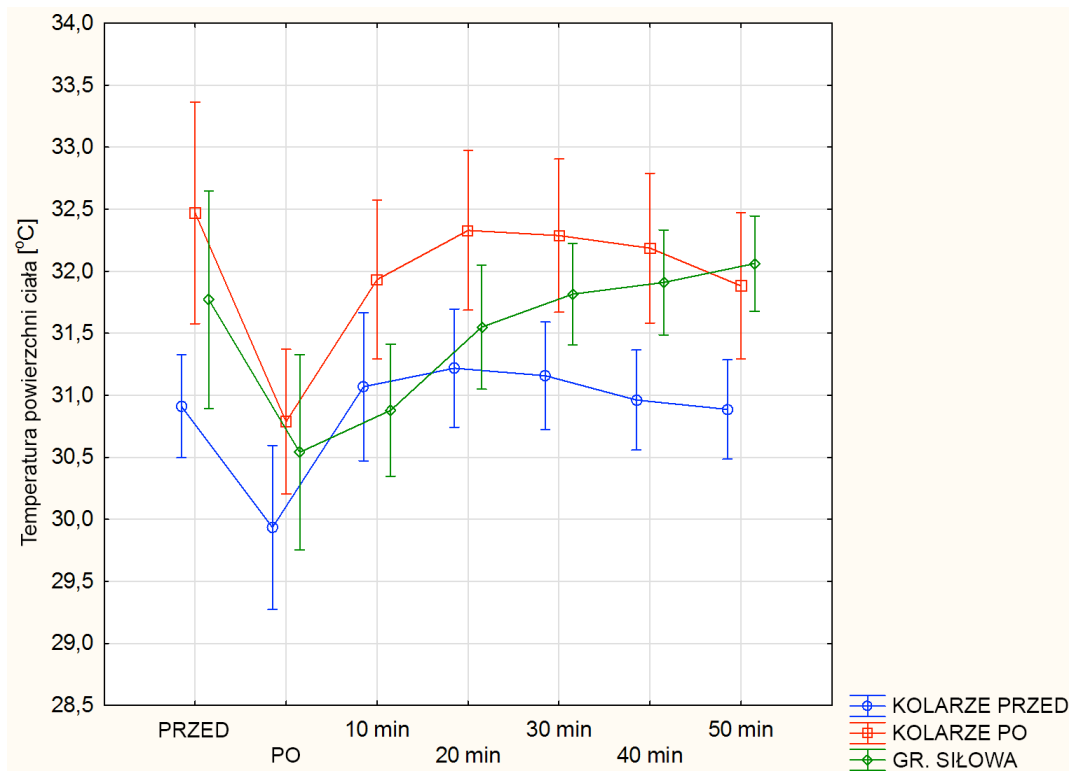


Rys. 7.4. Obrazy termiczne reprezentacyjnego ochotnika wykonane przed i po 1 roku treningów w odniesieniu do wysiłku na ergometrze (przed, po, 10, 20, 30, 40 i 50 min po wysiłku).

Przedstawione na Rys. 7.4 obrazy termiczne przedniej części ciała przykładowego sportowca wskazują na występowanie dynamicznych zmian w dystrybucji temperatury organizmu po wysiłku fizycznym na ergometrze wioślarskim. Obserwowane zmiany temperatury powierzchni ciała, związane ze zmianami przepływu skórnej krwi i jego modulacje w wyniku działania mechanizmów termoregulacji można było szacować z wykorzystaniem praw wymiany ciepła, co z kolei posłużyło w niniejszych badaniach do próby oceny mechanizmów termoregulacji zawodników w zależności od ich stażu treningowego [18,21,27,120]. Postawiona teza wydawała się w tym przypadku skomplikowana gdyż wstępna ocena wizualna przykładowych obrazów termicznych przedstawionych na Rys. 7.4 nie wskazywała na wyraźne zależności pomiędzy wartością temperatury ciała, a stażem treningowym ochotników. Wyraźną różnicę można zaobserwować jedynie przed treningiem, jednak wydaje się to mieć związek ze stanem fizjologicznym sportowca. Mimo prób ujednoczenia pomiarów w okresie jednego roku treningów, należy mieć na uwadze fakt, że temperatura zależna jest od wielu czynników zarówno zewnętrznych, jak i wewnętrznych, na które nie zawsze badacze mają wpływ [14,25,27].

Wyliczona średnia temperatura powierzchni ciała badanych grup została przedstawiona na Rys. 7.5.

Biorąc powyższe pod rozważanie należy zwrócić uwagę, iż na podstawie danych przedstawionych na Rys. 7.5 wyraźnie widać różnice w przebiegu temperatury jak i w amplitudzie tych zmian, pomiędzy badanymi grupami sportowców. Dla grup kolarzy przed i po 1 roku treningów krzywe zmian temperatury powierzchni przebiegają podobnie, wskazując na różnice amplitudy w poszczególnych interwałach czasowych prowadzonych badań. Natomiast dla grupy siłowej zależność temperatury wydaje się być zupełnie inna.



Rys. 7.5. Zależność średniej temperatury powierzchni ciała od momentu obrazowania dla poszczególnych grup badawczych, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

W obu przypadkach dla grupy kolarzy temperatura powierzchni ciała wykazuje tendencję wzrostową po wysiłku do 20 minuty po ćwiczeniach, po czym następuje pewien proces stabilizacji temperaturowej. W przypadku grupy siłowej tendencja wzrostowa obserwowana jest aż do 50 minuty po wysiłku. Analiza danych przedstawionych na Rys. 7.5 wskazuje jednak na występowanie dużej różnicy, bo aż 1,56°C w temperaturze wyjściowej, tj. przed wysiłkiem dla grupy kolarzy. W konsekwencji tej rozbieżności, dla głębszej analizy temperatura powierzchni ciała została znormalizowana względem temperatury wyjściowej zgodnie ze wzorem (7.2).

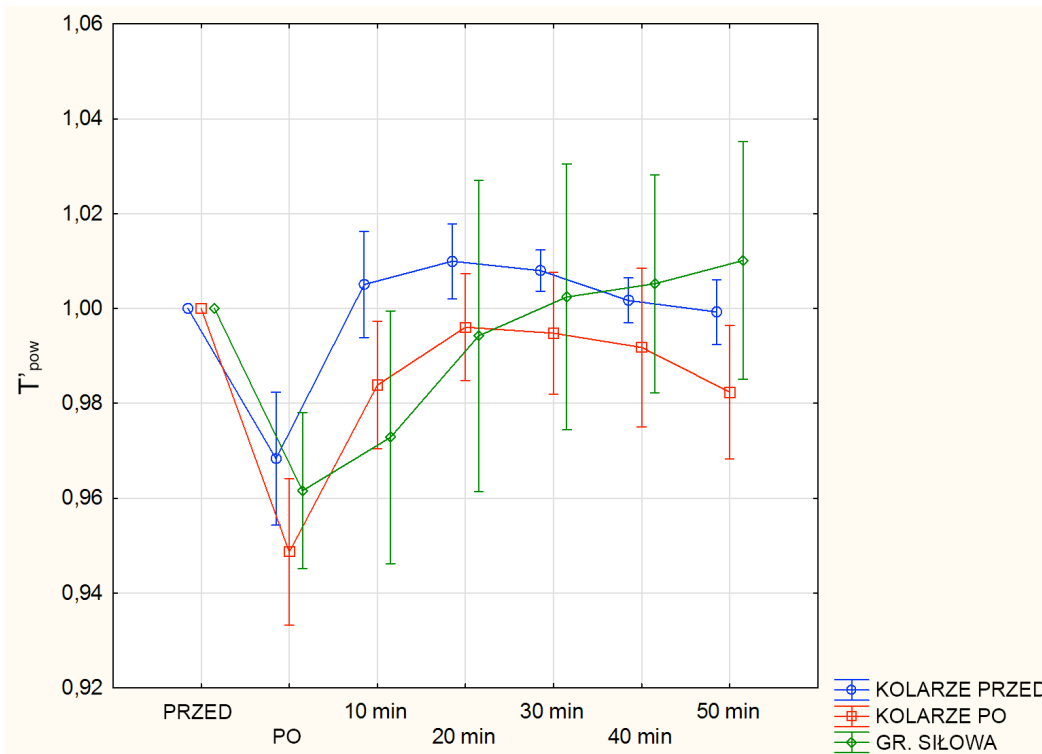
Ze względu na to, że wartość temperatury powierzchni przed wysiłkiem na wioślarzu jest różna dla grup kolarzy, mimo że obie grupy składają się z tych samych sportowców. Jak to zostało wspomniane przy analizie Rys. 7.4 temperatura powierzchni ciała silnie zależy od warunków psycho-fizycznych oraz czynników otoczenia, więc na potrzeby głębszej analizy wartość temperatury została znormalizowana względem wartości przed wysiłkiem zgodnie ze wzorem (7.2) i oznaczona jako T'_{pow} :

$$T'_{pow} = \frac{T_i}{T_{przed}} \quad (7.2)$$

gdzie:

T_i – wartość temperatury w danym momencie obrazowania, (i = przed, po, 10, ... 50 min po)

Zależność znormalizowanej temperatury powierzchni ciała T'_{pow} przedstawiono na Rys. 7.6.



Rys. 7.6. Zależność znormalizowanej średniej temperatury powierzchni ciała T'_{pow} od momentu obrazowania dla poszczególnych grup badawczych, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

Mimo niewielkich różnic otrzymanych pomiędzy kształtem krzywej dla T_{pow} (Rys. 7.5) i T'_{pow} (Rys. 7.6) warto zauważyć, że wykres temperatury znormalizowanej lepiej oddaje zmiany w wartości temperatury powierzchni ciała w kontekście grup treningowych.

Wyraźnie widać, że temperatura powierzchni ciała po wysiłku na ergometrze dla grupy kolarzy przed sezonem treningowym aż do 40 minuty po wysiłku przyjmuje wyższe wartości względem temperatury wyjściowej. Po 1 roku treningów wartość temperatury po

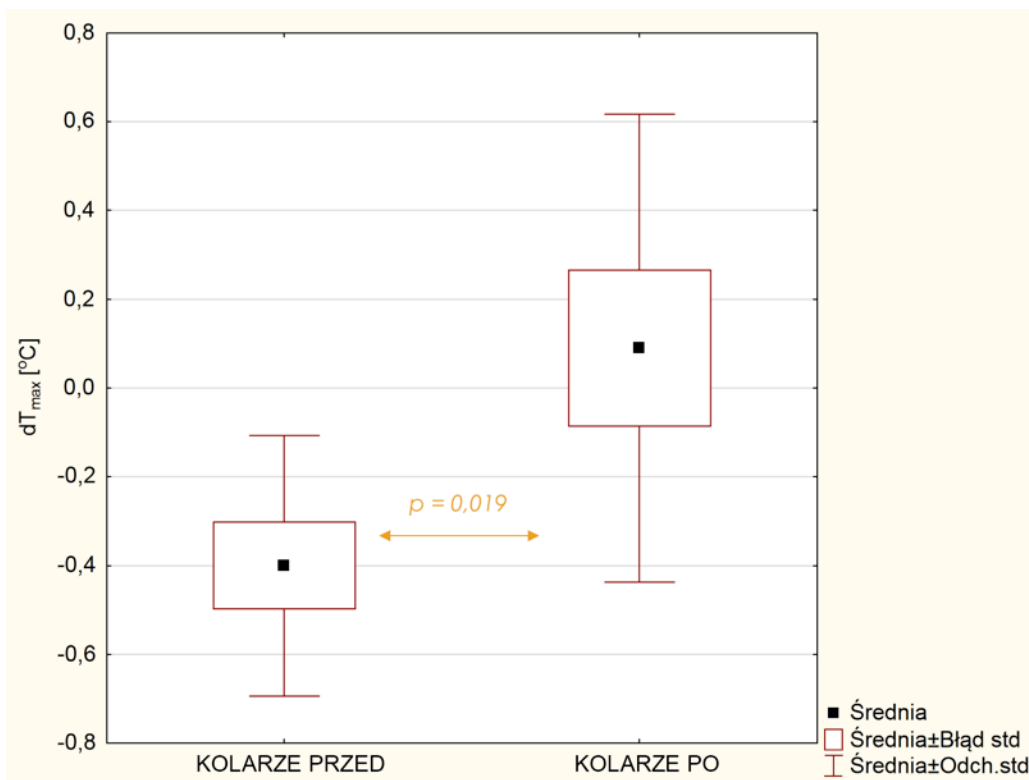
wysiłku nie przekracza wartości wyjściowej. Na podstawie zmian w temperaturze powierzchni ciała, pośrednio można przypuszczać, że skoro trening wytrzymałościowy wpływa na rozwój fizjologicznych procesów adaptacyjnych sportowca, to będzie miał wpływ na wydajność mechanizmów termoregulacji. Literatura podaje, że na skutek treningu wzrasta próg LT , co umożliwia wykonywanie ćwiczeń o wyższej intensywności bez znaczących oznak zmęczenia. Dodatkowo dochodzi do modyfikacji w przepływie krwi w mięśniach i zwiększenie efektywności wykorzystania tlenu przez tkankę [18,56,92]. Modulacja przepływu krwi, lepsze natlenowanie tkanek oraz zmiany parametru wydolności organizmu, którym jest próg LT , mogą znacząco wpływać na również na komfort termiczny i efektywność mechanizmów termoregulacji organizmu.

Z kolei temperatury powierzchni ciała grupy siłowej od 30 minuty po wysiłku przyjmuje wartości wyższe od temperatury wyjściowej, a w ciągu kolejnych pomiarów (tj. 40 i 50 minut po wysiłku) wartość ta dalej wzrasta.

Analizując Rys. 7.5 oraz Rys. 7.6 widać, że dla grupy kolarzy przed i po 1 roku treningów zaszły zmiany we wzorcu zmian temperatury powierzchni ciała po wysiłku. W związku z tym, wyliczono parametr dT_{max} zdefiniowany, jako różnica wartości temperatury przed wysiłkiem T_{przed} i maksymalnej wartości temperatury po wysiłku $T_{max po}$:

$$dT_{max} = T_{przed} - T_{max po} \quad (7.3)$$

Wartości parametru dT_{max} dla poszczególnych grup kolarzy przedstawiono na Rys. 7.7 z uwzględnieniem różnic istotnych statystycznie dla $p < 0,05$.



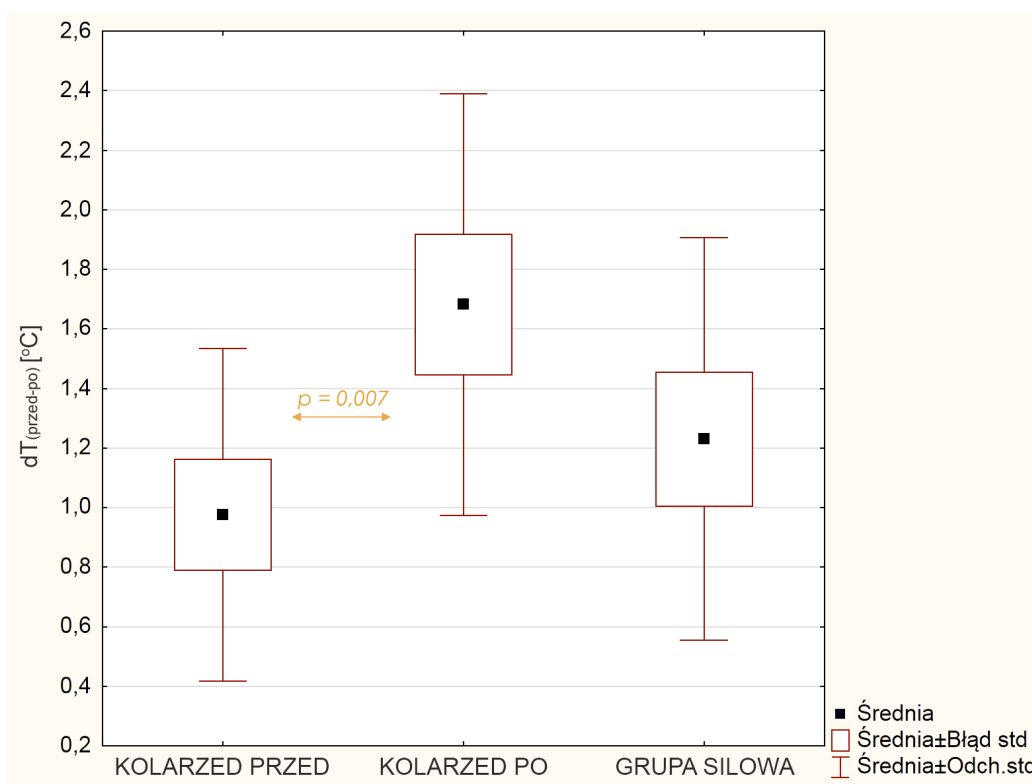
Rys. 7.7. Wartości parametru dT_{max} dla poszczególnych grup kolarzy, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów.

Zgodnie z danymi przedstawionymi na Rys. 7.7 wartość parametru dT_{max} dla grupy kolarzy przed 1 rokiem treningów wynosiła $-0,4^{\circ}C$, natomiast po 1 roku treningów $0,1^{\circ}C$. Z powyższego wynika, że po 1 roku treningów maksymalna wartość temperatury po wysiłku na ergometrze przyjmuje niższą wartość od temperatury wyjściowej, tj. przed wysiłkiem. Natomiast przed 1 sezonem treningowym wartość temperatury po wysiłku przyjmuje wartość wyższą od wartości wyjściowej. Dodatkowo różnica parametru pomiędzy grupami została zweryfikowana za pomocą testu T-Studenta, a otrzymana wartość prawdopodobieństwa $p = 0,019$ wskazała na różnicę istotną statystycznie.

Świadczyć może to pośrednio o zmianie wzorca termoregulacji organizmu na skutek zajęcia procesów adaptacyjnych w organizmie przez trening wytrzymałościowy w okresie 1 roku, co zostało nakreślone w rozdziale 3.5.

Do dalszej analizy różnic pomiędzy grupami kolarzy wyliczono parametr $dT_{(przed-po)}$, określający różnicę temperatury przed i po próbie wysiłkowej na ergometrze, w celu sprawdzenia jak zmieniła się temperatura powierzchni ciała bezpośrednio po treningu

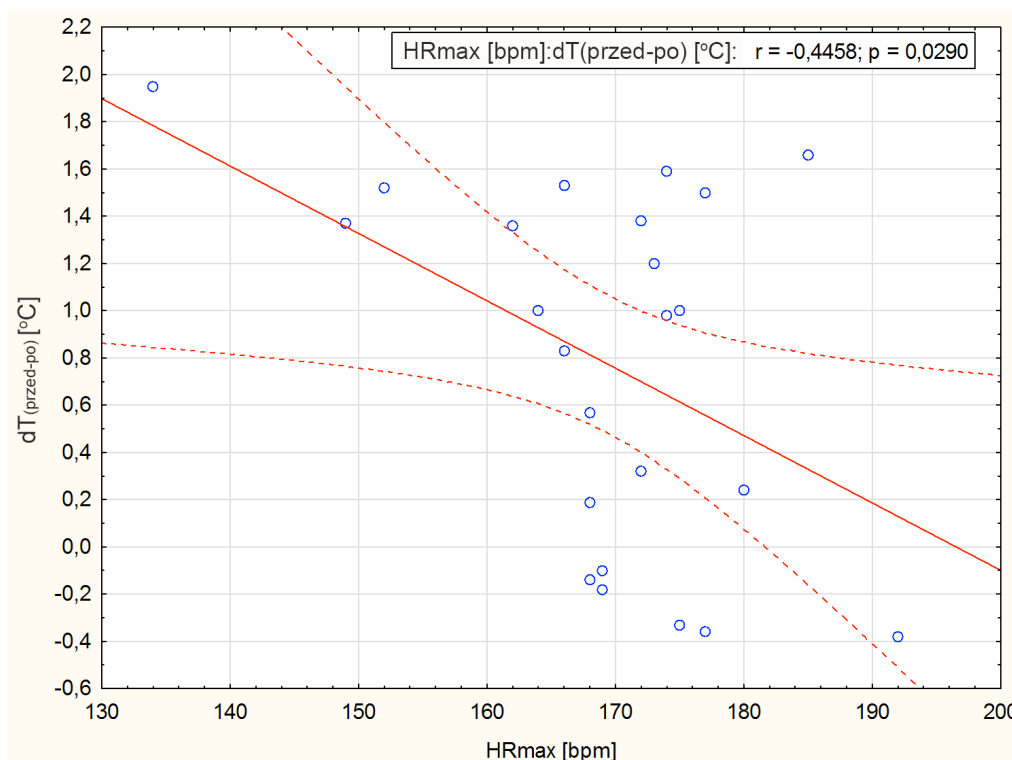
względem temperatury wzorcowej, tj. przed treningiem. Wyniki przedstawiono na Rys. 7.8.



Rys. 7.8. Wartości parametru $dT_{(przed-po)}$ zdefiniowany jako różnica temperatury przed i po wysiłku dla poszczególnych grup z uwzględnieniem różnic istotnych statystycznie, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

Dane przedstawione na Rys. 7.8 pokazują wyraźnie, że dla grupy kolarzy po 1 roku treningowym różnica w wartości parametru $dT_{(przed-po)}$ jest istotna statystycznie z $p = 0,007$. Obniżenie się temperatury powierzchni ciała na skutek dynamicznego wysiłku fizycznego przyjmuje wartość większą po roku treningów. Różnica dla grupy kolarzy przed i po sezonie treningowym wynosi $0,7^{\circ}\text{C}$, a współczynnik prawdopodobieństwa $p < 0,05$. Pomiędzy grupami kolarzy, a grupą siłową nie zanotowano różnic istotnych statystycznie. Na podstawie Rys. 7.8 można przypuszczać, że dla kolarzy o dłuższym stażu treningowym, tj. po sezonie treningowym obniżenie temperatury ciała bezpośrednio po treningu jest większe niż w grupie kolarzy przed rokiem treningów, co może sugerować wzrost efektywności mechanizmów termoregulacji [114,145].

Powyższe przypuszczenia, mogą znaleźć potwierdzenie w danych przedstawionych na Rys. 7.9, a mianowicie korelacji pomiędzy tętnem maksymalnym wysiłku HR_{max} , a parametrem $dT_{(przed-po)}$. Wyniki przedstawiono na Rys. 7.9.



Rys. 7.9. Korelacja parametru tętna maksymalnego HR_{max} oraz różnicy temperatur $dT_{(przed-po)}$ zdefiniowanej jako różnica temperatury przed i po wysiłku.

Na podstawie danych przedstawionych na Rys. 7.9 można zauważyć, że pomiędzy wartością tętna maksymalnego HR_{max} , a parametrem różnicy temperatur powierzchni ciała $dT_{(przed-po)}$ występuje przeciętna ujemna korelacja o współczynniku Pearsona równym $-0,45$. Zależność ta jest znamienne statystycznie a współczynnik istotności wynosi $p = 0,03$. Zależność pomiędzy HR_{max} , a $dT_{(przed-po)}$ jest ujemna, co wskazuje, że im wyższa jest wartość tętna maksymalnego w trakcie treningu tym mniejszy spadek temperatury po wysiłku fizycznym. Wysoka wartość tętna maksymalnego cechuje sportowców młodych i niewytrenowanych [18]. Stąd też, można wnioskować, że wartość $dT_{(przed-po)}$ koresponduje wprost proporcjonalnie z efektywnością mechanizmów termoregulacji. Wydaje się, że małe wartości $dT_{(przed-po)}$ będą typowe dla sportowców mniej wytrenowanych, a wraz ze wzrostem tego parametru rosnać będzie wydolność organizmu.

Współczynnik determinacji r^2 dla korelacji przedstawionej na Rys. 7.9 wynosi jednak tylko 20%, co świadczy o tym, że zmienność parametru różnicy temperatury przed i po wysiłku związana jest tylko w 20% z tętnem maksymalnym treningu.

7.3. Wnioski

Przeprowadzone badania zmian temperatury powierzchni ciała po krótkim i dynamicznym treningu przedstawiają wyraźne różnice w przebiegu krzywych między grupami kolarzy, a grupą siłową. Zaobserwowane różnice w przebiegu zmian temperatury między grupami kolarzy, a grupą siłową wydają się być efektem prawdopodobnym, ze względu na odmienną specyfikę treningu w poszczególnych grupach.

Okres 1 roku treningu pomiędzy pomiarem grup kolarzy pokazał nieco odmienny wzorzec stabilizacji temperatury po wysiłku, co może być spowodowane przez rozwój mechanizmów adaptacyjnych organizmu i wystąpienie zmian w skórnym i mięśniowym przepływie krwi, co jest opisane w literaturze a analizowane wyniki oceny temperaturowej powierzchni ciała oraz zaproponowane w analizie parametry termiczne wydają się być w zgodzie doniesieniami literaturowymi.

Zależności pomiędzy parametrami różnic temperatur w grupach kolarzy przyjmują wartości istotne statystycznie z $p < 0,05$, co może pośrednio potwierdzać zmiany które zaszły w mechanizmach termoregulacji ciała.

Dodatkowo wystąpienie średniej negatywnej korelacji o $p < 0,05$ między parametrem różnicy temperatury przed i po wysiłku oraz tętnem maksymalnym z treningu, daje duże szanse na potwierdzenie przydatności termowizji w pośredniej ocenie efektywności mechanizmów powrotu do homeostazy termicznej sportowców w zależności od stopnia ich wytrenowania. Na podstawie otrzymanych wyników można przypuszczać, że wraz ze wzrostem wydolności organizmu wzrasta także efektywność mechanizmów termoregulacji.

Przedstawione dane są jednak doniesieniami wstępnymi i konieczna jest dalsza analiza z uwzględnieniem pomiaru parametrów tj. $\dot{V}O_{2max}$ oraz poziom kwasu mlekowego i późniejszej korelacji ich z parametrami temperaturowymi.

8. Podsumowanie

Przedstawione w niniejszej pracy wyniki badań wydają się być obiecujące w wykorzystaniu termografii w podczerwieni jako szybkiej, stosunkowo taniej i całkowicie bezpiecznej metody obrazowania organizmu w ocenie wydolności, czy też procesów regeneracji po wysiłku fizycznym.

Ponadto wyniki otrzymane dla oceny mechanizmów termoregulacji organizmu po treningu wydają się wskazywać, na związek otrzymanych parametrów termicznych ze wzorcem termoregulacji ciała. Otrzymane dane temperaturowe wydają się potwierdzać opisane w literaturze procesy adaptacyjne, jak i modyfikacje skórno i mięśniowego przepływu krwi powstałe na skutek wysiłku fizycznego.

Dodatkowo, analiza parametrów termicznych odzieży sportowej wskazuje na potencjał metody termografii w podczerwieni, jako narzędzia pomocniczego w wyborze odpowiedniej bielizny termoaktywnej, a w konsekwencji ochrony organizmu przed przegrzaniem.

IV. Bibliografia

1. Więcek B., De Mey G. *Termowizja w podczerwieni, podstawy i zastosowania*. Warszawa, Wydawnictwo PAK, 2011.
2. Wiśniewski S., Wiśniewski S.T. *Wymiana Ciepła*. wydanie 6. Warszawa, WNT, 2009.
3. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys Med Biol*. 1973, 18, strony 686-94.
4. Madura H. [red.]. *Pomiary Termowizyjne w praktyce*. Warszawa, Agenda Wydawnicza PAKu, 2004.
5. Vollmer M., Mollmann K.P. *Infrared Thermal Imaging. Fundamentals, Research and Applications*. Weinheim, Wiley-VCH, 2018.
6. Diakides M., Bronzino J.D., Peterson D.R. *Medical Infrared Imaging Principles and Practises*. New York, Taylor&Francis Group, 2013.
7. Boerner E., Podbielska H. Application of thermal imaging to assess the superficial skin temperature distribution after local cryotherapy and ultrasound. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2017.
8. Chudecka M., Lubkowska A. Termowizyjna ocena zmian temperatury powierzchni ciała koszykarzy po treningu. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*. 2011, 4(17), strony 271-4.
9. Laaperi E., Laaperi A.L., Strąkowska M., Więcek B., Przymusiła P. Cold provocation improves breast cancer detection with IR thermography - A pilot study. *Thermology International*. 2012, 22(4), strony 152-6.
10. Glik J., Cholewka A., Englisz B., et al. Thermal imaging and planimetry evaluation of the results of chronic wounds treatment with hyperbaric oxygen therapy. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 2019, 28(2), strony 229-36.
11. Ng E.K. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*. 2009, 48(5), strony 849-59.
12. Clark R.P., Mullan B.J., et al. Skin temperature during running - a study using infrared colour thermography. *The Journal of Physiology*. 1977, 267, strony 53-62.
13. Keyl W., Lenhart P. Thermography in sport injuries and lesions of the locomotor system due to sport. *Fortschr Med*. 1975, 93(3), strony 124-6.

14. **Cholewka A., Kasprzyk T., Stanek A., Sieroń-Stołtny K., Drzazga Z. May thermal imaging be useful in cyclist endurance tests? *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2015.**
15. Ammer K. The Glamorgan Protocol for recording and evaluation of thermal images of the human body. *Thermology International*. 2008, 18(4), strony 125-9.
16. Fernandez-Cuevas I., Marins J.C.B., Lastras J.A., et al. Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review. *Infrared Physics & Technology*. 2015, 71, strony 28-55.
17. **Kasprzyk T., Cholewka A., Kucewicz M., Sieroń K., Sillero-Quintana M., Morawiec T., Stanek A. A quantitative thermal analysis of cyclists' thermo-active base layers. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2018.**
18. Górski J. [red.]. *Fizjologia wysiłku i treningu fizycznego*. Warszawa, PZWL, 2011.
19. Guyton A.C., Hall J.E. *Textbook of medical physiology*. Philadelphia, Elsevier Inc, 2006. wyd. 11.
20. Kelly G.S. Body Temperature Variability (Part 2): Masking Influences of Body Temperature Variability and a Review of Body Temperature Variability in Disease. *Alternative Medicine Review*. 2007, 12(1), strony 49-62.
21. Wendt D., van Loon L., van Marken Lichtenbelt W. Thermoregulation during Exercise in the heat. *Sports Medicine*. 2007, 37(8), strony 669-82.
22. Minkina W. *Pomiary termowizyjne - przyrządy i metody*. Częstochowa, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, 2004.
23. Sadłowska-Sałęga A., Radoń J. *Podstawy termodynamiki*. Warszawa, Wydawnictwo Nauka i Technika, 2015.
24. Górski J. *Fizjologia człowieka*. Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2010.
25. Herman I.P. *Physics of the Human Body*. New York, Springer, 2016.
26. Mackowiak P.A., Wasserman S.S., Levine M.M. A critical appraisal of 98.6 degrees F, the upper limit of the normal body temperature, and other legacies of Carl Reinhold August Wunderlich. *JAMA*. 1992, 268(12), strony 1578-80.
27. Pilawski A. *Podstawy biofizyki*. Warszawa, PZWL, 1983.
28. Freitas Jr R.A. *Nanomedicine, Volume I: Basic Capabilities*. Austin, Landis Bioscience, 1999.
29. Schroedinger E. *What is Life?* Nowy Jork, Cambridge University Press, 1945.
30. Traczyk W. *Fizjologia człowieka w zarysie*. Warszawa, PZWL, 1989.

31. rozdział 15: Thermodynamics. [aut. książki] Tuszyński J. i Dixon J. *Biomedical Applications for Introductory Physics*. New York, John Wiley & Sons, Inc., 2002.
32. Metabolic Rate and Kleiber's Law. [Online] [Zacytowano: 2 styczeń 2019.] <http://www.universe-review.ca/R10-35-metabolic.htm>.
33. Ravussin E., Burnard B., Schutz Y., Jequier E. Twenty-Four-Hour Energy Expenditure and Resting Metabolic Rate in Obese, Moderately Obese, and Control Subjects. *The American Journal of Clinical Nutrition*. 1982, 35, strony 566-73.
34. Vermorel M., Lazzer S., Bitar A., et al. Contributing factors and variability of energy expenditure in non-obese, obese, and post-obese adolescents. *Reproduction Nutrition Development*. 2005, 45, strony 129-42.
35. Jette M., Sidney K., Blumchen G. Metabolic Equivalents (METS) in Exercise Testing, Exercise Prescription, and Evaluation of Functional Capacity. *Clinical Cardiology*. 1990, 13, strony 555-65.
36. Huang-Wen H., Tzyy-Leng H. Bioheat Transfer and Thermal Heating for Tumor Treatment. *Heat Transfer and Fluid Flow in Biological Processes*. Academic Press, 2015.
37. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting humans forearm. *Journal of Applied Physiology*. 1948, 1(2), strony 93-122.
38. Majchrzak E. Numerical modelling of bio-heat transfer using in humans skin: use of Infrared Thermography. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*. 1998, 2(36), strony 437-55.
39. Nadel E.R. Temperature regulation and hyperthermia during exercise. *Clinics in Chest Medicine*. 1984, 5, strony 13-20.
40. Chevront S.N., Haymes E.M. Thermoregulation and marathon running. *Sports Medicine*. 2001, 31, strony 743-62.
41. Kellogg D.L., Johnson J.M., Kosiba W.A. Control of internal temperature threshold for active cutaneous vasodilation by dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1991, 71, strony 2476-82.
42. Kenney W.L., Johnson J.M. Control of skin blood flow during exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1992, 24, strony 303-12.
43. Sawka M.N., Montain S.J. Fluid and electrolyte supplementation for exercise heat stress. *The American Journal of Clinical Nutrition*. 2000, 72, strony 564-72.
44. Karjalainen J. Viitasalo M. Fever and cardiac rhythm. *Archives of Internal Medicine*. 1986, 146(6), strony 1169-71.

45. Weinert M. *Anestezjologia Crash Course*. Wrocław, Urban & Partner, 2008.
46. Gavin T.P. Clothing and thermoregulation during exercise. *Sports Medicine*. 2003, 33, strony 941-7.
47. Faria E.W., Parker D.L., Faria I.E. The Science of Cycling. Physiology and Training – Part 1. *Sports Medicine*. 2005, 35(4), strony 285-312.
48. Impellizzeri F.M., Marcora S.M. The Physiology of Mountain Biking. *Sports Medicine*. 2007, 37(1), strony 59-71.
49. Zatoń M., Herbisz R., Herbisz P. *Fizjologiczne podstawy treningu w kolarstwie górskim*. Wrocław, Wydawnictwo AWF Wrocław, 2011.
50. UCI. Union Cycliste Internationale - Home. [Online]. [Zacytowano: 23 styczeń 2019.] <https://www.uci.org/home>.
51. *Cyclocross: History & What You Should Know*. Gabe K. 1996, Bicycle Trader Magazine.
52. Friel J. *The mountain biker's training bible*. Colorado, VeloPress, 2000.
53. van den Bosch P. *Cycling: A year round plan*. Meyer & Meyer Sport, 2006.
54. MacDougall D., Sale D. *The Physiology of Training for High Performance*. Oxford, Oxford University Press, 2014.
55. Pocock G., Richards C.D., Richards D.A. Section 8: The respiratory system. *Human Physiology*. Wydanie 5. Oxford. Oxford University Press, 2018.
56. Górski J. [red.] *Fizjologiczne podstawy wysiłku fizycznego*. Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2008.
57. Benedek G.B., Villars F.M.H. *Physics with Illustrative Examples from Medicine and Biology, Three volumes*. 2nd. Nowy Jork, Berlin, AIP, Springer, 2000.
58. Cameron J.R., Skofronick J.G., Grant R. *Physics of the Body*. Wydanie 2. Madison, Medical Physics, 1999.
59. Bassett D.R., Howley E.T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2000, 32(1), strony 70-84.
60. Heyward V. *Advance Fitness Assessment & Exercise Prescription*. Wydanie 3. Champaign, Human Kinetics, 1998.
61. Noakes T. *The Lore of Running*. Wydanie 3. Oxford, Oxford University Press, 2001.
62. Scribbans T.D., Vecsey S., Hankinson P.B., Foster W.S., Gurd B.J. The Effect of Training Intensity on VO₂max in Young Healthy Adults: A Meta-Regression and Meta-Analysis. *International Journal of Exercise Science*. 2016, 9(2), strony 230-47.

63. Gjestvang C., Stensrud T., Haakstad L.A.H. How is rating of perceived capacity related to VO₂max and what is VO₂max at onset of training? *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. 2017, 3(1).
64. Milanovic Z., Sporis G., Weston M. Effectiveness of High-Intensity Interval Training (HIT) and Continuous Endurance Training for VO₂max Improvements: A Systematic Review and Meta-Analysis of Controlled Trials. *Sports Medicine*. 2015, 45(10), strony 1469-81.
65. Helgerud J., Hoydal K., Wang E., et al. Aerobic High-Intensity Intervals Improve VO₂max More Than Moderate Training. *Medicine & science in sports & exercise*. 2007, 39(4), strony 665-71.
66. Bochenek A., Reicher M. *Anatomia człowieka, tom III, Układ naczyniowy*. Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2007. strony 78-92.
67. Rowell L.B. *Human Circulation: Regulation During Physical Stress*. Nowy Jork, Oxford University Press, 1986. strony 363-406.
68. American Heart Association. Target Heart Rates. *American Heart Association*. [Online]. [Zacytowano: 28 styczeń 2019.] https://atgprod.heart.org/HEARTORG/HealthyLiving/HealthyEating/PhysicalActivity/Target-Heart-Rates_UCM_434341_Article.jsp.
69. McArdle W.D., Katch F.I., Katch V.L. *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
70. Karlsson J., Jacobs I. Onset of blood lactate accumulation during muscular exercise as a theoretical concept. *International Journal of Sports Medicine*. 1982, 3, strony 190-3.
71. Brooks G.A. The lactate shuttle during exercise, evidence and possible control. Watkins J., Reilly T., Burwitd L. *Sports Science*. London, E and FN Spon Ltd, 1986, str. 69.
72. Wasserman K., Whipp B.J., Koyl S.N., Beaver W.L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1973, 35(2), strony 236-43.
73. Jeukendrup A., Van Diemen A. Heart rate monitoring during training and competition in cyclists. *Journal of Sports Sciences*. 1998, 16, strony 91-9.
74. Friel J. *Total Heart Rate Training. Customize and maximize your workout using a heart rate monitor*. Berkeley, Ulysses Press, 2006.

75. Allen H., Coggan A.R. *Training and racing with a power meter*. Wydanie 2. Boulder, Velopress, 2010.
76. Coggan A. Power Training Zones for Cycling. *TrainingPeaks*. [Online] [Zacytowano: 27 styczeń 2019.] <https://www.trainingpeaks.com/blog/power-training-levels/>.
77. Kogut A. 7 sposobów na wyznaczenie FTP. *Way2champ*. [Online] [Zacytowano: 27 styczeń 2019.] <https://way2champ.pl/7-ftp/>.
78. Birch K., MacLaren D., George K. *Instant Notes Sport Exercise Physiology*. Nowy Jork, Taylor & Francis, 2004.
79. Rowbottom D.G. Periodization of Training. [aut. książki] Garrett W E i Kirkendall D T. *Exercise and Sport Science*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
80. Lorenz D.S., Reiman M.P., Walker J.C. Periodization: Current review and suggested implementation for athletic rehabilitation. *Sports Health*. 2010, 2(6), strony 509-18.
81. Buford T.W., Rossi S.J., Smith D.B., Warren A.J. A comparison of periodization models during nine weeks with equated volume and intensity for strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007, 21(4), strony 1245-50.
82. Allen H., Cheung S.S. Perodyzacja treningu. *Cutting-Edge Cycling*. Champaign, Human Kinetics, 2012.
83. Mujika I., Halson S., Burke L.M., Balague G., Farrow D. An Integrated, Multifactorial Approach to Periodization for Optimal Performance in Individual and Team Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2018, 13, strony 538-61.
84. Issurin V.B. New horizons for the methodology and physiology of training periodization. *Sports Medicine*. 2010, 40, strony 189-206.
85. Matveyev L.P. *Fundamentals of Sport Training*. Moscow, Progress Publishers, 1981.
86. Kiely J. Periodization paradigms in the 21st century: evidence-led or tradition-driven? *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2012, 7(3), strony 242-50.
87. Bompa T.O., Buzzichelli C.A. *Periodization - Theory and Methodology of Training*. Champaign, Human Kinetics, 2019.
88. Gorostiaga E.M., Walter C.B., Foster C., Hickson R.C. Uniqueness of interval and continuous training at the same maintained exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1991, 63, strony 101-7.

89. Daussin F.N., Zoll J., Doufour S.P., et al. Effect of interval versus continuous training on cardiorespiratory and mitochondrial functions: relationship to aerobic performance improvements in sedentary subjects. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2008, 295, strony 264-72.
90. MacInnis M.J., Gibala M.J. Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity. *Journal of Physiology*. 2016, 595(9), strony 2915-30.
91. Atkins W. Interval Training. [aut. książki] Longe J.L. *The Gale Encyclopedia of Fitness*. brak miejsca, Gale Cengage Learning, 2012.
92. Kenney L.W., Wilmore J.H., Costil D.L. *Physiology of Sport and Exercise*. Wydanie 6. Champaign, Human Kinetics, 2015.
93. Paton C.D., Hopkins W.G. Tests of Cycling Performance. *Sports Medicine*. 2001, 31(7), strony 489-96.
94. Fortuna M. *Podstawy kształtowania i kontroli zdolności wysiłkowej tlenowej i beztlenowej*. Jelenia Góra, Kolegium Karkonoskie w Jeleniej Górze, 2008.
95. Vandewalle H., Peres G., Monod H. Standard Anaerobic Exercise Tests. *Sports Medicine*. 1987, 4, strony 268-89.
96. Centrum Diagnostyki Sportowej DIAGNOSTIX. Wingate test - Diagnostix. *Centrum Diagnostyki Sportowej DIAGNOSTIX*. [Online] [Zacytowano: 3 luty 2019.] <http://www.diagnostix.pl/wingate-test>.
97. Gambetta V. *Athletic Development: The Art & Science of Functional Sports Conditioning*. Champaign, Human Kinetics, 2009.
98. Rountree S. *The Athlete's Guide to Recovery: Rest, Relax, and Restore for Peak Performance*. Boulder, VeloPress, 2011.
99. Burgomaster K.A., Heigenhauser G.J., Gibala M.J. Effect of short-term sprint interval training on human skeletal muscle carbohydrate metabolism during exercise and time-trial performance. *Journal of Applied Physiology*. 1985, 100(6), strony 2041-7.
100. Stepto N.K., Martin D.T., Fallon K.E., Hawley J.A. Metabolic demands of intense aerobic interval training in competitive cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001, 33(2), strony 303-10.
101. Westerblad H., Allen D.G., Lanner-Gren J. Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? *News in physiological sciences*. 2002, 17(1), strony 17-21.

102. McCann D.J., Mole P.A., Caton J.R. Phosphocreatine kinetics in human during exercise and recovery. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1995, 27(3), strony 378-89.
103. Blirke L., Deakin V. *Clinical Sports Nutrition*. Roseville, McGraw-Hill Australia, 2000.
104. Fry A.C. The role of training intensity in resistance exercise over-training and overreaching. [aut. książki] Kreider R.B., Fry A.C., O'Toole M.I. *Overtraining in sport*. Champaign, Human Kinetics, 1998, strony 107-27.
105. Fry A.C., Kraemer W.J., van Borselen F. Performance decrements with high-intensity resistance exercise overtraining. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1994, 26(9), strony 1165-73.
106. Bauer J., Dereń E. Standaryzacja badań termograficznych w medycynie i fizykoterapii. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*. 2014, 20(1), strony 11-20.
107. Ring E.F.J., Ammer K. The technique of infrared imaging in medicine. *Thermology International*. 2000, 10, strony 7-14.
108. Bauer J., Boerner E., Podbielska H. Termowizyjna ocena kolejności stosowania zabiegów fizykalnych. [aut. książki] Podbielska H., Skrzek A. *Biomedyczne zastosowania termowizji*. Wrocław, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2014.
109. Gomes Moreira D., Costello J.T., Briot, C.J. Thermographic imaging in sports and exercise medicine: A Delphi study and consensus statement on the measurement of human skin temperature. *Journal of Thermal Biology*. 2017, 69, strony 155-62.
110. Cholewka A., Knefel G., Stanek A., Kawecki M., Nowak M., Sieroń A., Drzazga Z. Thermal imaging and TC oximetry measurements of hyperbaric oxygen therapy (HBO) effects on trophic ulceration of the crura. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2012, 108, strony 25-31.
111. Cholewka A., Drzazga Z., Sieroń A., Stanek A. Thermovision diagnostics in chosen spine diseases treated by whole body cryotherapy. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2010, 102(1), strony 113-9.
112. Cholewka A., Stanek A., Wójcik M., Sieroń-Stołtny K., Drzazga Z. Does local cryotherapy improve thermal diagnosis similar to whole-body cryotherapy in spinal diseases? *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2017, 127(2), strony 1155-62.

113. Cholewka A., Stanek A., Kasprzyk T, et al. Zastosowanie termowizji w badaniach wydolności sportowców - badania pilotażowe. *PAK*. 2013, 59.
114. Kasprzyk T., Stanek A., Sieroń-Stołtny K., Cholewka A. Thermal Imaging in Evaluation of the Physical Fitness Level. [aut. książki] Vardasca R., Mendes J.G. *Innovative Research in Thermal Imaging for Biology and Medicine*. Hershey, IGI Global, 2017.
115. Kasprzyk T. Obrazowanie termiczne powierzchni ciała u sportowców, wpływ cyklu treningowego na metabolizm organizmu. [Praca magisterska]. Katowice, Uniwersytet Śląski w Katowicach, 2014.
116. PZKol. *Przepisy PZKol – Część I – Ogólne zasady organizacji sportu kolarskiego*. PZKol, 2018.
117. Ring E.F.J., Mercer J. Thermal Imaging for Fever Screening. *The Magazine of the International Organization for Standardization*. 2007, 4, strony 33-5.
118. Materiały konferencyjne: *Termowizja w ocenie wydolności sportowców*. Kasprzyk T, Stanek A., Sieroń K., Cholewka A. Wrocław, 2017. 44. Zjazd Fizyków Polskich.
119. Czarkowska-Pączek B., Przybylski J. *Zarys fizjologii wysiłku fizycznego*. Wrocław, Elsevier Urban & Partner, 2006.
120. Charkoudian N. Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. *Mayo Clinic Proceedings*. 2003, 78(5), strony 603-12.
121. Taylor N.A. Ecrine sweat glands. Adaptations to physical training and heat acclimation. *Sports Medicine*. 1986, 3, strony 387-97.
122. Baum E., Bruck K., Schwennicke H.P. Adaptive modifications in the thermoregulatory system of long distance runners. *Journal of Applied Physiology*. 1976, 40, strony 404-10.
123. Jeong-Beom L., Soon-Bok N., Tae-Wook K. Improved sweat gland function during active heating in tennis athletes. *Journal of Sport and Health Science*. 2016, 5(4), strony 443-7.
124. Jeong-Beom L, Tae-Wook K., Young-Ki M., Hun-Mo Y. Long distance runners present upregulated sweating responses that sedentary counterparts. *PLoS One*. 2014, 9(4), str. e93976.
125. Company Brubeck. Brubeck thermoactive clothing. [Online] Company Brubeck, [Zacytowano: 26 kwiecień 2019] <https://www.brubeck.pl/sk/brubeck-inspired-by-nature>.

126. Company CRAFT. Craft Labs - craft.pl. [Online] Company CRAFT, [Zacytowano: 26 kwiecień 2019] <https://craft.pl/content/7-craft-labs>.
127. Frydrych I., Porada A., Bilaska J. Thermoinsulation fabrics parameters – part 1. Review of measurements methods and devices. *Przegląd Włókienniczy*. 2003, 10.
128. Butcher E., Masłowski E. Textiles for sport – part 1. *Przegląd Włókienniczy*. 2002, 2.
129. Polska Garmin. Product Overview. *Garmin*. [Online] Garmin Polska, [Zacytowano: 28 kwiecień 2019] <http://www.garmin.com/pl-PL/>.
130. Company Elite. Product overview. *Elite Company*. [Online] Elite Company, [Zacytowano: 28 kwiecień 2019] <http://www.elite-real.com>.
131. Optotherm Inc. Emissivity Table. [Online] Optotherm, Inc., [Zacytowano: 28 kwiecień 2019] <https://www.optotherm.com/emiss-table.htm>.
132. Mitchell J.H., Tate C., Raven P., et al. Acute response and chronic adaptation to exercise in women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1992, 24, strony 258-65.
133. Sawka M.N., Wenger C.B., Young A.J., Pandolf K.B. Physiological Responses to Exercise in the Heat. [aut. książki] Marriott B.M. *Nutritional Needs in Hot Environments*. Washington, National Academies Press (US), 1993.
134. Gonzalez-Alonso J., Crandall C.G., Johnson J.M. The cardiovascular challenge of exercising in the heat. *The Journal of Physiology*. 2008, 586, strony 45-53.
135. Casa J.D., Armstrong L.E., Hillman S.K., et al. National athletic trainers' association position statement: fluid replacement for athletes. *Journal of Athletic Training*. 2000, 35(2), strony 212-24.
136. Saltin B. Circulatory response to submaximal and maximal exercise after thermal dehydration. *Journal of Applied Physiology*. 1964, 19, strony 1125-32.
137. Lehmann M., Foster C., Gastmann U., Keizer H., Steinacker J.M. Definition, Types, Symptoms, Findings, Underlying Mechanisms, and Frequency of Overtraining and Overtraining Syndrome. *Overload, Performance Incompetence, and Regeneration in Sport*. Boston, Springer, 1999.
138. Ronikier A. *Fizjologia wysiłku w sporcie, fizjoterapii i rekreacji*. Warszawa, Centralny Ośrodek Sportu, 2008.
139. Mazzone T. Kinesiology of the rowing stroke. *National Strength and Conditioning Association Journal*. 1988, 10(2), strony 4-13.

140. Cosgrove M.J., Wilson J., Watt D., Grant S.F. The relationship between selected physiological variables of rowers and rowing performance as determined by a 2000m ergometer test. *Journal of Sports Sciences*. 1999, 17, strony 845-52.
141. 2 Concept. Rowing Machine - Concept 2. [Online] Concept 2, [Zacytowano: 05 maj 2019]. <https://www.concept2.com/indoor-rowers/model-d>.
142. Maciejewski H., Messonnier L., Moyen B., Bourdin M. Blood lactate and heat stress during training in rowers. *International Journal of Sports Medicine*. 2007, 28, strony 945-51.
143. Huang C., Nesser T.W., Edwards J.E. Strength and power determinants of rowing performance. *Journal of Exercise Physiology online*. 2007, 10(4), strony 43-50.
- 144.1 Mello F., Bertuzzi R.C., Franchini E., Grangeiro P.M. Energy systems contributions on 2,000 m race simulation: a comparison among rowing ergometers and water. *European Journal of Applied Physiology*. 2009, 107, strony 615-9.
145. ***The applications of thermal imaging in energy cost rating during Aerobic Circuit Training.*** Kasprzyk T., Wójcik M., Sieroń-Stołtny K., Piętka T., Stanek A., Drzazga Z., Cholewka A. Gdańsk, QIRT, 2016. Conference QIRT. doi: 10.21611/qirt.2016.054.

V. Spis Rycin:

Rysunek 1.1. Schemat widma promieniowania elektromagnetycznego.

Rysunek 1.2. Model ciała doskonale czarnego.

Rysunek 1.3. Gęstość widmowa egzytancji ciała doskonale czarnego wyrażona za pomocą prawa Plancka.

Rysunek 1.4. Powierzchnia płaska z gradientem temperatur na krawędziach.

Rysunek 1.5. Powierzchnia płaska o temperaturze T_S w otoczeniu powietrza o temperaturze T_0 .

Rysunek 1.6. Dwie promieniujące równoległe powierzchnie.

Rysunek 1.7. Czulość widmowa detektora fotonowego i termicznego.

Rysunek 1.8. Schemat blokowy układu przetwarzania sygnału.

Rysunek 2.1. Temperatura ciała ludzkiego w zależności od warunków otoczenia.

Rysunek 2.2. Schemat blokowy systemu termoregulacji.

Rysunek 2.3. Regulacja temperatury na skutek wzrostu temperatury wewnętrznej, gdzie: $SkBF$ – skórny przepływ krwi, $MuBF$ – mięśniowy przepływ krwi (angl. *muscle blood flow*), PV – objętość osocza krwi, BV – objętość krwi.

Rysunek 3.1. Zależność wentylacji V_E od fazy wysiłku fizycznego.

Rysunek 3.2. Zmiana parametrów oddechowych w stosunku do rosnącej intensywności ćwiczeń.

Rysunek 3.3. Ogólny podział roku treningowego na cykle, gdzie BPS – bezpośrednie przygotowanie startowe.

Rysunek 3.4. Stanowisko badawcze do przeprowadzania testów wydolnościowych w warunkach laboratoryjnych.

Rysunek 3.5. Model ogólnego syndromu adaptacyjnego GAS.

Rysunek 3.6. Cykl superkompensacji w jednostce treningowej.

Rysunek 5.1. Próba wydolnościowa w kolarstwie – stanowisko badawcze.

Rysunek 5.2. Przykładowe termogramy sportowca w: a) 0 minucie, b) 6 minucie, c) 12 minucie, d) 18 minucie, e) 24 minucie oraz f) 30 minucie testu wydolnościowego.

Rysunek 5.3. Zestawienie zmiany średniej temperatury powierzchni ciała w funkcji czasu dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Rysunek 5.4. Zestawienie zmiany znormalizowanej wartości średniej temperatury powierzchni ciała w funkcji czasu dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Rysunek 5.5. Zmiana średniej wartości poboru tlenu VO_2 w czasie dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Rysunek 5.6. Korelacja wartości poboru tlenu VO_2 z wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

Rysunek 5.7. Korelacja średniej wartości poboru tlenu VO_2 ze średnimi wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

Rysunek 5.8. Korelacja wartości obciążenia z wartościami temperatury powierzchni ciała T_{pow} dla a) grupy I „młodzieżowej” oraz b) grupy II „masters”.

Rysunek 5.9. Zmiana średniej wartości strumienia energii Stefana-Boltzmana w czasie dla grupy I „młodzieżowej” oraz grupy II „masters”.

Rysunek 6.1. Protokół treningowy pomiarów termowizyjnych bielizny termoaktywnej.

Obrazowanie termiczne wykonano dla momentów oznaczonych niebieskim punktem.

Rysunek 6.2. Schemat urządzeń testowych: a) symulator treningowy Elite Turbo Muin B+, b) GARMIN Edge 1000, c) MacBook Pro, z uwzględnieniem metody komunikacji.

Rysunek 6.3. Obrazy termiczne wzorca (tj. wykonane bez warstwy bielizny termoaktywnej) z zaznaczonym obszarem zainteresowania w poszczególnych projekcjach.

Rysunek 6.4. Obrazy termiczne wzorca oraz wybranych koszulek wykonane przed, w 30 minucie testu oraz po wysiłku.

Rysunek 6.5. Zależność różnicy temperatury pomiędzy wzorcem na poszczególnych koszulkami dT_{pow} (wzorzec-koszulka) od czasu wysiłku.

Rysunek 6.6. Średnia wartość temperatury powierzchni poszczególnych koszulek i wzorca wyliczona jako uśrednienie wszystkich pomiarów każdej z koszulek i wzorca.

Rysunek 6.7. Korelacja pomiędzy różnicą masy poszczególnych koszulek, a średnim tętnem treningu.

Rysunek 6.8. Korelacja pomiędzy obciążeniem zadany na ergometrze kolarskim, a parametrem dT_{pow} (wzorzec-koszulka) dla a) koszulka A, b) B, ..., f) koszulka F.

Rys. 7.1. Fazy pojedynczego manewru na ergometrze wioślarskim z zaznaczonymi partiami mięśni wykonującymi pracę: a) chwyt, b) przyciągnięcie – wyprost nóg, c) przyciągnięcie – odchylenie tułowia, d) przyciągnięcie – przyciągnięcie ramion, e) odepchnięcie, f) powrót.

Rys. 7.2. Ergometr wioślarski *Concept 2 model D*, użyty do przeprowadzenia pomiarów.

Rys. 7.3. Obszary zainteresowania użyte do wyliczenia średniej temperatury powierzchni ciała w danym momencie badania dla reprezentatywnego sportowca przed wysiłkiem.

Rys. 7.4. Obrazy termiczne reprezentacyjnego ochotnika wykonane przed i po 1 roku treningów w odniesieniu do wysiłku na ergometrze (przed, po, 10, 20, 30, 40 i 50 min po wysiłku).

Rys. 7.5. Zależność średniej temperatury powierzchni ciała od momentu obrazowania dla poszczególnych grup badawczych, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

Rys. 7.6. Zależność znormalizowanej średniej temperatury powierzchni ciała T'_{pow} od momentu obrazowania dla poszczególnych grup badawczych, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

Rys. 7.7. Wartości parametru dT_{max} dla poszczególnych grup kolarzy, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów.

Rys. 7.8. Wartości parametru $dT(\text{przed-po})$ zdefiniowany jako różnica temperatury przed i po wysiłku dla poszczególnych grup z uwzględnieniem różnic istotnych statystycznie, gdzie kolarze przed – grupa kolarzy przed rokiem treningowym, kolarze po – grupa kolarzy po roku treningów, grupa siłowa – grupa sportowców siłowych.

Rys. 7.9. Korelacja parametru tętna maksymalnego HR_{max} oraz różnicy temperatur $dT(\text{przed-po})$ zdefiniowanej jako różnica temperatury przed i po wysiłku.

VI. Spis Tabel:

Tabela I. Konsumpcja tlenu przez organizm człowieka o masie 70 kg w odniesieniu do wykonywanych czynności.

Tabela II. Strefy tętna wg. modelu 5-cio strefowego.

Tabela III. Strefy mocy wg. modelu A. Coggana (Coggan Power Zones).

Tabela IV. Średnie wartości cech somatycznych oraz parametrów wydolności fizycznej zawodników względem badanych podgrup.

Tabela V. Subiektywna ocena poszczególnych koszulek przez wzorcowego kolarza.

Tabela VI. Charakterystyka badanych koszulek termoaktywnych.

Tabela VII. Cechy somatyczne badanych sportowców z podziałem na grupy.