




UNIWERSYTET ŚLĄSKI  
W KATOWICACH

Uniwersytet Śląski  
University of Silesia  
<https://opus.us.edu.pl>

Rodzaj dyplomu / Diploma type	Rozprawa doktorska / PhD thesis
Autor / Author	Kajewska Joanna
Tytuł / Title	Ocena przydatności ilościowej analizy termicznej w nieinwazyjnej diagnostyce przewlekłej niewydolności żyłnej / Evaluation of usefulness of quantitative thermal analysis in non-invasive diagnosis of chronic venous insufficiency
Rok powstania / Year of creation	2023
Promotor / Supervisor	Cholewka Armand Janusz
Jednostka dyplomująca / Certifying unit	Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych / Faculty of Science and Technology
Adres publikacji w Repozytorium URL / Publication address in Repository	<a href="https://opus.us.edu.pl/info/phd/USL2c28c6a8afca40c78395d52c6fe16505/">https://opus.us.edu.pl/info/phd/USL2c28c6a8afca40c78395d52c6fe16505/</a>
Data opublikowania w Repozytorium / Deposited in Repository on	Oct 31, 2023
Rodzaj licencji / Type of licence	Other open licence 

**UNIWERSYTET ŚLĄSKI w Katowicach**

Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych

---

**mgr inż. Joanna Kajewska**

**Ocena przydatności ilościowej analizy termicznej  
w nieinwazyjnej diagnostyce przewlekłej niewydolności  
żylnej.**

**Rozprawa doktorska**

Promotor:

**dr n. fiz. hab. n. med. Armand Cholewka, prof. UŚ**

---

**Chorzów, 2023**



*Pragnę złożyć serdeczne podziękowania*

*Panu **dr hab. prof. UŚ Armandowi Cholewce** za nieocenioną pomoc udzieloną w trakcie przygotowywania pracy doktorskiej, wyrozumiałość i motywację. Szczególne podziękowania pragnę złożyć Panu Profesorowi za wieloletnią współpracę, wsparcie merytoryczne, poświęcony czas oraz pomoc, zawsze gdy jej potrzebowałam.*

*Chciałam wyrazić głęboką wdzięczność Pani **prof. dr hab. n. med. Agacie Stanek**, bez której moja praca doktorska nie mogłaby powstać. Dziękuję za inspirację, niezastąpione wsparcie merytoryczne oraz poświęcony czas na prowadzenie badań.*

*Pragnę podziękować również **Niepublicznemu Centrum Rehabilitacji w Koszęcinie** oraz **Katedrze Chorób Wewnętrznych i Medycyny Fizykalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Bytomiu** za współpracę i możliwość realizacji badań na ich terenie.*

*Mojej rodzinie, ukochanemu **mężowi i dzieciom**, którzy wierzyli we mnie i dopingowali mnie w chwilach zwątpienia oraz motywowali do działania.*

*Dziękuję.*



## Spis treści

I.	Wstęp.....	7
1.1.	Wprowadzenie .....	7
1.2.	Cel pracy.....	8
II.	Podstawy fizyczne .....	9
2.1.	Promieniowanie podczerwone .....	9
2.2.	Prawa opisujące promieniowanie ciała doskonale czarnego .....	11
2.3.	Emisyjność.....	14
2.4.	Podstawy fizyczne detekcji promieniowania podczerwonego .....	15
2.5.	Termodynamika ludzkiego ciała.....	19
2.5.1.	Temperatura organizmu .....	19
2.5.2.	Zasady termodynamiki w procesach biologicznych.....	21
2.5.3.	Wymiana ciepła między organizmem a otoczeniem.....	24
2.5.4.	Termoregulacja .....	29
2.5.5.	Równanie Pennesa .....	31
2.5.6.	Rozkład temperatury w organizmie .....	33
2.6.	Biofizyka układu krążenia .....	34
2.6.1.	Prawo ciągłości przepływu i zasada zachowania energii w przepływie krwi.....	35
2.6.2.	Opór podczas przepływu krwi .....	39
2.6.3.	Lepkość krwi.....	41
III.	Podstawy medyczne.....	43
3.1.	Anatomia układu żylnego .....	43
3.1.1.	Budowa i funkcje żył kończyn dolnych .....	44
3.1.2.	Żyły powierzchniowe kończyn dolnych.....	46
3.1.2.1.	Żyła odpiszczelowa .....	46
3.1.2.2.	Żyła odstrzałkowa .....	48

3.2.	Przewlekła niewydolność żylna .....	49
3.2.1.	Definicje .....	49
3.2.2.	Epidemiologia .....	50
3.2.3.	Etiologia i patogenezą .....	51
3.2.4.	Klasyfikacja CEAP .....	55
3.2.5.	Objawy kliniczne .....	57
3.3.	Diagnostyka przewlekłej niewydolności żylny.....	58
3.3.1.	USG Doppler .....	58
3.3.2.	Kodowanie kolorem.....	60
3.3.3.	Oceniane parametry .....	60
3.3.4.	Ograniczenia metody.....	61
IV.	Materiał i metodyka .....	64
4.1.	Charakterystyka grupy badawczej .....	64
4.2.	Aparatura pomiarowa .....	65
4.2.1.	Kamera termowizyjna FLIR SYSTEM E60.....	65
4.2.2.	USG Duplex.....	65
4.3.	Metodyka pomiarów .....	65
4.3.1	Badanie ultrasonograficzne Duplex.....	66
4.3.2.	Badanie termowizyjne .....	67
4.3.3.	Proponowane metody analizy wyników.....	68
4.3.3.1.	Metoda I.....	68
4.3.3.2.	Metoda II .....	70
4.3.3.3.	Metoda III .....	71
4.3.4.	Termowizyjne parametry poddawane korelacji .....	72
V.	Wyniki i wnioski .....	74
5.1.	Wyniki .....	74
5.2.	Analiza statystyczna i dyskusja .....	83

5.2.1. Korelacje parametrów termicznych z klasyfikacją CEAP .....	84
5.2.2. Korelacje parametrów termicznych z czasem trwania refluku .....	86
5.2.3. Korelacje parametrów termicznych z zasięgiem refluku.....	89
VI. Wnioski.....	92
VII. Bibliografia .....	93
VIII. SPIS RYCIN.....	99
IX. SPIS TABEL .....	101



# I. Wstęp

## 1.1. Wprowadzenie

Termowizja, nazywana również termografią, jest dziedziną techniki która bazuje na detekcji, rejestracji, przetwarzaniu oraz wizualizacji temperatury na powierzchni obiektów. Każde ciało, posiadające temperaturę wyższą niż zero bezwzględne (0K), emituje promieniowanie elektromagnetyczne, o energii rosnącej wraz z temperaturą badanego obiektu [1,2]. Ciało człowieka, którego skóra posiada współczynnik emisyjności niemal identyczny z wartościami współczynnika ciała doskonale czarnego ( $\epsilon = 0.98 \mp 0,01$ ), jest idealnym obiektem do prowadzenia badań z wykorzystaniem termografii w podczerwieni [3].

Istnieje wiele możliwości zastosowania metod termowizyjnych w praktyce, począwszy od aplikacji w obszarach wojskowych, przemysłowych lub energetycznych, skończywszy na badaniach z zakresu budownictwa oraz medycyny [3].

Z punktu widzenia niniejszej pracy, szczególnie istotna staje się możliwość zastosowania termografii w medycynie. Dane literaturowe wskazują na stosowanie termografii w badaniach niemal każdej z dziedzin medycyny, między innymi z zakresu okulistyki, laryngologii, neurologii i neurochirurgii, ortopedii, reumatologii, onkologii a także angiologii [4-9]. Obrazowanie termiczne ciała pacjenta pozwala na ocenę stopnia rozległości i nasilenia stanów chorobowych związanych ze zmianami metabolizmu, ukrwienia oraz stanów zapalnych, przede wszystkim w powierzchniowych warstwach ciała – występujących głównie na skórze lub tuż pod nią. Wzrost jak i obniżenie temperatury na powierzchni badanego obiektu, dostarczają istotnych informacji medycznych o stanie zdrowia osoby badanej. Występowanie obszaru o wysokiej temperaturze obserwuje się w guzach nowotworowych np. naczyniaku lub czerniaku, a obszary o obniżonej temperaturze mogą być efektem zaburzenia ukrwienia np. w zespole Raynauda [3,8].

Możliwość stosowania termografii w angiologii pozwala na opracowywanie coraz to nowszych procedur diagnostycznych chorób układu krążenia, szczególnie krążenia obwodowego. Jest to bardzo istotne nie tylko z medycznego, ale również społecznego punktu widzenia. Dzieje się tak dlatego, że obecnie w wysokorozwiniętych zachodnich

krajach, jedną z najczęściej występujących chorób zdrowia publicznego jest przewlekła niewydolność żylna (CVI – chronic venous insufficiency) [9]. Obraz kliniczny CVI jest złożony i zależny od wielu czynników, między innymi takich jak czas trwania choroby, charakteru i głębokości zmian hemodynamicznych czy też subiektywnych objawów zgłaszanych przez chorego. Początkowymi zmianami są np. drobne teleangiektazje znajdujące się na kończynie dolnej pacjenta, jednak w późniejszym etapie rozwijają się żylaki i poszerzenia żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej. Nieleczona choroba skutkuje występowaniem zmian troficznych skóry, a w zaawansowanym stadium czynnymi owrzodzeniami goleni [10]. Bazując na amerykańskich statystykach, szacuje się, że CVI dotyka ok. 20 do 30% populacji męskiej oraz ok. 50 do 60% kobiet na świecie [11,12].

Obecnie podstawową stosowaną metodą diagnostyczną przewlekłej niewydolności żylniej jest badanie USG Doppler duplex, jednak metoda ta posiada pewne ograniczenia, opisane w rozdziale 3.3.4. niniejszej pracy. Właśnie dlatego, ważnym wydaje się opracowanie nowej techniki diagnostycznej CVI, która pozwoli na dostarczenie parametrów zarówno strukturalnych jak i metabolicznych, czym może okazać się diagnostyka termowizyjna.

## 1.2. Cel pracy

Celem niniejszej pracy była ocena przydatności zastosowania termografii jako nowej, nieinwazyjnej metody diagnostycznej przewlekłej niewydolności żylniej (CVI).

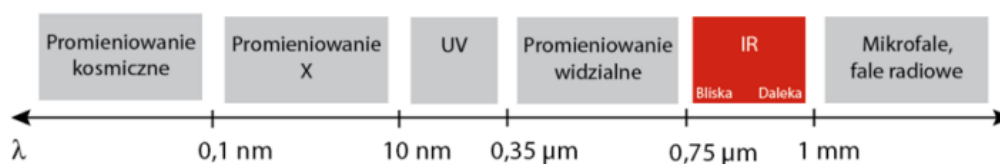
Ocena przydatności termowizji, jako nowej, nieinwazyjnej metody diagnostycznej przewlekłej niewydolności żylniej, opierała się na analizie termicznej kończyn dolnych pacjentów i zaproponowaniu nowych niestosowanych do tej pory temperaturowych parametrów ilościowych określających parametry otrzymywane we współczesnej standardowej diagnostyce z techniki Doppler duplex takich jak: zakres refluksu, średni czas trwania refluksu żylnego oraz zaawansowanie schorzenia określane za pomocą skali CEAP.

## II. Podstawy fizyczne

### 2.1. Promieniowanie podczerwone

Podstawą wszelkich pomiarów termowizyjnych jest promieniowanie podczerwone oraz jego właściwości. Promieniowanie podczerwone jest promieniowaniem elektromagnetycznym o długości fali leżącej pomiędzy światłem widzialnym a falami radiowymi. Przedział widmowy promieniowania podczerwonego, został podzielony umownie na cztery pasma, o następujących długościach fal  $\lambda$  [1]:

- bliska podczerwień ( $0,78 \div 3 \mu\text{m}$ ),
- średnia podczerwień ( $3 \div 6 \mu\text{m}$ ),
- daleka podczerwień ( $6 \div 15 \mu\text{m}$ ),
- bardzo daleka podczerwień (powyżej  $15 \mu\text{m}$ ).



**Rysunek 1. Podział promieniowania występującego w przyrodzie, ze względu na długość fali  $\lambda$  [1].**

Podział ten (Rys.1), wiąże się ze stosowanymi metodami wykrywania promieniowania w każdym z wymienionych wyżej zakresów. W zakresie bliskiej podczerwieni, stosowane metody pokrywają się z tymi wykorzystywanymi w przypadku promieniowania widzialnego. Stosowane w kamerach detektory pracują w przedziale widmowym  $3 \div 5 \mu\text{m}$  oraz  $8 \div 14 \mu\text{m}$ , ponieważ zakresy te są ściśle związane z transmisją promieniowania podczerwonego przez atmosferę [1,13].

Promieniowanie cieplne, jest promieniowaniem elektromagnetycznym, które powstaje wskutek drgań cząsteczek materii. Z tego faktu wynika wprost, że każde ciało którego temperatura wyższa jest od zera bezwzględnego, jest źródłem promieniowania podczerwonego. Promieniowanie cieplne można rozpatrywać jako falę elektromagnetyczną lub jako zbiór kwantów promieniowania, czyli fotonów. Max

Planck, dokonał opisu ilościowego widmowego charakteru promieniowania. Określił on wartość energii fotonu  $E$ , wiążąc ją z częstotliwością fali  $\nu$  [1]:

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

gdzie:  $h$  – stała Plancka ( $h \approx 6,626 \cdot 10^{-34} [J \cdot s]$ ).

Fale elektromagnetyczne opisywane są przez długość fali  $\lambda$ , częstotliwość, a także prędkość rozchodzenia fali  $c$ . Między powyższymi wielkościami istnieje pewna zależność, opisana równaniem [1] :

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (2.2)$$

Podczas dokonywania analizy pracy urządzeń termowizyjnych oraz przy samym opisie promieniowania podczerwonego, stosuje się wielkości radiometryczne. Podstawowe wielkości fizyczne oraz prawa opisujące fizykę podczerwieni, wraz z definicjami, zgodnymi normą PN-90/E-01005, zostały przedstawione poniżej.

Egzytancja energetyczna, nazywana również emitancją to gęstość powierzchniowa strumienia energii promieniowania  $\Phi$  z powierzchni  $S$  do półprzestrzeni. W literaturze, wielkość ta może być również spotkana pod nazwą gęstość strumienia emisji i opisana wzorem [3]:

$$M = \frac{d\Phi}{dA}, \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (2.3)$$

Luminancja energetyczna, to natomiast, gęstość powierzchniowa strumienia energii promieniowania  $\Phi$  z powierzchni  $S$  w jednostkowym kącie bryłowym  $d\Omega$ . Definicję tą wyraża wzór [1]:

$$L_{\theta} = \frac{\partial^2 \Phi}{\partial \Omega \cdot \partial S \cdot \cos \theta}, [W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-2}] \quad (2.4)$$

Istnieje także zależność między luminancją energetyczną, a emitancją. Uwzględniając wzory (2.3) oraz (2.4), zależność ta przybiera postać [3]:

$$M = \pi L_{\theta} \quad (2.5)$$

Przedstawione powyżej wartości znajdują odniesienie do elementarnych przedziałów widmowych. Wówczas mówi się o gęstościach widmowych wielkości, np. gęstości widmowej egzytancji oraz gęstości widmowej luminancji [3].

$$M_{\lambda} = \frac{dM}{d\lambda} \quad (2.6)$$

$$L_{\lambda} = \frac{dL}{d\lambda} \quad (2.7)$$

## 2.2. Prawa opisujące promieniowanie ciała doskonale czarnego

Opis matematyczno- fizyczny praw fizycznych, przeważnie wymaga ustalenia pewnych założeń lub uproszczeń. W opisie fizyki podczerwieni, w celu lepszego zrozumienia praw opisujących promieniowanie cieplne, opracowano pojęcie „ciała doskonale czarnego”. Dzięki temu, uniezależniono wyniki pomiarów termowizyjnych od niekontrolowanych czynników takich jak np. stopień wypolerowania powierzchni [13].

Takim swoistym układem odniesienia w analizie termicznej obiektów jest wyidealizowane ciało mające doskonałe własności absorpcyjne i emisyjne – ciało czarne. Jest to ciało, które pochłania całkowicie padające na nie promieniowanie, niezależnie od długości fali, kąta padania oraz temperatury obiektu promieniującego. Jednocześnie ciało doskonale czarne jest najbardziej wydajnym źródłem promieniowania. W rzeczywistości obiekt o takich parametrach nie istnieje. Natomiast, istnieje możliwość otrzymania modelu ciała doskonale czarnego, o własnościach zbliżonych do tych teoretycznie zdefiniowanych.

Przykładem modelu ciała doskonale czarnego jest kulista przestrzeń, o nieprzezroczystych ścianach, które rozpraszają promieniowanie, znajdując się przy tym w niezmiennej, takiej samej temperaturze. Całe promieniowanie, które przez mały otwór dostaje się do przestrzeni wewnętrznej kuli, jest rozpraszane i pochłaniane wskutek wielokrotnych odbić, w taki sposób że jedynie jego niewielka część może

wydostać się z jej środka. Im mniejszy jest otwór w kuli, przez który promieniowanie jest pochłaniane lub emitowane, tym model ciała doskonale czarnego bliższy jest opracowanej teorii.

Max Planck, bazując na podstawie teorii kwantów, dokonał opisu rozkładu widmowego promieniowania ciała doskonale czarnego. Opis ten zdefiniowany został jako gęstość widmowa egzytancji energetycznej ciała doskonale czarnego i wyrażony został następującym wzorem [1]:

$$M_{\lambda}(T) = \frac{2\pi h c_0^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc_0}{\lambda k T}} - 1)}, \left[ \frac{W}{m^2 \cdot \mu m} \right] \quad (2.8)$$

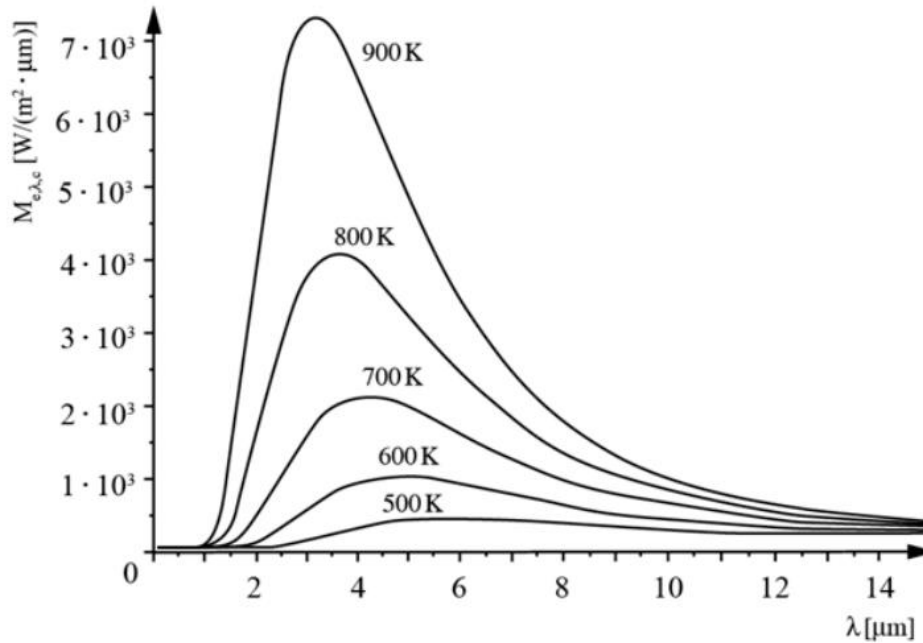
gdzie:  $h$  – stała Plancka ( $h \approx 6,626 \cdot 10^{-34} [J \cdot s]$ ),  $k$  – stała Boltzmana ( $\approx 1,381 \cdot 10^{-23} [\frac{J}{K}]$ ),  $T$ -temperatura bezwzględna ciała doskonale czarnego [K],  $\lambda$  – długość fali [ $\mu m$ ].

Wzór (2.8), w literaturze nazywany jest prawem Plancka. Prawo Plancka bazuje na założeniu, że promieniowanie elektromagnetyczne można traktować jako gaz fotonowy, który opisuje się statystyką Bosego-Einsteina, ponieważ zakłada się tu brak oddziaływania między fotonami oraz fakt że moment pędu fotonu jest zawsze liczbą stałą. W prawdzie rozpatrując zjawiska promieniowania laserowego o bardzo dużej gęstości mocy, należy uwzględnić wzajemne oddziaływania fotonów, jednak ten fakt nie ma zastosowania w termowizji. Fotony oddziałują z materią na którą padają. Podczas tego oddziaływania ich liczba ulegnie zmianie, w przeciwieństwie do liczby cząstek gazów. Wprowadzając do wzoru (2.8) pewne oznaczenia, nazywane pierwszą i drugą stałą Plancka, wyrażenie przyjmuje postać [1]:

$$M_{\lambda}(T) = \frac{c_1 \lambda^{-5}}{e^{\frac{c_2}{\lambda T}} - 1} \quad (2.9)$$

gdzie:  $c_1$ - pierwsza stała Plancka ( $c_1 = 2\pi h c_0^2 \approx 3,7417749 \cdot 10^8 [W \cdot m^{-2} \cdot \mu m^4]$ ),  $c_2$  – druga stała Plancka ( $c_2 = hc_0/k \approx 4387,69 [\mu m \cdot K]$ ) [14].

Poniżej prawo Plancka dla różnej temperatury ciała doskonale czarnego, zostało przedstawione w formie graficznej (Rys.2).



**Rysunek 2** Graficzne przedstawienie prawa Plancka - gęstość widmowa egzytancji ciała doskonale czarnego [1].

Wraz ze wzrostem temperatury wzrasta liczba emitowanych fotonów oraz moc promieniowania. Dodatkowo maksimum mocy promieniowania przesuwa się w stronę fal krótszych. Położenie tego maksimum określone jest prawem przesunięć Wiena, które w sposób precyzyjny określa długość przy której widmo egzytancji ciała doskonale czarnego osiąga maksimum i opisane jest wzorem [1]:

$$\lambda_{max}T = b = 2897,8 \mu\text{m} \quad (2.10)$$

Dokonując podstawienia (2.10) do wzoru Plancka, otrzymuje się:

$$M_{\lambda}(T) = 1,286 \cdot 10^{-15} \cdot T^5 = \text{const } T^5 \quad (2.11)$$

Wzór (2.11) wskazuje, że gęstość mocy promieniowania ciała doskonale czarnego dla maksymalnej długości fali zależy od temperatury w piątej potęgze.

Powyższe prawa dotyczyły rozkładu widmowego ciała doskonale czarnego. Jednak równie istotna ze względów praktycznych, wydaje się konieczność poznania całkowitej mocy promieniowania.

Całkując wzór Plancka w granicach od  $\lambda=0$  do  $\lambda=\infty$ , otrzymuje się prawo Stefana-Boltzmana, które ukazuje, że całkowita moc emitowana przez ciało doskonale

czarne jest proporcjonalna do czwartej potęgi jego temperatury bezwzględnej. Matematycznie prawo to przyjmuje postać wzoru Stefana-Boltzmana [14]:

$$M_B = \sigma T^4, \left[\frac{W}{m^2}\right] \quad (2.12)$$

gdzie:  $\sigma$  – stała Stefana- Boltzmana ( $\sigma = \frac{\pi^4}{15} \frac{c_1}{c_2^4} = 5,67 \cdot 10^{-8}, \left[\frac{W}{m^2 K^4}\right]$ ).

### 2.3. Emisyjność

Obiekty rzeczywiste różnią się pod pewnymi względami od, teoretycznego założenia, jakim jest ciało doskonale czarne. Dzieje się tak na skutek istnienia zjawisk odbicia i absorpcji. Aby móc porównać promieniowanie ciała doskonale czarnego z promieniowaniem ciał rzeczywistych, koniecznym stało się wprowadzenie współczynnika emisyjności, którego zadaniem jest określenie ile razy promieniowanie ciał rzeczywistych jest mniejsze od promieniowania ciała doskonale czarnego. W celu określenia własności promiennych ciał, wprowadzono również parametr fizyczny zwany emisyjnością  $\epsilon$ .

Wartość emisyjności  $\epsilon$  danego ciała zależy od kilku czynników, takich jak temperatura, skład chemiczny, czy też stan fizyczny powierzchni obiektu. Dodatkowo emisyjność  $\epsilon$  ściśle powiązana jest z długością fali  $\lambda$ , kątem obserwacji  $\beta$ , a także temperatura  $T$  oraz zmienia się w czasie  $\tau$  [14]. Wartości powyższych parametrów fizyko-chemicznych są stałe i charakterystyczne dla danych przedmiotów. Warto więc zdawać sobie sprawę, że w praktyce niepewność pomiaru, będzie ściśle związana z niepewnością określenia emisyjności.

Ze względu na zdolność obiektu do promieniowania, powierzchnie określone się przez różnie określone emisyjności.

Pierwszą z nich jest emisyjność całkowita. Jest to emisyjność danego ciała określona dla całego zakresu promieniowania, definiowana jest jako stosunek egzytancji  $M(T)$  powierzchni obiektu do egzytancji  $M_B(T)$  ciała doskonale czarnego, gdy oba obiekty znajdują się w tej samej temperaturze [1]:



$$\varepsilon = \frac{M(T)}{M_B(T)} \quad (2.13)$$

Kolejną emisyjnością jest emisyjność widmowa, zwana czasem spektralną. Określa ona stosunek gęstości widmowej ciała oraz gęstości widmowej ciała doskonale czarnego, przy tej samej długości fali i dla tej samej temperatury otoczenia obu porównywanych obiektów [1].

$$\varepsilon_\lambda = \frac{M_\lambda(\lambda, T)}{M_{B\lambda}(\lambda, T)} \quad (2.14)$$

Jak już wspomniano, ciało doskonale czarne charakteryzuje się współczynnikiem emisyjności równym:  $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = 1$ . Ciało szare to obiekt którego emisyjność jest stała i mniejsza od jedności ( $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = const < 1$ ). Trzecim rodzajem źródła promieniowania, w którym egzytancja zależy od długości fali, jest ciało promieniujące selektywnie. W tym przypadku emisyjność zależy bezpośrednio od długości fali.

Wartość współczynnika emisyjności dla ludzkiej skóry jest bliski jedności i znajduje się w przedziale z zakresu od 0,95 – 0,99, co sprawia że jest niemal identyczna z emisyjnością ciała doskonale czarnego [15,16]. Konsekwencją tego podobieństwa jest fakt, istnienia wysokiej absorpcyjności skóry człowieka, co przyczynia się do tego, iż jest to bardzo dobry obiekt badań termograficznych ale jednocześnie należy liczyć się z wpływem źródeł zewnętrznych emitujących energię cieplną na balans termiczny człowieka.

## 2.4 Podstawy fizyczne detekcji promieniowania podczerwonego

Zgodnie z prawami fizyki, każde ciało którego temperatura wyższa jest od temperatury zera bezwzględnego (0K), emituje energię w zakresie podczerwieni [1]. Do rejestracji emitowanego przez takie ciało promieniowania, stosuje się specjalne urządzenia, których detektory w głównej mierze decydują o możliwościach pomiarowych całego sprzętu. W uproszczeniu, detektory w urządzeniach termowizyjnych działają jak przetworniki energii podczerwonej, zamieniając ją na inną wielkość, np. prąd, napięcie, ładunek elektryczny też zmianę rezystancji [1].

Detektory stosowane w urządzeniach termowizyjnych w kontekście przemian zachodzących w materiale detektora pod wpływem padającego na jego powierzchnie promieniowania termicznego, można podzielić na dwie grupy: detektory termiczne oraz detektory fotonowe [1].

Zasada działania detektorów termicznych polega na tym, że padające promieniowanie termiczne, zostaje zaabsorbowane przez powierzchnię detektora, co skutkuje zmianą jego temperatury. W następstwie zmiany temperatury detektora, zmieniają się jego właściwości elektryczne i optyczne.

Detektory termiczne dzielą się na bolometryczne i piroelektryczne oraz termoelektryczne. Detektory bolometryczne wykazują zdolność do pracy w temperaturze pokojowej. Są rezystorami o nikłej pojemności ciepłej i wysokim ujemnym współczynniku zmiany rezystancji. Pod wpływem padającego promieniowania termicznego zmieniają swoją rezystancję. Natomiast detektory piroelektryczne zbudowane są z półprzewodników, w których może zachodzić zjawisko piroelektryczne. Spadek temperatury detektora  $T_D$  poniżej temperatury Curie  $T_C$  skutkuje zmianą ładunku powierzchniowego, którego konsekwencją jest zmiana prądu. W detektorach piroelektrycznych charakterystyczną cechą jest wysoka czułość na zmianę temperatury, a nie na jej wysokość [14]. W kamerach termowizyjnych, które wyposażone są w detektor piroelektryczny występuje konieczność stosowania specjalnych przesłon. Przesłony te wirują z odpowiednią częstotliwością, żeby możliwe stało się rozróżnienie poziomego promieniowania padającego na dwa sąsiadujące ze sobą detektory. Gdy różnica nie zostanie wykryta, detektor nie wykazuje reakcji. Natomiast w sytuacji gdy wystąpi różnica natężenia promieniowania, sygnał obrazujący zarejestrowaną różnicę zostanie wygenerowany [14].

Detektory fotonowe wykorzystują oddziaływanie fotonów na zmianę koncentracji nośników ładunku w materiale półprzewodnikowym. Na skutek tej zmiany, w zależności od rodzaju detektora (fotoprzewodzący lub fotowoltaiczny), dochodzi do zmiany rezystancji lub natężenia prądu przepływającego przez detektor. Zasada działania opiera się na pochłonięciu przez materiał półprzewodnika fotonów o danej długości fali, czyli takiej która odpowiada zakresowi podczerwieni. Na skutek pochłonięcia fotonu dochodzi do wytworzenia swobodnego elektronu, co wpływa na wzrost wartości prądu przepływającego przez detektor. Moc padającego

promieniowania odzwierciedlona zostaje jako wartość powstałego prądu (lub napięcia). Należy jednak mieć na uwadze, że generacja swobodnych nośników, związana może być również z wzrostem temperatury. Temperatura ciekłego azotu, czyli 77K, to poziom temperatury dla którego liczba nośników wytwarzanych termicznie jest znacznie mniejsza od tych generowanych przez padające promieniowanie z badanego obiektu [14].

Elektrony które posiadają energię  $E$ , zgodnie z pasmową teorią przewodnictwa, mogą znajdować się w paśmie walencyjnym lub w paśmie przewodnictwa. Pomiedzy tymi pasmami występuje przerwa energetyczna, czyli tak zwane pasmo wzbronione o energii  $E_G$  (żaden z elektronów nie posiada energii równiej  $E_G$ ). Materiał półprzewodnika, znajdujący się w niskiej temperaturze cechuje się wypełnionym elektronami pasmem walencyjnym oraz niemalże pustym pasmem przewodnictwa. W sytuacji tej półprzewodnik przyjmuje wartość przewodności elektrycznej bliską 0. Silnie związane z atomem elektrony z pasma walencyjnego, nie mają możliwości poruszania się. Do przeskoku elektronu do pasma przewodnictwa dojdzie w sytuacji gdy materiał półprzewodnika pochłonie foton o energii:

$$hu > E_G \quad (2.15)$$

Po przyłożeniu zewnętrznego napięcia, w materiale półprzewodnika dojdzie do przewodzenia prądu, który będzie rósł wprost proporcjonalnie do liczby pochłoniętych fotonów [15].

Bazując na zależności (2.15) można stwierdzić, że fotony o częstotliwości  $\nu$  większej od wartości granicznej  $\nu_{gr}$  nie będą pochłaniane. Z połączenia zależności (2.2) oraz (2.15) wnioskować można, że istnieje graniczna długość fali  $\lambda_{gr}$  pochłanianych fotonów [3].

Do najważniejszych parametrów, które opisują pracę detektorów promieniowania podczerwonego, a tym samym wpływają na jakość aparatury termowizyjnej można zliczyć między innymi: moc równoważną szumowi, czułość temperaturową oraz napięciową i prądową a także próg czułości.

Czułość napięciowa  $R_u$  określa stosunek wartości skutecznej napięcia do mocy zaabsorbowanego promieniowania  $P$  (2.16). Parametr czułości prądowej  $R_i$  określa natomiast stosunek wartości skutecznej prądu do mocy zaabsorbowanego

promieniowania P (2.16). W detektorach promieniowania podczerwonego, parametry te są podawane w odniesieniu do promieniowania ciała doskonale czarnego o danej temperaturze ( najczęściej 500K) [14].

$$R_u = \frac{U_s}{P}, R_i = \frac{I_s}{P} \quad (2.16)$$

Moc równoważna szumowi (NEP – ang. Noise Equivalent Power) to parametr, który określa właściwości szumu detektora. Zdefiniowany jako moc sygnału optycznego, która niezbędna jest do wytworzenia sygnału na wyjściu (2.17), czyli moc natężenia promieniowania konieczna do uzyskania na wyjściu detektora stosunku sygnału do szumu  $(S/N)_{wy} = 1$  [14].

$$NEP = \frac{\Phi \cdot S_d}{\frac{U_s}{U_n}} \quad (2.17)$$

gdzie :  $\Phi$ - strumień mocy optycznej,  $S_d$  – powierzchnia detektora,  $U_s, U_n$  –wartość skuteczna napięcia sygnału i szumu.

Czułość temperaturowa to parametr służący do opisu wartość sygnału w wyniku jednostkowej zmiany temperatury, dla temperatury obiektu [14].

Parametr wykrywalności, zgodnie z definicją zależy od długości fali promieniowania oraz stanowi odwrotność NEP. Dodatkowo opisywany jest jako stosunek sygnału do szumu przy pobudzeniu detektora przez jednostkową moc optyczną. Wiadomo również że wraz ze wzrostem powierzchni oraz szerokości pasma, wykrywalność detektora maleje [3]. Ponieważ wykrywalność detektora nieodzownie związana jest z częstotliwością jego pracy, wprowadzono unormowany wskaźnik wykrywalności  $D^*$ . Wskaźnik  $D^*$  odnosi się do jednostkowej powierzchni detektora i do jednostkowej szerokości pasma. Wzrost parametry  $D^*$  dają informację o lepszej jakości detektora [14].

## 2.5 Termodynamika ludzkiego ciała

### 2.5.1. Temperatura organizmu

Z punktu widzenia termodynamiki, organizm ludzki posiada wiele cech wspólnych z silnikiem. W przypadku organizmów żywych, paliwem zasilającym działanie całego mechanizmu jest jedzenie, składające się między innymi z węglowodanów, białek i tłuszczu. Każdy pokarm spożywany przez człowieka podlega przetworzeniu, na skutek działania przemiany materii. Substancje pokarmowe i odżywcze zostają wykorzystane na potrzeby zasilenia energetycznego całego organizmu i spalane do prostych związków, którymi są głównie dwutlenek węgla i woda. Podczas trwania tego skomplikowanego procesu, wyzwala się energia. Powstała energia może być przekształcona na przykład w energię mechaniczną w mięśniach. Objawia się ona wówczas w postaci skurczów czyli pracy mięśni. Jednak znaczna większość powstałej energii, nazwana została ciepłem właściwym [17].

Wyzwalanie ciepła w organizmie nie jest jednakowe w każdej jego części. W zależności od sytuacji w której znajduje się człowiek oraz jego stanu zdrowia, pewne narządy wywołują go więcej lub mniej. Dla przykładu, gdy organizm znajduje się w stanie spoczynku, głównym źródłem ciepła są narządy wewnętrzne znajdujące się w jamie brzusznej, takie jak wątroba, która generuje do 50% całego ciepła podczas odpoczynku. Sytuacja natomiast zmienia się dynamicznie, gdy organizm podejmuje wysiłek fizyczny. Podczas wzmożonego ruchu metabolizm nasila się, co skutkuje wzrostem wyzwolonego ciepła. W sytuacji tej, około 75% ciepła pochodzi z mięśni szkieletowych, które intensywnie kurczą się podczas wykonywania ćwiczeń [18].

Warto jednak podkreślić, że w przeciwieństwie do silnika, organizm człowieka nie może całkowicie się zatrzymać, a następnie ponownie uruchomić. W ludzkim organizmie istnieje silne sprzężenie między prawidłowym funkcjonowaniem tkanek i narządów a prawidłowym działaniem przemiany materii, że podczas jej zaprzestania, wewnętrzne struktury mogą ulec nieodwracalnemu zniszczeniu. Granicą jest podstawowa przemiana materii, a obniżenie metabolizmu poniżej jej wartości może skutkować śmiercią [18].

Prawidłowość przebiegu przemiany materii zagwarantowana jest obecnością enzymów, które odgrywają rolę katalizatorów. Między innymi aktywność enzymów jest funkcją temperatury tkanek. Podczas spadku lub wzrostu temperatury w organizmie, enzymy przestają pracować w sposób prawidłowy, co prowadzi do zmiany metabolizmu. Między innymi dlatego organizm człowieka musi zachować homeostazę. Homeostaza termiczna, to balans cieplny, którego utrzymanie gwarantuje prawidłowe funkcjonowanie ważnych organów i narządów wewnątrz ciała człowieka. Istnieją jednak czynniki wpływające na zmianę termicznego stanu fizjologicznego człowieka, jak na przykład, praca mięśni, warunków klimatycznych zewnętrznych, schorzenia oraz stres [17].

Człowiek podlega zmianom dobowym temperatury organizmu, które wynoszą do  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Wynika z tego więc zakres minimalnej oraz maksymalnej temperatury wewnętrznej ciała, w obrębie której nie obserwuje się niepożądanych zmian w fizjologicznym działaniu organizmu. Jednak wzrost lub spadek temperatury wewnętrznej poza wspomniany zakres niesie za sobą uruchomienie mechanizmów dążących do osiągnięcia homeostazy organizmu. Przykładowo, temperatura wewnętrzna równa  $44^{\circ}\text{C}$ , powoduje uszkodzenie białek oraz upośledzenie pracy układu nerwowego, czego konsekwencją staje się stan groźny dla życia. Natomiast, podczas gdy temperatura wewnętrzna spadnie do wartości około  $28^{\circ}\text{C}$ , może dojść do zaburzenia w działaniu układu nerwowego jak również rytmu serca, a w konsekwencji do problemów z krążeniem krwi w organizmie [16,20].

Istnieje szereg mechanizmów dążących do utrzymania stałej temperatury wewnętrznej w ciele człowieka. Według danych literaturowych, szacuje się że średnia wewnętrzna temperatura waha się w granicy  $37,0 \pm 1^{\circ}\text{C}$  [19]. W najnowszych opracowaniach wartość ta oszacowana jest dokładniej i wynosi około  $36,8 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$  bądź też podawana jest w formie przedziału od  $36,5^{\circ}\text{C}$  do  $37,5^{\circ}\text{C}$  [15,21]. Delikatna rozbieżność uznawanych za normę stanu spoczynkowego temperatur, wynika z faktu złożoności oraz ilości procesów toczących się wewnątrz organizmu człowieka. Nawet niektóre czynniki zewnętrzne mogą mieć wpływ na wynik pomiaru temperatury wewnętrznej [20,21].

Skóra człowieka posiada jednak inną temperaturę niż temperatura wewnętrzna. Zewnętrzna temperatura organizmu, nie jest stała i jest z reguły niższa niż temperatura

wewnętrzna. Literaturowo, wartości temperatury powierzchni ciała człowieka wynoszą 32 do 35°C [15]. Zmienność temperatury powierzchni ciała w dużym stopniu uzależniona jest od warunków zewnętrznych, takich jak np. temperatura otoczenia. Szczegółowo mechanizmy wymiany ciepła układu biologicznego z otoczeniem zostały opisane w podrozdziale 2.5.3. .

## 2.5.2 Zasady termodynamiki w procesach biologicznych

W procesach biologicznych, pierwsza zasada termodynamiki, jako zasada zachowania energii powinna zostać zachowana. W termodynamice do opisu energii związanej z chaotycznym ruchem cząsteczek czy atomów, oraz energii potencjalnej i kinetycznej ich oddziaływań, używa się wielkości nazywanej energią wewnętrzną  $U$ . Energia wewnętrzna może być przekazywana między układami, na skutek przekazywania ciepła lub wykonanej pracy. Proces ten musi przebiegać zgodnie z zasadą zachowania energii, więc zmiana energii wewnętrznej układu  $\Delta U$ , równa jest sumie dostarczonej pracy  $W$  oraz dostarczonego ciepła  $Q$  [16].

$$\Delta U = Q + W \quad (2.18)$$

$$Q = \Delta U + (-W) \quad (2.19)$$

Gdzie:  $\Delta U$  – zmiana energii wewnętrznej układu,  $Q$  – ciepło,  $W$  – praca.

Zakłada się, że ciepło i praca są dodatnie jeśli zostały doprowadzone do układu, co zostało opisane wzorem (2.19). Gdy  $(-W)$  oznacza pracę wykonaną przez układ, można powiedzieć, że ciepło  $Q$  dostarczone układowi, zostaje zużyte na wzrost energii wewnętrznej  $\Delta U$  oraz na wykonaną przez układ pracę  $(-W)$ .

W odniesieniu do ciała ludzkiego równanie to przybiera formę:

$$\Delta U = \Delta Q - \Delta W \quad (2.20)$$

Gdzie:  $\Delta U$  – zmiana energii wewnętrznej,  $\Delta Q$  – przepływ ciepła w organizmie oraz  $\Delta W$ - praca która została wykonana kosztem wysiłku mięśniowego. Na podstawie (1.20) można wnioskować że energia wewnętrzna układu maleje, gdy wykonywana jest praca oraz ciepło jest emitowane do otoczenia.

Organizm człowieka, tak jak każdy organizm żywy, do przeprowadzenia wszystkich niezbędnych procesów biologicznych potrzebuje energii. Jak już wspomniano, w organizmach wyżej zorganizowanych, wydziela się ona podczas procesów utleniania składników pokarmowych. Proces ten zachodzi w praktycznie stałej temperaturze i przy stałym ciśnieniu. Jeżeli procesy zachodzą odwracalnie, miarą energii, którą organizm może wydatkować w wielu skomplikowanych procesach biologicznych, jest entalpia swobodna  $\Delta G$ . Jednak tak nie jest w przypadku organizmu żywego. Dla przykładu, podczas spalania 1 grama glukozy zmiana entalpii swobodnej wynosi  $\Delta G_m^0 = -2896 \text{ kJ/mol}$ , a zmiana entalpii  $\Delta H_m^0 = -2820 \text{ kJ/mol}$ . Gdyby cała entalpia swobodna miała zostać wykorzystana na wykonanie prac toczących się w organizmie, proces powinien przebiegać odwracalnie oraz koniecznym stałoby się doprowadzenie dodatkowych  $76 \text{ kJ/mol}$ , w celu pokrycia wzrostu energii związanej. Dlatego, jako miarę energii, którą na skutek procesów utleniania produktów pokarmowych otrzymuje cały organizm, uznaje się zmianę entalpii  $\Delta H_m^0$  [16].

Organizm kosztem energii  $\Delta H$  pozyskanej z utleniania składników pokarmowych, nieustannie wykonuje dwa typy pracy. Pierwszym typem jest praca zewnętrzna  $W_e$ , która równa jest pracy wykonanej kosztem wysiłku mięśniowego. Drugim typem jest praca wewnętrzna  $W_i$ , na którą składa się wykonywanie wielu różnych czynności takich jak np.: przeprowadzanie procesów chemicznych, oddychanie, trawieni, działanie mechanizmu transportu przeciw gradientom stężeniowym lub elektrycznym. Praca wewnętrzna wiąże się z pokonywaniem oporów, takich jak choćby tarcie, dlatego też w efekcie końcowym przemienia się w ciepło  $W_i = Q$ . Ciepło to zwane jest ciepłem metabolizmu i jego bilans cieplny można zapisać w następującą zależnością [16] :

$$\Delta H = W_e + Q \quad (2.21)$$

W sytuacji gdy organizm nie wykonuje pracy zewnętrznej ( $W_e = 0$ ), energia pobrana  $\Delta H$ , jest całkowicie równa ciepłu produkowanemu przez organizm ( $\Delta H=Q$ ). Ciepło to musi zostać oddane do otoczenia, w przeciwnym razie bowiem organizm ulegnie przegrzaniu. Organizm zachowuje stałą temperaturę w momencie w którym ilość ciepła wyprodukowanego przez organizm w jednostce czasu będzie równa ilości ciepła oddanego w jednostce czasu do otoczenia.

Entropia, to funkcja stanu, która określa miarę nieuporządkowania układu. Jej istnienie opisane zostało drugą zasadą termodynamiki, która głosi że każda zmiana stanu wiąże



się ze zmianą entropii o pewien przyrost opisany jako  $\Delta S$ . Wartość zmiany natomiast, zależna jest od tego czy proces jest odwracalny czy też nie. W układzie izolowanym entropia nie może maleć, co zapisać można wzorem (2.22). Wartość entropii dla procesów odwracalnych wynosi  $S=0$ , a dla procesów nieodwracalnych  $S > 0$ . Maksymalną wartość entropii równą  $S = S_{max}$ , obserwuje się gdy układ osiąga stan równowagi [16,22].

$$\Delta S \geq 0 \quad (2.22)$$

Podczas rozwoju organizm człowieka potrafi, przyswajając energię i materię z otoczenia, a następnie nadać im formę organizacyjną o mniejszej entropii i większej entalpii. Nawet w późnej starości organizm potrafi odnawiać lub utrzymać formę energii i materii na wysokim poziomie. Szybkość zmiany entropii organizmu żywego, który jest układem otwartym, można zapisać następująco:

$$\frac{dS_{org.}}{dt} = \frac{dS_e}{dt} + \frac{dS_i}{dt} \quad (2.23)$$

gdzie:  $dS_e$ -entropia wymieniana przez organizm z otoczeniem,  $dS_i$  – entropia wytworzona w organizmie w nieodwracalnych procesach.

Organizm wymienia entropię  $dS_e$  z otoczeniem na dwa sposoby. W pierwszym, organizm otrzymuje entropię z produktów pokarmowych, wówczas wynosi ona  $dS'_e > 0$ . W drugim natomiast, organizm wraz ze zdegenerowaną energią i produktami przemiany materii, oddaje entropię w postaci ciepła, co zapisać można jako  $dS''_e < 0$ . Całkowita, wymieniona z otoczeniem entropia  $dS_e$  jest ujemna, ponieważ  $dS''_e > dS'_e$ . Dodatkowo, cały czas w organizmie zachodzą procesy nieodwracalne, tworząc entropię  $dS_i$ . Warto wspomnieć, że gdy organizm znajduje się w stanie stacjonarnym, jego całkowita entropia jest niezmienna w czasie:  $S_{org.} = const, \frac{dS_{org.}}{dt} = 0$  [16].

Warto podkreślić, że w sytuacji gdy organizm traktujemy jako układ izolowany entropia jest stałą. Natomiast w rzeczywistości organizmy żywe stanowią układ otwarty, co oznacza, że są one zdolne do wymiany entropii z otoczeniem. Powoduje to wzrost entropii. Sytuacja gdy entropia osiągnie wartość maksymalną jednoznaczna jest ze śmiercią organizmu [16].

### 2.5.3. Wymiana ciepła między organizmem a otoczeniem

Zgodnie z definicją, praca to działanie otoczenia na układ termodynamiczny w wyniku którego dochodzi do wyłącznej zmiany położenia ciężaru, względem poziomego odniesienia [2]. W termodynamice, zewnętrzne ciepło układu to nazwa odnosząca się do takiego działania otoczenia na układ zamknięty, które nie mogą zostać zaliczone do różnego rodzaju prac. Sposób jego przekazywania nazywane jest natomiast wymianą ciepła, przenoszeniem ciepła lub przepływem ciepła. W układach otwartych natomiast, energia przekazywana jest również przez granice układu wraz z przepływem energii kinetycznej, potencjalnej lub entalpii, nazywanej również energią cieplną.

Do wymiany ciepła dochodzi na skutek występowania różnicy temperatury. Zgodnie z drugą zasadą termodynamiki, układ o temperaturze wyższej oddaje energię układowi o niższej temperaturze [22]. Przy poruszaniu aspektów związanych w wymianą ciepła, należy operować znajomością pola temperatury. Pole temperatury to zbiór wartości temperatury w danych punktach które podlegają analizie w danej chwili. Pole temperatury  $T$  opisane jest przez zależność temperatury od współrzędnych w przestrzeni (np. układu kartezjańskiego  $x, y, z$ ) oraz od czasu  $t$  [2].

$$T = f(x, y, z, t) \quad (2.24)$$

Wymiana ciepła uznawana jest za nieustaloną jeśli pole temperatury zmienia się w czasie. W sytuacji gdy pole temperatury pozostaje niezmiennie w funkcji czasu, czyli gdy temperatura jest funkcją współrzędnych przestrzennych, uznaje się, że wymiana ciepła jest ustalona (2.25) [2]:

$$T = F(x, y, z); \quad \frac{\partial T}{\partial t} = 0 \quad (2.25)$$

Pomimo, że kierunek wymiany ciepła między układami jest określony, wielkość ciepła  $Q$ , jest wartością skalarną. Strumień ciepła to stosunek ilości ciepła oddawanego w jednostce czasu (2.26) [2]:

$$\phi = \frac{dQ}{dt} \quad (2.26)$$

Wymiana ciepła pod względem fizycznym realizowana jest na trzy możliwe sposoby: przewodzenie, konwekcję i promieniowanie, które mogą zachodzić pojedynczo lub jednocześnie. W literaturze podkreśla się jednak fakt, że nawet w momencie

występowania wszystkich rodzajów wymiany ciepłą jednocześnie, z reguły jednej z nich przeważa nad pozostałymi [22].

Przewodzeniem ciepła nazywane jest przekazywanie energii wewnętrznej między bezpośrednio stykającymi się częściami jednego ciała lub innych ciał. W ciałach stałych przekazywana jest energia drgań atomów w sieci krystalicznej oraz ruchów swobodnych elektronów, natomiast w płynach energia kinetyczna atomów i cząsteczek. Między innymi w ten sposób tkanki wymieniają ciepło między sobą. Przekazywane (od tkanek wewnętrznych) w ten sposób ciepło dochodzi do powierzchni ciała, wpływając na mapę temperaturową powierzchni ciała, jednocześnie umożliwiając tym samym obrazowanie termiczne.

W płynach, przewodzenie ciepła połączone jest zazwyczaj z konwekcją czyli ruchem makroskopowych części płynu o różnych temperaturach. Konwekcja może być wymuszona, czyli występować na skutek działania, mieszadła lub dmuchawy lub naturalna, spowodowana działaniem masowych sił zewnętrznych na części płynu o różnej temperaturze [22].

Promieniowanie termiczne polega na emitowaniu przez ciało o temperaturze wyższej od temperatury zera bezwzględnego, fal elektromagnetycznych. Promieniowanie termiczne występuje przy dowolnej długości fali (od 0 do  $\infty$ ). Na skutek promieniowania termicznego, energia wewnętrzna ciała zamieniona zostaje na promieniowanie elektromagnetyczne (energię radiacyjną), która po spotkaniu innych części tego samego ciała lub spotkaniu innego obiektu, zostaje całkowicie pochłaniana i zamieniana na energię wewnętrzną. Radiacyjna wymiana ciepła, czyli wymiana ciepłą przez promieniowanie, powstaje gdy ilość energii wypromieniowanej przez ciało jest różna od ilości energii pochłoniętej przez jego powierzchnię. To co charakteryzuje radiacyjną wymianę ciepłą jest to, że nie odbywa się ona między ciałami będącymi w styku, lecz między obiektami rozdzielonymi ośrodkiem, który jest nieprzenikliwy dla promieniowania termicznego lub próżnią. Należy podkreślić jednak, że wymiana ciepłą na skutek promieniowania jest również możliwa między bezpośrednio stykającymi się ciałami o różnych temperaturach ośrodka emitującego, rozpraszającego i pochłaniającego promieniowanie, czyli tak zwanego ośrodka optycznie czynnego.

Aby organizm mógł utrzymać temperaturę na stałym poziomie, musi on odprowadzić całe wytworzone w nim ciepło, do otoczenia. Moc cieplna, opisana wzorem (2.27),

musi być równa wartości strumienia ciepłego  $\Phi$  przekazanemu otoczeniu. Strumień ciepły  $\Phi$ , zdefiniowany został jako ilość ciepła oddanego do otoczenia przez daną powierzchnię w jednostce czasu (2.28) [16].

$$P_i = \frac{\Delta Q_i}{\Delta t} \quad (2.27)$$

$$\Phi = \frac{\Delta Q_e}{\Delta t} \quad (2.28)$$

$$\frac{\Delta Q_i}{\Delta t} = \frac{\Delta Q_e}{\Delta t} \quad (2.29)$$

gdzie:  $\Delta Q_i$  – ciepło wytworzone w organizmie,  $\Delta Q_e$ - ciepło oddane do otoczenia,  $P_i$  – moc cieplna,  $\Phi$  – strumień ciepły.

Energia wewnętrzna organizmu nie ulegnie zmianie, a sam organizm znajdzie się w stanie stacjonarnym, gdy moc cieplna równa będzie strumieniowi cieplnemu przekazanemu otoczeniu  $\Phi$  (2.29). Należy pamiętać jednak, że wymianie ciepła towarzyszy zmiana temperatury, a tym samym utrata lub zysk pewnej ilości energii (2.30) [16]:

$$\Delta Q_z = cm\Delta T \quad (2.30)$$

Gdzie:  $c$  – ciepło właściwe,  $m$  – masa ciała,  $\Delta T$  - zmiana temperatury.

Ciepło  $\Delta Q_z$ , nazwane zostało ciepłem zapasowym i zależne jest od zmiany temperatury. Tym samym, moc oddaną do otoczenia opisać można jako zależność mocy wytworzonej w organizmie w procesach nieodwracalnych oraz mocy pochodzącej z ostygnięcia ciała o  $\Delta T$  (2.31).

$$P_i + cm \frac{\Delta T}{\Delta t} = \Phi \quad (2.31)$$

Organizm człowieka posiada dużą pojemność cieplną. Jest to ściśle związane z wysoką zawartością wody w całym ciele człowieka. Dlatego też, zmiana temperatury ciała człowieka wymaga wymiany dużej ilości ciepła z otoczeniem [16,22].

Wymiana ciepła między organizmami żywymi a otoczeniem może zachodzić na cztery podstawowe sposoby: konwekcję, promieniowanie, parowanie wody oraz przewodzenie.

Przewodzenie ciepła ma miejsce podczas przechodzeniu ciepła przez zewnętrzną powłokę ciała, przez warstwę powietrza przylegającego bezpośrednio do skóry, a także przez ubiór z którym skóra jest w kontakcie.

W tym przypadku strumień ciepła  $\Phi$  oddany do otoczenia składa się ze składowych związanych z konwekcją  $\Phi_k$ , promieniowaniem  $\Phi_r$  oraz parowaniem  $\Phi_p$  [15,16]:

$$\Phi = \Phi_k + \Phi_r + \Phi_p \quad (2.32)$$

Konwekcja związana jest ze zjawiskiem unoszenia się ciepła poprzez poruszającą się substancję. Powietrze lub woda znajdujące się w bezpośrednim sąsiedztwie skóry, ogrzewa się i mając mniejszą masę właściwą, zostaje uniesione do góry razem z pobranym ciepłem. Jego miejsce w pobliżu skóry zajmuje chłodniejsze powietrze otoczenia. Oddany w ten sposób strumień ciepły  $\Phi$  do powietrza o temperaturze  $T_p$ , przy temperaturze skóry  $T_s$ , można zapisać [15,16]:

$$\Phi_k = \alpha S(T_s - T_p) \quad (2.33)$$

gdzie:  $\alpha$  – współczynnik ostygnięcia,  $S$  – powierzchnia mniejsza od powierzchni całego ciała.

Współczynnik ostygnięcia  $\alpha$  zależy od ruchu powietrza znajdującego się dookoła ciała, a także od gęstości, lepkości i powierzchni samego obiektu. Powierzchnia  $S$  natomiast, może ulegać zmniejszeniu, na przykład za sprawą przybrania przez człowieka powierzchni kucznej. Tym samym strumień ciepła  $\Phi$  zostanie zmniejszony.

Naczynia krwionośne wypełnione są poruszającą się krwią, która oprócz m.in. przewodzenia, wymienia ciepło również poprzez konwekcję. Zjawisko to wpływa na temperaturę powierzchni ciała. W sytuacji wystąpienia w naczyniu krwionośnym zastojów krwi lub refluksu, dochodzi do zmiany temperatury wewnętrznej naczyń, a tym samym zmiany temperatury powierzchni skóry w bezpośrednim sąsiedztwie takiego naczynia. Wspomniane lokalne zmiany temperatury na powierzchni ciała mogą być z łatwością obserwowane w obrazowaniu termicznym, dając tym samym możliwość oceny temperatury ciała oraz przeprowadzenia diagnostyki.

Gdy organizm posiada temperaturę większą od otoczenia, energia przekazywana jest także za pośrednictwem promieniowania elektromagnetycznego w zakresie

podczerwieni. Mówi się wówczas o utracie ciepła poprzez promieniowanie. Wzór Stefana-Boltzmana wyraża strumień ciepła oddanego do otoczenia [16]:

$$\Phi_r = \sigma a S (T_s^4 - T_o^4) \quad (2.34)$$

Gdzie:  $\sigma$  – stała promieniowanie ciała doskonale czarnego ( $\sigma = 5.67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ ),  $a$  - zdolność absorpcyjna powierzchni promieniującej,  $S$  – pole powierzchni,  $T_s$  - temperatura skóry,  $T_o$  - temperatura przedmiotów otaczających (nie powietrza).

Wzór 2.34 stanowi zapis prawa Boltzmana w sytuacji gdy nie tylko ciało promieniuje do otoczenia jak w przypadku rozpatrywania ciała czarnego o danej temperaturze w próżni, ale gdy otoczenie mając niezerową wartość temperatury również oddziałuje na dane ciało.

Woda, obecna w organizmie człowieka, podczas parowania z powierzchni skóry pobiera ciepło parowania. Jak podaje literatura, podczas spoczynku, moc tracona na wyparowanie wody, stanowi około 30% całkowitej mocy oddawanej przez organizm [16]. Sytuacja jednak gwałtownie zmienia się gdy organizm znajduje się w wysokiej temperaturze lub podczas wykonywania pracy fizycznej. Wówczas podczas wzmożonego wydzielania potu, na odparowanie nagromadzonej na powierzchni skóry wody, potrzebna jest większa ilość ciepła. Mechanizmy wymiany ciepła poprzez konwekcję oraz promieniowanie zawodzą natomiast, gdy człowiek znajduje się w temperaturze otoczenia, zbliżonej do jego własnej temperatury wewnętrznej. We wspomnianej sytuacji, mechanizmem pozwalającym pozbyć się nadmiaru ciepła z organizmu jest wyparowanie wody. Szybkość tego procesu zależy między innymi od stanu pary wodnej w otaczającym człowieka powietrzu. Strumień ciepła oddany do otoczenia na skutek parowania wody wyraża się wzorem (2.35) [16].

$$\Phi_p = k_p S_p (p_s - p_p) \quad (2.35)$$

Gdzie:  $p_s, p_p$ - ciśnienia cząstkowe kolejno: pary wodnej przy powierzchni skóry oraz w otaczającym powietrzu,  $S_p$ - powierzchnia parująca.

Podczas zbyt obfitego pocenia, gdy szybkość parowania nie jest wystarczająco szybka, krople potu pozostają na powierzchni skóry. Jeżeli chodzi o oddawanie ciepła do otoczenia, zjawisko to nie jest pożądane, ponieważ woda która nie wyparowała

nie pobrała ciepła parowania ze skóry. Utrzymanie stałej temperatury ciała możliwe jest dzięki sprawnemu działaniu wspomnianych wyżej mechanizmom wymiany ciepła z otoczeniem oraz sprawnemu działaniu procesów metabolicznych. Ten rodzaj homeostazy gwarantowany jest dzięki istnieniu termoregulacji opisanej w podrozdziale 2.5.4.

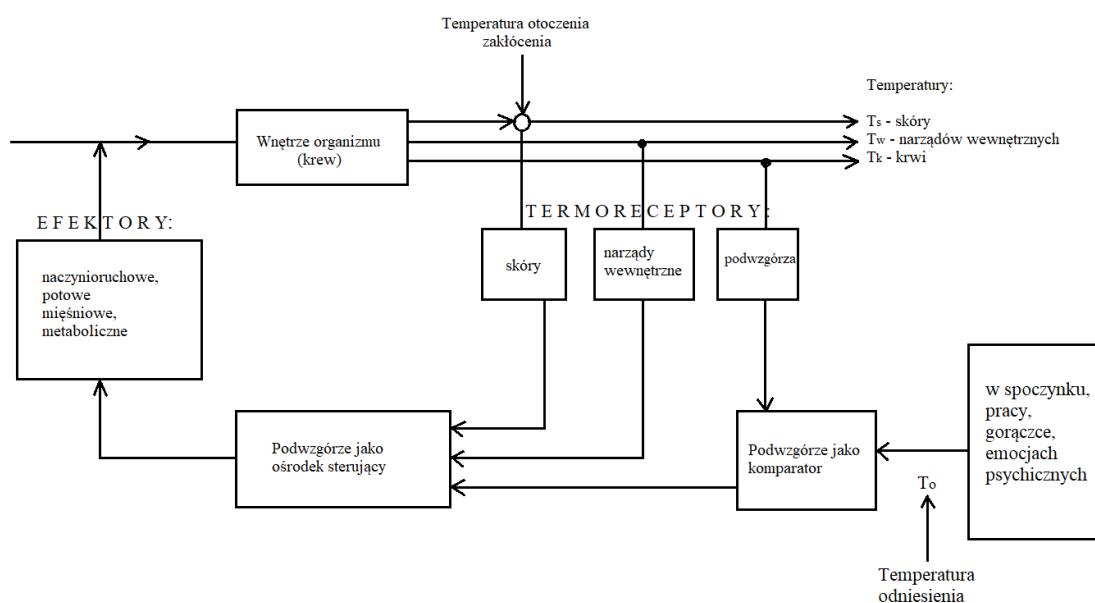
#### **2.5.4. Termoregulacja**

Termoregulacja w organizmie człowieka pełni bardzo ważną rolę, pozwala bowiem zachować odpowiednią temperaturę wewnętrzną ciała niezbędną do zachodzenia niezbędnych do życia i prawidłowego funkcjonowania procesów. Obiektem, który podlega regulacji jest organizm, a wielkość która jest zmieniana to jego temperatura. Całym złożonym procesem zarządza, znajdujący się w podwzgórze, układ regulacji pełniący dwie niezmiernie ważne funkcje jednocześnie. Pierwsza z nich jest rola receptora, który informuje o temperaturze krwi która dociera do podwzgórza. Drugą rolę układu sterującego jest sterowanie procesami, takimi jak utrzymanie temperatury krwi na stałym poziomie. Jeśli chodzi o budowę anatomiczną, podwzgórze składa się z dwóch części. Przednia część odpowiada za włączenie mechanizmów, które regulują szybkość oddania ciepła wytworzonego w organizmie. Część ta stanowi tak zwany „ośrodek utraty ciepła”. Tylna część podwzgórza, zarządza mechanizmami, których celem jest niedopuszczenie do utraty ciepła w nadmiarze oraz do jego wytworzenia.

Cały układ termoregulacyjny człowieka, uzupełniany jest przez receptory obwodowe skóry oraz narządów wewnętrznych. Receptory zimna przesyłają informację do podwzgórza o obniżeniu temperatury skóry, natomiast receptory ciepła – o jej podwyższeniu. Właśnie dzięki sygnałom przesyłanym przez te receptory, podwzgórze może, ze znacznym wyprzedzeniem, uruchomić odpowiednie procesy regulacji temperatury. W innym przypadku procesy te zostałyby dopiero uruchamiane w momencie, w którym ochłodzona krew dotarłaby do podwzgórza. Jednocześnie, reagujące znacznie szybciej receptory obwodowe, są o wiele mniej czułe. Warto również zaznaczyć, że receptory nie reagują jedynie na zmianę temperatury, ale również na szybkość tej zmiany. Dla przykładu, szybkie ochłodzenie skóry może spowodować

dokładnie taki sam wzrost procesów metabolicznych jak utrzymywanie stale niskiej temperatury skóry człowieka [15].

Termoreceptory obwodowe podwzgórza razem z obwodowymi skóry i narządów przekazują informację do ośrodka sterującego o temperaturach krwi, narządów wewnętrznych i skóry. Podwzgórze w roli komparatora, otrzymuje informacje na temat odpowiedniej temperatury odniesienia, czyli wartości na jakiej należy utrzymać temperaturę wewnętrzną ciała. W sytuacji gdy istnieje rozbieżność między temperaturą wewnętrzną otoczenia, a temperaturą odniesienia, odpowiednie informacje przekazywane są do układu sterującego, który aktywuje do działania odpowiednie efekторы, takie jak: naczynia krwionośne, mięśnie, gruczoły potowe oraz ośrodki sterujące przemianą materii. Ich rolą jest skorygowanie zmian temperatury układu regulowanego. Schemat całego procesu przedstawiony został na Rys. 3 [16,22].



**Rysunek 3 Schemat procesu termoregulacji w organizmie człowieka [16,22].**

W środowisku neutralnym, utrzymanie stałej wewnętrznej temperatury organizmu odbywa się bez dodatkowego udziału mechanizmów termoregulacyjnych. Jednak już przy niewielkim odchyleniu od stanu neutralnego, uruchomiony zostaje szereg procesów. Procesy które wpływają na mechanizmy wymiany ciepła z otoczeniem, nazywane są regulacją fizyczną. Pierwszym z nich, jest reakcja naczyniowa, która poprzez zmianę w ukrwieniu skóry poprawia lub pogarsza warunki wymiany ciepła z otoczeniem. Kolejnym sposobem regulacji fizycznej jest aktywowanie gruczołów



potowych, gdy temperatura otoczenia wzrośnie powyżej 34°C. Istnieje też regulacja chemiczna, która uaktywnia się gdy temperatura otoczenia jest niska. Polega ona na wzmożeniu procesów metabolicznych, poprzez drżenie mięśni albo napięcia mięśniowego, czego skutkiem staje się zwiększenie ciepła produkowanego przez organizm [16,22].

Wspomniane procesy również mają wpływ na mapę termiczną powierzchni ciała. Im zmiana temperatury danej tkanki ma miejsce głębiej w ciele człowieka, tym mniejszy wpływ ma ona na zmianę temperatury na powierzchni ciała wskutek występowania rezystancji termalnej tkanek, tłuszczu itd. Jednak należy podkreślić, że daje to pewną możliwość oceny termograficznej powierzchni ciała, w kontekście zmian zachodzących wewnątrz organizmu.

W niniejszej pracy wykorzystano termowizję do oceny zmian temperatury na powierzchni ciała wskutek zastoju krwi w naczyniach krwionośnych lub występowania nieprawidłowego transportu krwi, na skutek wystąpienia refluksu żylnego. Należy podkreślić, że w pracy tej badano i analizowano wyniki pochodzące od żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej, czyli od żył anatomicznie zlokalizowanych powierzchniowo. W sytuacji tej wpływ rezystancji termalnej tkanek i tłuszczu znajdującego się bezpośrednio nad żyłami, nie był na tyle duży aby uniemożliwić obrazowanie lokalnych wyższych temperatur, występujących nad zmienioną chorobowo żyłą. Dlatego też, stosowanie obrazowania termicznego w CVI posiada uzasadnione przesłanki.

### **2.5.5. Równanie Pennesa**

Równanie Pennesa to jedno z ważniejszych równań opisujących sposób przepływu ciepła w organizmie człowieka. Równanie to uwzględnia nie tylko przemiany metaboliczne, ale również perfuzję krwi i służy do opisu przepływu ciepła w tkankach z dużą ilością drobnych naczyń krwionośnych oraz naczyń włosowatych. Równanie pozwala na rozszerzenie rozważań na temat przepływu ciepła w ciele człowieka, o wartości związane z występowaniem dużych naczyń. Do podstawowego wzoru, należy wówczas dodać odpowiednie, opisujące żyłę współczynniki. Równanie Pennesa

(2.36), bazuje na tak opisie ciągłego modelu tkankowego, to znaczy że temperatura krwi wpływająca do naczynia włosowatego ma taką samą temperaturę jak krew w tętniczkach, natomiast temperatura wypływającej krwi równa się temperaturze tkanki [23]. Równanie Pennesa, opisane zostało poniższym wzorem (2.36):

$$c(T) \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} = \nabla[\beta(T)\nabla T(x,t)] + Q_{perf}(x,t) + Q_{met} \quad (2.36)$$

Gdzie:  $\beta$  – współczynnik przewodzenia tkanki,  $c$  – ciepło właściwe tkanki w odniesieniu do jednostki objętości (iloczyn gęstości masy i ciepła właściwego),  $Q_{perf}$  – składnik związany z perfuzją krwi,  $Q_{met}$  – składnik związany z metabolizmem.

W celu opisanie wewnętrznych źródeł ciepła, związanych z perfuzją krwi, należy użyć równania (2.37):

$$Q_{perf} = G_B c_B [T_B - T(x,t)] \quad (2.37)$$

Gdzie:  $c_B$  – ciepło właściwe krwi odniesione do jednostki objętości,  $G$  – współczynnik perfuzji oraz  $T_B$  – temperatura krwi.

Wartość  $Q_{perf}$  będzie różna podczas spoczynku lub wysiłku fizycznego wykonywanego przez organizm. Jego wartość może wahać się w przedziale od 245 do 24500  $W/m^3$  [24,25].

Równanie Pennesa przewiduje rozkład temperatur w organizmie, mimo że nie ma spójnych, wprost określonych podstaw fizycznych. Niestety równanie to ma jedną zasadniczą wadę. Pomija uwzględnienie kierunku przepływu krwi, czego konsekwencją jest pominięcie opisu czynnika konwekcyjnego przenoszenia ciepła [24,25]. Natomiast perfuzja może dawać wkład do tego czynnika, jednak bez wskazania kierunku przepływu krwi. Należy jednak zaznaczyć, że w przypadku opisu małych naczyń krwionośnych, znajomość kierunku nie jest kluczowa, bowiem temperatura będzie zbliżona. Sytuacja wygląda jednak inaczej podczas opisu dużych naczyń krwionośnych, w których tętnice będą charakteryzować się wyższą temperaturą od temperatury żył w pniach.

## 2.5.6. Rozkład temperatury w organizmie

Dzięki wielu mechanizmom wspomnianym między innymi w podrozdziale 2.5.4., temperatura wewnątrz ciała człowieka jest w przybliżeniu stała. Natomiast temperatura zewnętrzna organizmu zależna jest między innymi od temperatury otoczenia.

Ciepło, które zostaje wytworzone w narządach wewnętrznych o dużym metabolizmie takich jak serce czy wątroba, rozprowadzane jest przez krew po całym organizmie, w tym po powłoce powierzchniowej ciała człowieka. Można więc powiedzieć że ciepło zostaje rozprowadzone przez krew na drodze konwekcji, a główną rolę w termoregulacji tkanek powierzchniowych odgrywa unaczynienie włóscizkowe. W sytuacjach gdy temperatura otoczenia jest niska, w powłoce powierzchniowej istnieje wtedy spadek temperatury, który warunkuje transport ciepła przez przewodnictwo cieplne. Ten konkretny transport ciepła uzależniony jest przede wszystkim od spadku temperatury  $\frac{\Delta T}{\Delta x}$  ( $\Delta x$  – grubość warstwy, która przewodzi ciepło), powierzchni  $S$  przez którą ciepło jest przewodzone oraz od przewodności właściwej warstwy powierzchniowej  $\lambda$  [22,23]. Wiadomo bowiem, że:

$$\frac{\Delta Q}{\Delta t} = -\lambda S \frac{\Delta T}{\Delta x} \quad (2.38)$$

W danych literaturowych, spotkać można tabelarycznie przedstawione wartości przewodności właściwej  $\lambda$  tkanek i narządów. Analizując dane zawarte w tabelach, można wnioskować że przewodność właściwa  $\lambda$  zależy od ukrwienia, co wprost wiąże się ze stanem rozszerzenia naczyń krwionośnych. Można więc powiedzieć, że transport ciepła przez skórę człowieka wiąże się z naczynioruchomością. Dla przykładu, przy stałej temperaturze wewnętrznej wynoszącej około 37°C, w zależności od miejsca na ciele człowieka, temperatura skóry zmieniać się będzie w przedziałach: dla stóp do 25 – 34°C, natomiast dla dłoni 29-35°C.

Istnieją wyznaczone empirycznie wzory, stworzone do obliczenia średniej temperatury skóry człowieka (2.36). Aby z nich skorzystać należy dokonać pomiaru temperatury w różnych miejscach na powierzchni ciała [22].

$$T_{avg} = 0,07T_{foot} + 0,32T_{leg} + 0,17T_{back} + 0,18T_{chest} + 0,14T_{arm} + 0,05T_{hand} + 0,07T_{head} \quad (2.39)$$

gdzie:  $T_{foot}$  – temperatura stóp,  $T_{leg}$  – temperatura nóg,  $T_{chest}$  – temperatura klatki piersiowej,  $T_{arm}$  – temperatura ramion,  $T_{hand}$  – temperatura dłoni oraz  $T_{head}$  – temperatura głowy.

## 2.6. Biofizyka układu krążenia

W rozprawie tej, przepływ krwi w organizmie człowieka odgrywa bardzo ważną rolę. Dzieje się tak, ponieważ to właśnie przepływ krwi w zmienionych chorobowo żyłach powierzchniowych będzie pośrednio obrazowany jako mapa termiczna na powierzchni ciała pacjenta. W celu lepszego zrozumienia praw rządzących układem żylnym, przepływami krwi, różnicami ciśnień statycznych w żyłach oraz wielu innych ważnych, w tym aspekcie zagadnień, powstał ten rozdział.

Układ krążenia w organizmach żywych spełnia rolę transportera. Dzięki krwi tkanki i organy zaopatrzone są w tlen oraz substancje odżywcze. Dodatkowo krew pełni też rolę odprowadzającą dwutlenek węgla oraz niechciane produkty przemiany materii, a także za jej pośrednictwem w organizmie zostaje rozproszony ciepło wytworzone w procesach metabolicznych. Jak wspomniano w podrozdziale 2.5.4. to głównie krążenie krwi gwarantuje sprawną termoregulację organizmów żywych. Krew bierze również udział w transporcie hormonów oraz enzymów, które wpływają na przebieg reakcji chemicznych, a także przeciwciał odpowiadających za odporność organizmu. Krew krąży w obwodzie zamkniętym, który składa się z krążenia dużego i małego.

Ruch krwi możliwy jest, dzięki występującej między układem tętniczym a żylnym, różnicy ciśnienia. Gdy w rozważaniach pominie się wahania ciśnienia spowodowane pracą serca, można przyjąć że krew płynie ciągłym strumieniem w obiegu dużym, pod różnicą ciśnień około 12kPa (90 mmHg), a w obiegu małym 1kPa (8 mmHg).

Ciśnienie grawitacyjne, wywołane polem grawitacyjnym, wpływa na ciśnienie krwi w naczyniach krwionośnych. W pozycji pionowej największe ciśnienie wynoszące nawet 26kPa (200 mmHg), obserwuje się w dużych naczyniach stopy. Ciśnienie to zależy bezpośrednio od wysokości słupa cieczy i zapisać je można wzorem (2.40):

$$p = \rho gh \quad (2.40)$$

gdzie:  $\rho$  - gęstość krwi ( $\rho=10^3 \text{ kg/m}^3$ ).

Matematyczny i fizyczny opis układu krążenia przybiera bardzo złożony opis. Dostępne w literaturze dane, dotyczące hydrodynamiki układu krążenia, ukazują złożone, nieliniowe funkcje, których przebieg zależy od wielu, nie zawsze przewidywalnych czynników [16]. Właśnie ta złożoność oraz szybkość zmian zachodząca w układach biologicznych utrudnia stworzenie jasnego i klarownego opisu funkcjonowania dynamicznych stanów.

### **2.6.1. Prawo ciągłości przepływu i zasada zachowania energii w przepływie krwi**

Do określenia przepływu cieczy przez naczynie krwionośne, stosuje się określenie strumienia objętościowego  $Q$ , zwanego również przepływem objętościowym. Z definicji strumień objętościowy  $Q$ , to stosunek objętości  $\Delta V$  cieczy przepływającej przez poprzeczny przekrój strumienia do czasu przepływu  $\Delta t$ , co można zapisać wzorem (2.41) [16]:

$$Q = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (2.41)$$

Prawo ciągłości głosi, że dla cieczy nieściśliwych, przepływających w sposób laminarny, w sztywnych przewodach, przez dowolny przekrój naczynia, w tym samym czasie przepłynie taka sama objętość cieczy.

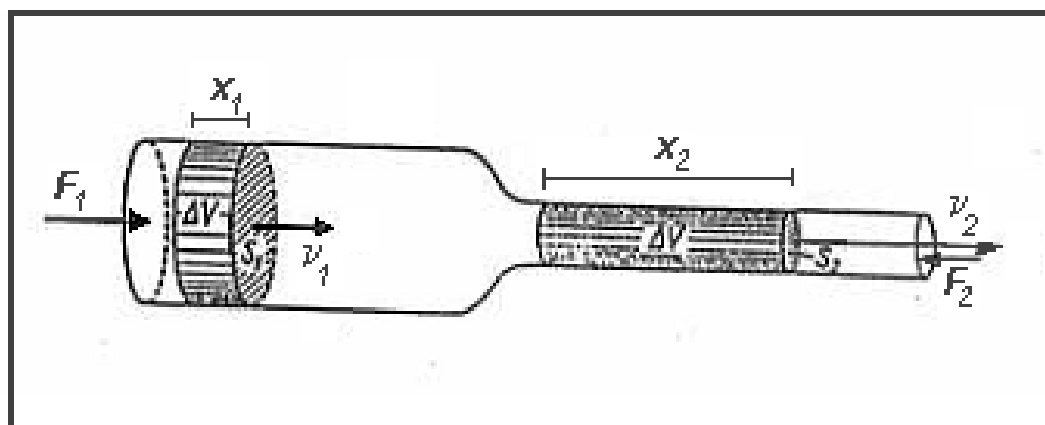
Wynika z tego że przepływ jest stały i niezależny od przekroju przewodu (2.42):

$$Q_1 = Q_2 = const \quad (2.42)$$

Korzystając z definicji objętości oraz prędkości, prawo ciągłości można też zapisać jako iloczyn pola przekroju przewodu i prędkości cieczy, który jest stały. Wówczas, powyższe można zapisać jako (2.43):

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = const \quad (2.43)$$

Według prawa ciągłości prędkość przepływu cieczy przez naczynie jest odwrotnie proporcjonalna do pola przekroju tego naczynia (Rys. 4).



**Rysunek 4** Przez dowolne naczynie przepływa w tym samym czasie taka sama objętość cieczy [22].

Prawo to nie uwzględnia jednak ścisłości krwi, pulsacji krwi oraz wymiany krwi z otoczeniem [22,26].

Zgodnie z prawem jednak, przy zwężeniu naczynia szybkość przepływu krwi musi wzrosnąć. Efekt ten można zaobserwować podczas ucisku żyły z zewnątrz lub wskutek zmian chorobowych w naczyniu powodujących zmniejszenie jego przekroju [27,28].

Ruch krwi w organizmie człowieka, możliwy jest dzięki pracy wykonywanej przez serce. Wykonywanie tej pracy warunkuje powstanie wyższego ciśnienia tętniczego w komorach serca niż w naczyniach tętniczych, do których krew powinna być dostarczona.

Wraz ze wzrostem ciśnienia tętniczego w komorach serca, wzrasta również energia potencjalna krwi, ponieważ zwiększa się ona o energię wyzwoloną

z wysokoenergetycznych wiązań fosforanowych z ATP, znajdującego się w mięśniówce serca. Gdy zastawki półksiężycowate otworzą się, część energii potencjalnej zostanie zużyta na wprowadzenie krwi w ruch, który jest niezbędny aby ta opuściła komorę serca. Według Bernouilliego, całkowita energia płynącej cieczy nie zmienia się, co stanowi szczególną postać prawa zachowania energii, odnoszącą się do przepływu cieczy doskonałej, czyli jednorodnej, nielepkiej cieczy w układzie zamkniętym, poruszającej się w sposób jednostajny.

Mimo, że żadne ze wspomnianych warunków nie odnosi się do przypadku krwi przepływającej przez serce, do opisu przepływu krwi przez łożysko naczyniowe, stosuje się równanie Bernouilliego (2.44):

$$E_c = P \cdot V + \frac{mV^2}{2} \quad (2.44)$$

Pierwszy człon wzoru (1.44) opisuje energię potencjalną rozważanej objętości krwi, natomiast drugi jej energię kinetyczną. Całkowitej energii krwi odpowiada więc całkowite ciśnienie, a wykładnikami energii potencjalnej o kinetycznej, są kolejno: ciśnienie statyczne oraz ciśnienie dynamiczne krwi. Do opisu ciśnienia, prawo Bernouilliego, przyjmuje postać (2.45):

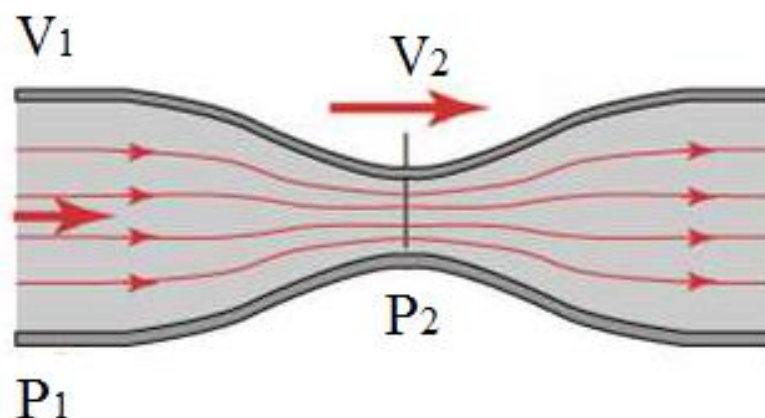
$$P_c = p_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} = p_2 + \frac{\rho v_2^2}{2} = const \quad (2.45)$$

Gdzie:  $P_c$ - ciśnienie całkowite,  $p_1$  i  $p_2$ - ciśnienie statyczne,  $\rho$  – gęstość krwi,  $v_1$  i  $v_2$ -prędkość przepływu krwi przez naczynia o przekroju 1 i 2 (Rys.5).

We wzorze (2.45), składowa  $\frac{\rho v^2}{2}$  stanowi ciśnienie dynamiczne. Ciśnienia statyczne  $p_1$  i  $p_2$ , odpowiadają ciśnieniu hydrostatycznemu, które można obliczyć korzystając ze wzoru Pascala (2.46):

$$p = \rho gh \quad (2.46)$$

Gdzie:  $\rho$  – gęstość cieczy,  $g$  – przyspieszenie ziemskie oraz  $h$  - wysokość słupa równoważąca ciśnienie statyczne strumienia cieczy.



**Rysunek 5 Graficzne przedstawienie efektu Bernouilliego. Redukcja ciśnienia następująca przy wzrastającej prędkości przepływu [22].**

Różnica między ciśnieniem całkowitym a hydrostatycznym, daje wartość ciśnienia dynamicznego, czyli bezpośrednio związanego z ruchem krwi w naczyniach. Przeważnie energia kinetyczna stanowi jedynie niewielką część całkowitej energii krążącej w organizmie krwi. Ciśnienie dynamiczne w spoczynku wynosi więc około 1-3 mmHg. Dodatkowo, ciśnienie to ulega obniżeniu wraz z rozgałęzieniem się łożyska macierzystego. Sytuacja zmienia się podczas wykonywania aktywności fizycznej. Wówczas objętość minutowa serca wzrasta kilkukrotnie, a tym samym energia kinetyczna wzrasta proporcjonalnie do kwadratu prędkości przepływu krwi. Oznacza to nagłe i gwałtowne przyspieszenie spoczynkowego ciśnienia dynamicznego z wartości równej 2 mmHg aż do 50 mmHg. Gdy, w tych warunkach, strumień krwi natrafi na np. rozszerzone, na skutek uszkodzeń bądź choroby, naczynie krwionośne, wówczas zgodnie z prawem zachowania ciągłości przepływu, szybkość przepływu krwi zmniejszy się. Wówczas, bazując na zasadzie zachowania energii, utracona energia kinetyczna ukaże się w formie lokalnego wzrostu ciśnienia statycznego. Sytuacja ta, jest postrzegana jako niepożądane zjawisko, ponieważ oznacza zwiększenie sił, które rozciągają od wewnątrz naczynie krwionośne. W przypadku przewlekłej niewydolności żylniej, przy braku prawidłowego działania zastawek, wzrost ciśnienia statycznego w obrębie kostki przyśrodkowej pacjenta, może powodować nie tylko obrzęki, ale nawet w skrajnych stadiach choroby, wpływać na powstanie czynnych owrzodzeń.



Warto podkreślić, że podczas badań prowadzonych w ramach tej rozprawy, wyżej wspomniane zmiany widoczne były w postaci gradientu temperaturowego na powierzchni ciała pacjenta. Tak powstała mapa termiczna umożliwiła ukazanie lokalnych wzrostów temperatury, które są bezpośrednio związane z utraconą energią kinetyczną krwi, powodującą lokalnego wzrostu ciśnienia statycznego. Dzieje się tak, ponieważ wzrost ciśnienia statycznego przekłada się na zwiększenie działania sił rozciągających naczynie krwionośne, które przestaje działać w sposób fizjologiczny. Podobną sytuację gradientu temperatur obserwuje się również podczas cofania się krwi w naczyniach krwionośnych, na skutek wadliwie funkcjonujących zastawek.

### 2.6.2. Opór podczas przepływu krwi

Podczas rozważania przepływu krwi, o lepkości  $\eta$ , przez naczynia krwionośne, należy wspomnieć że na końcach naczynia musi występować pewna różnica ciśnień  $\Delta p = p_1 - p_2$ . Różnica ta, nazywana jest ciśnieniem napędowym  $\Delta p$  i wykorzystywana jest do nadawania cieczy energii kinetycznej oraz pokonywania oporów wewnętrznych cieczy i oporów na granicy krew-ściany naczynia. Część pracy związana z tarcieniem wewnętrznym między warstwami krwi poruszającymi się z różnymi prędkościami, zostaje rozproszona w postaci ciepła. Istnieje wzór umożliwiający opis strumienia objętości  $Q$  przepływającej cieczy o lepkości  $\eta$ , przez naczynie o promieniu  $r$  i długości  $l$ , gdy na końcach naczynia istnieje różnica ciśnień  $\Delta p$  [22]. Wzór ten nazywa się wzorem Poiseuille'a (2.47).

$$Q = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{\pi}{8} \frac{1}{\eta} \frac{r^4}{l} \cdot \Delta p \quad (2.47)$$

Z (2.47) wynika, że przepływ objętościowy  $Q$  jest, dla danego przewodu i danej cieczy, proporcjonalny do różnicy ciśnień  $\Delta p$  [22]:

$$Q = \frac{1}{R} \Delta p \quad (2.48)$$

$$R = \frac{\Delta p}{Q} \quad (2.49)$$

Gdzie:  $R$ - opór naczyniowy przepływu, analogiczny do prawa Ohma.

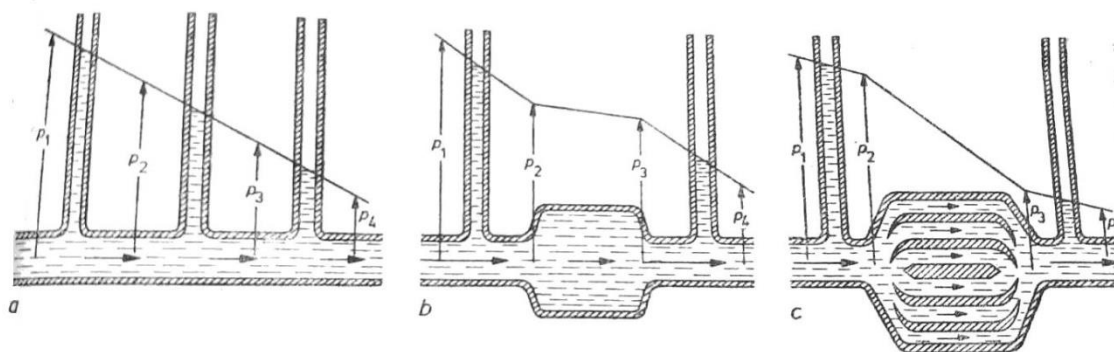
Zgodnie z (2.47), wzór określający wartość oporu naczyniowego przepływu  $R$ , można zapisać jako:

$$R = \frac{8}{\pi} \eta \frac{l}{r^4} \quad (2.50)$$

Zgodnie z (2.50), na opór przepływu wpływ mają czynnik lepkościowy oraz geometryczny  $\frac{l}{r^4}$ . Oba te czynniki nie posiadają stałej wartości, a ich zmiany w znacznym stopniu wpływają na opór obwodowy oraz jego zmiany. Jeśli chodzi o czynnik geometryczny, to dwukrotne zmniejszenie średnicy naczyń, skutkuje zwiększeniem oporu przepływu krwi aż 16-krotnie.

Układ krwionośny składa się z wielu naczyń krwionośnych, różniących się od siebie średnicami i przekrojami naczyń. W sytuacji tej, w układzie obserwować będzie się różne opory, a tym samym różne spadki ciśnień [29,30]. Na naczyniu krwionośnym o największym przekroju (a więc i najmniejszym oporze), spadek ciśnienia będzie najmniejszy (Rys. 6 b).

W przypadku badań przeprowadzonych w ramach niniejszej rozprawy, spadek ciśnienia między naczyniami krwionośnymi o różnym przekroju naczyń staje się dość istotny. Ściany żył, które nawet bez zmian strukturalnych zachodzących w efekcie przewlekłej niewydolności żylniej, nie są aż tak elastyczne jak ściany tętnic, mogą ulec uszkodzeniu lub trwałym zmianą pod wpływem gwałtownego naporu krwi. Fakt ten wynika wprost z ich budowy, opisanej w podrozdziale 3.1.1. Ewentualne uszkodzenia żył mogą wiązać się ze stanami takimi jak nieprawidłowe działanie zastawek lub wylanie się krwi poza światło naczyń. Wówczas, gdy zmienione chorobowo żyły anatomicznie zlokalizowane są powierzchniowo, sytuacje te można obserwować w badaniu termowizyjnym w postaci mapy termicznej obrazującej gradient temperatur na powierzchni ciała badanego.



**Rysunek 6 Spadek ciśnienia: a- między naczyniami krwionośnymi o niezmiennym przekroju, b - w naczyniu o przekroju większym oraz c - w układzie rozgałęzionym, gdzie obserwuje się większy spadek ciśnienia, mimo łącznie większego przekroju [22].**

W układzie krążenia, ciśnienie dynamiczne stanowi poniżej 1% ciśnienia statycznego. W tych okolicznościach uznaje się, że różnica ciśnień między układem tętniczym a żylnym, wykorzystywana zostaje jedynie na pokonanie oporów lepkości, a związana z tym praca zamieniona zostaje na ciepło [31].

### 2.6.3. Lepkość krwi

Z definicji, lepkość jest to zjawisko uwarunkowane występowaniem tarcia wewnętrznego w płynie. Siły lepkości dążą do zahamowania poruszających się szybciej cząstek płynu, przy jednoczesnym przyspieszaniu wolniejszych z nich. Krew, tylko w pewnym przybliżeniu może zostać uznana za ciecz newtonowską. Dzieje się tak dlatego, że jest ona niejednorodną cieczą, która stanowi zawiesinę składników morfotycznych w osoczu. Lepkość krwi  $\eta$  zależy między innymi od: hematokrytu, przekroju naczynia w którym się porusza, temperatury i prędkości przepływu, a także składu białek osocza.

Przy hematokrycie poniżej 30%, lepkość krwi  $\eta$  jest wprost zależna od liczby czerwonych krwinek. Gdy hematokryt wzrasta powyżej 30%, lepkość krwi pełnej wzrasta wykładniczo i przy wartości hematokrytu 50% jest ona około 50-krotnie większa niż lepkość osocza [31].

Lepkość krwi  $\eta$  ulega zwiększeniu, wraz ze spadkiem temperatury. Literaturowo uznaje się, że lepkość krwi wzrasta średnio o 5% na 1°C. Dodatkowo, przy zwolnieniu strumienia przepływu krwi, lepkość krwi również wzrasta. Wynika to między innymi

z agregacji krwinek, adhezji płytek krwi do śródbłónka oraz jest związane z faktem metabolicznej odpowiedzi komórek śródbłónka [32-35].

Stwierdza się również, że lepkość krwi nie zależy od średnicy naczynia krwionośnego, gdy średnia ta będzie większa niż 0,3mm. Dla średnic mniejszych, obserwuje się jej zmniejszenie wraz ze zmniejszeniem się przekroju.

Biorąc pod uwagę czynniki takie jak wyżej wspomniana temperatura, szybkość strumienia przepływu krwi czy wielość średnicy naczynia krwionośnego można wnioskować, że lepkość krwi również ulega zmianie podczas CVI. Gdy naczynie jest uszkodzone (np. na skutek nieprawidłowo funkcjonującej zastawki lub uszkodzenia ściany naczynia) zmieniać będzie się jego przekrój oraz prędkość przepływającej przez nie krwi. Skutkuje to bowiem zmianą lepkości krwi. Stan ten może być obrazowany w postaci gradientu temperatur i zarejestrowany podczas badania termowizyjnego.

## III. Podstawy medyczne

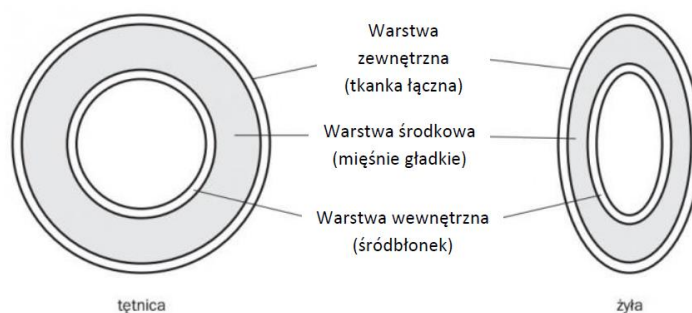
### 3.1. Anatomia układu żylnego

Naczynia krwionośne w organizmie człowieka pełnią wiele różnych funkcji. Większe naczynia krwionośne, widoczne makroskopowo służą do przewodzenia krwi w ciele człowieka. Naczynia wiodące krew z serca do narządów ciała nazywane są tętnicami, a żyłami określa się naczynia krwionośne transportujące krew z narządów do serca. Natomiast mniejsze naczynia krwionośne noszą nazwę naczyń włosowatych i umożliwiają wymianę substancji chemicznych oraz komórek krwi przez przepuszczalną ścianę naczyń. Dodatkowo to właśnie sieć naczyń włosowatych łączy ze sobą tętnice i żyły [36-38]. Przedstawiając anatomie układu żylnego kończyny dolnej, należy wspomnieć również o ważnej roli i znaczeniu połączeń tętniczo-żylnych. Krew dopływa do żył nie tylko przez naczynia włosowate, ale także przez połączenia tętniczo-żylne. Połączenia te tworzą skróconą drogę między układem żylnym i tętniczym oraz, dzięki bogatemu unerwieniu, mają zdolność skurczu i rozkurczu w zależności od oporu w naczyniach włosowatych. Fakt ten odgrywa ważną rolę w regulacji krążenia obwodowego, ponieważ połączenia tętniczo-żylne wpływają między innymi na zwiększenie zawartości tlenu we krwi, poprawiając tym samym stan ścian naczyń czy też uruchamianie krwi zalegającej w małych naczyniach.

W różnych odcinkach układu krwionośnego panują inne warunki ciśnienia krwi (zarówno hydrostatycznego jak i hydrodynamicznego). Właśnie ten fakt sprawia, że tętnice, żyły i naczynia włosowate różnią się ścianą naczyń krwionośnego, a więc i swoją anatomiczną budową [37].

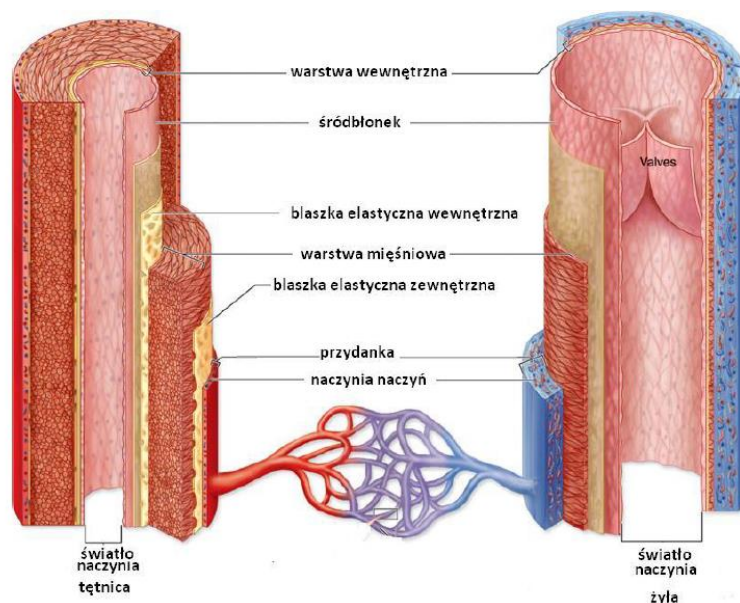
### 3.1.1. Budowa i funkcje żył kończyn dolnych

Ściany żył, podobnie jak tętnic, składają się z trzech warstw: śródbłonna, zwanego błoną wewnętrzną, błony środkowej oraz błony zewnętrznej. Jednak w żyłach z ciśnieniem krwi niższym niż w tętnicach, ściany naczyń są cieńsze, podatne na rozciąganie i spłaszczone. Dodatkowo, budowa żył uzależniona jest od charakteru tkanek ją otaczających (Rysunek 7).



**Rysunek 7 Przekrój poprzeczny przez ściany naczyń krwionośnych, ukazujący różnice w grubości poszczególnych warstw ścian naczyń [39].**

W odróżnieniu od tętnic, żyły posiadają słabo rozbudowaną mięśniówkę, jednocześnie zachowując możliwość obkurczania się. Błona wewnętrzna żył, jest pofałdowana i na jej powierzchni tworzą się zastawki odgrywające kluczową rolę w jednokierunkowym przepływie krwi. W literaturze podaje się, że zastawki mają kształt ptasich gniazd, zlokalizowanych naprzeciwlegle do siebie. Wolny brzeg zastawki zawsze zwrócony jest w kierunku serca. Rzadko obserwuje się występowanie pojedynczych lub potrójnych zastawek [40]. Zastawki otwierają się w wyniku przepływu krwi w stronę głowy, a zamykają się pod wpływem prądu zwrotnego. Jeżeli chodzi o lokalizację zastawek, to umiejscowione są one na przebiegu żyły lub poniżej jej ujścia do większego naczynia krwionośnego.



**Rysunek 8 Przekrój poprzeczny naczyń krwionośnych, ukazujący różnice anatomiczne żył i tętnic [41].**

Ciśnienie krwi przepływającej przez tętnice jest znacznie wyższe i bardziej zmienne, niż ciśnienie obserwowane w żyłach. Dlatego też, w porównaniu do żył, ściany tętnic są znacznie grubsze i bogatsze we włókna i błony sprężyste. W tętnicach tkanka mięśniowa znajduje się głównie w błonie środkowej, podczas gdy w żyłach warstwa ta jest niezwykle cienka i zawiera więcej tkanki łącznej. W żyłach, komórki tkanki mięśniowej, występują w błonie wewnętrznej oraz zewnętrznej. Budowa ściany żył, w znacznie mniejszym stopniu uzależniona jest od zmian ciśnienia krwi, ponieważ w jej wnętrzu ulega ono jedynie niewielkim wahaniom. Jak już wspomniano, ważną rolę odgrywają tutaj tkanki otaczające żyłę.

Podczas skurczu mięśni, w czasie ruchu kończyny dolnej, następuje wzrost ciśnienia wewnętrznego pochewek powięziowych. Ciśnienie to wyciska krew z małych żył znajdujących się w mięśniach oraz z większych żył przebiegających między powięziami. Krew przepływa wówczas przez zastawki żyłne, które nadają jej odpowiedni kierunek. Podczas rozkurczu mięśnia, ciśnienie w żyłach spada, jednak prawidłowo działające zastawki zapobiegają cofaniu się krwi, która w dalszym ciągu płynie w kierunku serca. W ten sposób, dochodzi do okresowego niskiego ciśnienia w żyłach głębokich, co skutkuje zassaniem krwi z dolnego odcinka pnia żylnego, małych żył mięśni oraz żył powierzchniowych kończyny dolnej. Można więc stwierdzić, że obwodowe serce żyłne drenuje krew także z żył powierzchniowych. Poprawne odpływy krwi z żył

powierzchniowych do głębokich zapewnione zostają dzięki żyłom przeszywającym oraz ujściu żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej, posiadającej sprawne zastawki [40].

Gdy na skutek, na przykład choroby takiej jak przewlekła niewydolność żylna, dojdzie do uszkodzenia zastawek żył powierzchniowych, cały wyżej opisany mechanizm zawodzi. Prowadzi to do konsekwencji zdrowotnych, czasem zagrażających zdrowiu i życiu pacjenta cierpiącego z powodu przewlekłej niewydolności żylniej.

### **3.1.2. Żyły powierzchniowe kończyny dolnych**

Układ krążenia kończyny dolnej składa się z żył powierzchniowych oraz głębokich, które połączone są ze sobą perforatorami, zwanymi także żyłami przeszywającymi oraz ujściem żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej [40,41]. Żyły powierzchniowe, w literaturze nazywane również nadpowięziowymi, przebiegają w tkance podskórnej. Towarzyszą im naczynia chłonne oraz nerwy czuciowe. Żyłami powierzchniowymi kończyny dolnej nazywamy żyły: odpiszczelową i odstrzałkową. Ich prawidłowe funkcjonowanie w dużym stopniu uzależnione jest od poprawnej pracy zastawek. W młodym wieku zastawki są domykalne i dobrze wykształcone. Niestety wraz z wiekiem, stają się one uwstecznione i niedomykalne, zwłaszcza u kobiet. Czynniki determinujące powstanie przewlekłej niewydolności żylniej, między innymi takie jak płeć, wiek lub typ wykonywanej pracy zostały opisane w podrozdziale 3.2.3. Etiologia i patogeneza.

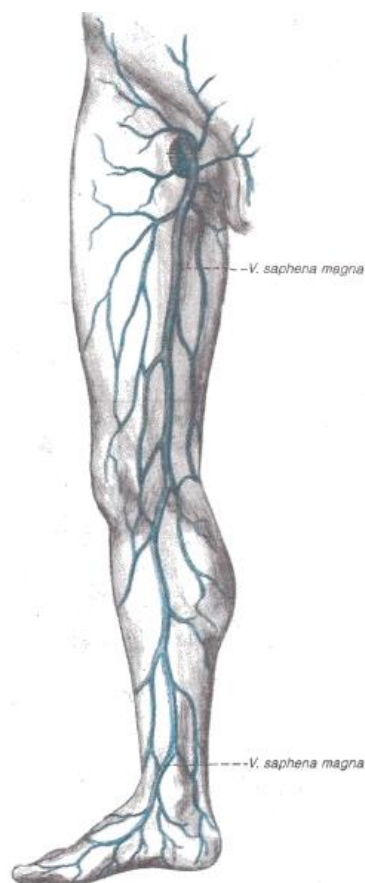
Szacuje się, że u osób zdrowych około 85-90% krwi dopływa do serca żyłami głębokimi, a tylko 10-15% żyłami powierzchniowymi. Natomiast należy pamiętać, że krew z układu powierzchniowego płynie do żył głębokich [42-44].

#### **3.1.2.1. Żyła odpiszczelowa**

Żyła odpiszczelowa (łac. vena saphena magna) to główny pień powierzchniowy kończyny dolnej. Żyła ta jest uznawana za największą żyłę powierzchniową kończyny dolnej. Jej przebieg rozpoczyna się na stopie, następnie biegnie wzdłuż powierzchni



przyśrodkowej goleni i kolana oraz powierzchni przednio-przyśrodkowej uda. Żyła odpiszczelowa, nazywana jest „żyłą żylaków”. Statystycznie najczęściej żylaki powstają w części goleniowej żyły odpiszczelowej. Przebieg anatomiczny żyły odpiszczelowej zaprezentowany został na Rys. 9.



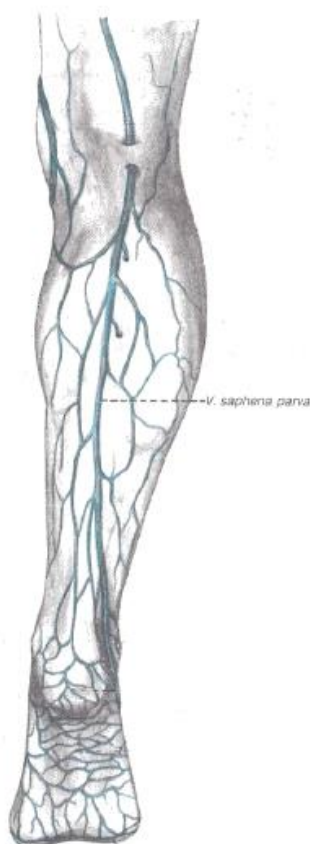
**Rysunek 9 Powierzchniowe żyły kończyny dolnej – żyła odpiszczelowa. Widok od strony przyśrodkowej [36].**

Żyła odpiszczelowa swój początek bierze od przodu kostki przyśrodkowej w przedłużeniu żyły brzeżnej przyśrodkowej stopy. Przyjmuje gałęzie powierzchniowej skórnej sieci żył podeszwowej i grzbietowej stopy oraz głębokiej z żył podeszwowych przyśrodkowych. Następnie kieruje się ona ku górze, przyśrodkowo na powierzchni goleni, nieco zbaczając do tyłu kłykcia przyśrodkowego piszczeli. Biegnie prosto oraz delikatnie skośnie, zataczając wreszcie łuk, zwany łukiem żyły odpiszczelowej. Następnie przez rozwór odpiszczelowy wnika do przednio-przyśrodkowego obwodu żyły udowej. Wzdłuż całego przebiegu towarzysza jej pnie chłonne, kierujące się do węzłów chłonnych pachwinowych powierzchniowych [36,42-45].

Miejsce jej ujścia leży około 3-4 cm poniżej bruzdy pachwinowej. Największą średnicę żyły odpiszczelowej obserwuje się u ujścia – jest to około 7- 8mm, natomiast u swego początku średnica wynosi około 4-5mm [36]. Jeżeli chodzi o ilość zastawek, żyłę odpiszczelową cechuje występowanie średnio 12 par zastawek, z czego jedna to zastawka ujściowa.

### 3.1.2.2. Żyła odstrzałkowa

Żyła odstrzałkowa ( łac. vena saphena parva) biegnie na tylnej powierzchni goleni. Żyła ta rozpoczyna się w przedłużeniu żyły bocznej brzeżnej stopy, następnie na tylnej powierzchni goleni biegnie ku górze. W odcinku końcowym przenika ona do powięzi goleni , gdzie w dole podkolanowym uchodzi do żyły podkolanowej. Zdarza się, że żyła odstrzałkowa uchodzi do żyły odpiszczelowej ma wysokości goleni lub też do żył głębokich.



Rysunek 10 Powierzchniowe żyły kończyny dolnej – żyła odstrzałkowa [36].

Żyły odpiszczelowa i odstrzałkowa cechują się posiadaniem wielu wspólnych cech. Do podobieństw łączących obie żyły zaliczamy: przebieg nadpowięziowy na początku ich przebiegu oraz podpowięziowy u ich końca; taki sam początek na obu brzegach stopy, który powstał na skutek połączenia się żył brzeżnych z żyłami powierzchniowymi podeszwy oraz fakt, że w znacznej części ich przebiegu towarzysza im gałęzie nerwowe. Dodatkowo obie żyły wyposażone są w zastawki i posiadają w końcowym odcinku bańkowate wypuklenia [36].

Średnica żyły odstrzałkowej wynosi około 4 mm, a u swojego końca przeważnie występuje niewielkie, bańkowate wypuklenie. Żyłę tą cechują około 8 do 10 zastawek, z czego jedna z nich to zastawka ujściowa. W zależności od wieku, praca zastawek ulega zmianie. W organizmach młodych zastawki są dobrze wykształcone i domykalne, natomiast wraz z wiekiem pojawia się zjawisko ich niedomykalności i uwstecznienia. Szczególnie często obserwowane jest to u kobiet [36, 46].

## **3.2. Przewlekła niewydolność żylna**

### **3.2.1. Definicje**

W literaturze, występuje wiele definicji przewlekłej niewydolności żylniej (CVI – chronic venous insufficiency). Jedną, najczęściej pojawiającą się w artykułach naukowych, definicją jest utrwalone zaburzenie odpływu krwi żylniej z kończyny dolnej [47]. Definicja ta z biegiem czasu została rozbudowana i przedstawiana jako nieprawidłowe działanie układu żylnego, powiązane wprost z niewydolnością działania zastawek i może dotyczyć zarówno żył powierzchniowych, głębokich jak i połączeń między tymi układami. Dodatkowo charakter choroby może mieć nabyte lub wrodzone podłoże [48]. Przewlekłą niewydolność żylną charakteryzuje również stan przebiegający z utrudnieniem odpływu krwi żylniej z kończyny dolnej oraz podwyższone ciśnienie spoczynkowe w naczyniach żylnych [49,50].

Definicja przewlekłej niewydolności żyłnej, jako osobnej jednostki chorobowej, sprecyzowana została podczas międzynarodowego spotkania flebologów na XV World Congress of the Union Internationale de Phlebologie, w 2005 roku w Brazylii. Na spotkaniu tym dokonano wyraźnego zróżnicowania między przewlekłą niewydolnością żylną oraz przewlekłą chorobą żylną. Według oficjalnej definicji, przewlekła niewydolność żylna jest to stan zaburzonego odpływu krwi żyłnej z kończyn dolnych pacjenta badanego w pozycji stojącej, który występuje wrotnie do zmian o charakterze obstrukcyjnym w żyłach, nadmiernego poszerzenia światła żył lub zaburzenia w sposobie funkcjonowania ich zastawek [51]. Właśnie ta definicja, została uznana za obecnie stosowaną i najlepiej opisującą oraz charakteryzującą tą jednostkę chorobową.

W literaturze, podaje się praktyczny aspekt rozróżniający przewlekłą niewydolność żylną od przewlekłej choroby żyłnej. Uznaje się bowiem, że przewlekłą niewydolność żylną można korygować stosując metody chirurgiczne, takie jak na przykład usunięcie poszerzonych fragmentów żył lub wykonanie plastyki wadliwych zastawek żylnych, natomiast w przypadku przewlekłej choroby żyłnej koniecznym staje się stosowanie dodatkowej farmakoterapii [52].

### **3.2.2. Epidemiologia**

W krajach wysoko uprzemysłowionych, od lat trwają badania epidemiologiczne, mające na celu określenie częstości występowania choroby wśród społeczeństwa, analizę kosztów związanych z leczeniem i diagnostyką tego schorzenia oraz doprecyzowaniem kosztów związanych z absencją chorych w pracy. Badania te zawierają również dane opisujące jakość życia chorych, a także uszczerbki na zdrowiu (w tym kalectwo), które wystąpiły w wyniku pojawienia się przewlekłej niewydolności żyłnej.

Jeżeli chodzi o dane przedstawiające częstość występowania przewlekłej niewydolności żyłnej, szacuje się że CVI dotyka 40-60% kobiet i 10-55% mężczyzn na świecie. Nawet dwa- lub trzykrotnie częstsze występowanie choroby u kobiet przypisywane jest działaniu estrogenów oraz przebytym ciążom [53-56]. Wiele badań epidemiologicznych zostało poświęcone żylakom, czyli najczęściej spotykanej formie przewlekłej

niewydolności żylniej. Szacuje się, że do 33% kobiet i do 20% mężczyzn w wieku dorosłym choruje z tego powodu. Wraz z wiekiem odsetek ten znacząco wzrasta i po 40 roku życia wynosi: dla kobiet 20-60% oraz dla mężczyzn 7-35%. Po przekroczeniu 60 roku życia 40-78% kobiet i 15-55% mężczyzn dotknięta zostanie przez występowanie żylaków kończyn dolnych. Za czynnik wpływający na rozwój choroby uznana została otyłość, siedzący tryb życia oraz praca stojąca lub siedząca. Dodatkowo, co w jasny sposób potwierdzają statystyki, na występowanie choroby wpływa płeć i wiek. Również czynniki takie jak długotrwałe unieruchomienie kończyny lub występowanie zapalenia żył powierzchniowych, wpływa na występowanie CVI w późniejszym etapie życia pacjenta. Ważnym czynnikiem, którego nie należy pomijać są skłonności rodzinne. Według dostępnych danych w przypadku wystąpienia żylaków w któregoś z członków rodziny, stwierdza się ponad 80% szans na ich pojawienie się w kolejnych pokoleniach. Literatura, jasno wskazuje na „dziedziczenie pionowe” CVI, jednak obecnie brak dowodów na „dziedziczenie poziome” co w chwili obecnej nie pozwala jednoznacznie uznać uwarunkowań genetycznych tego schorzenia. W zaawansowanych formach, CVI przybiera postać brzęków i zmian troficznych-wypryskowych, które według danych występują u około 11% ludności. Czynniki takie jak miażdżycza tętnic, nadciśnienie tętnicze czy palenie tytoniu nie stanowią istotnego ryzyka rozwoju CVI [53,57].

### **3.2.3. Etiologia i patogeneza**

Do głównych czynników etiologicznych przewlekłej niewydolności żylniej zalicza się nadciśnienie w kończynach dolnych. Występowanie nadciśnienia spowodowane jest refluksem (cofaniem się) krwi w naczyniach, w następstwie wadliwego funkcjonowania zastawek żylnych. Do prawidłowego odpływu krwi z żył potrzebne są wydolnie pracujące zastawki, działająca pompa mięśniowa oraz nieuszkodzone ściany żył, w szczególności śródbłonna. Gdy jeden z powyżej opisanych warunków nie zostanie spełniony, można spodziewać się wówczas zaburzenia w odpływie krwi z naczynia. Praca pompy mięśniowej zależna jest od działania zastawek żył głębokich. Ich nieprawidłowa praca jest główną przyczyną niedomagania pompy mięśniowej.

Nadciśnienie żyłne występujące w układzie żył głębokich, powoduje występowanie wtórnej niewydolności żył łączących oraz nadciśnienie w żyłach powierzchniowych. Sytuacja ta jest szczególnie nasiloną w obrębie dolnej części goleni, gdzie zlokalizowane są układy łączące żyły głębokie z żyłami powierzchniowymi. Wówczas, działanie pompy mięśniowej w czasie skurczu, zamiast powodować spadek, wywołuje wzrost ciśnienia w układzie powierzchniowym, co szczególnie zauważalne jest w okolicy kostki przyśrodkowej stopy. Ciśnienie wywierane na ściany naczyń, powoduje jego rozciąganie i poszerzenie pierścieni zastawek, a z drugiej strony zastoinowa krew może powodować stany zapalne naczyń, a tym samym nasilać destrukcję samych zastawek. Dlatego też, właśnie w lokalizacji kostki przyśrodkowej występuje szczególne nasilenie zmian skórnych przy zaawansowanej fazie przewlekłej, niewydolności żyłnej.

Istnieje kilka teorii, prezentowanych w literaturze, tłumaczących mechanizmy prowadzące do powstania zmian w strukturach żył oraz skóry. W ciągu dziesięcioleci teorie te ulegały modyfikacją i doprecyzowaniu, dzięki czemu, obecnie wyróżnia się trzy główne mechanizmy, którymi są teoria: pułapki leukocytowe, mankietów fibrynowych oraz nadlepkości krwi.

Teoria mankietów fibrynowych, głosi że podwyższone ciśnienie żyłne zostaje przeniesione na układ naczyń włosowatych. Powoduje to poszerzenie porów między komórkami budującymi śródbłonek. W tej teorii istotny staje się fibrynogen, który ulega polimeryzacji na zewnątrz naczyń włosowatych, tworząc fibrynę. Tym sposobem, wokół naczyń włosowatych powstaje swoista otoczka, nazywana w literaturze mankiem fibrynowym. Zwolennicy tej teorii, postulują że mankiety fibrynowe utrudniają dyfuzję tlenu z naczyń do skóry, czego konsekwencją jest uszkodzenie tkanek wskutek hipoksji [45]. Teoria ta wydaje się mieć sens, ponieważ udowodniono, że w skórze pacjenta chorującego na przewlekłą niewydolność żylną znajdują się fibryny poza naczyniami, co zostało sprawdzone przez wielu badaczy, w tym twórców samej teorii [58,59].

Kolejną teorią opisuje tak zwaną "pułapkę leukocytów". Schmid-Schonbein zbadał charakterystykę przepływu białych i czerwonych krwinek przez naczynia włosowate i żyły [60]. Odkrył on, że w naczyniach włosowatych, leukocyty poruszają się znacznie wolniej od czerwonych krwinek, a różnicę tą przypisał większej objętości i kulistemu

kształtowi białych krwinek. Średnica białej krwinki jest średnio o 50% większa niż najmniejsza średnica najmniejszych naczyń włosowatych oraz leukocyty odkształcają się o wiele gorzej w porównaniu do czerwonych krwinek. W konsekwencji czego erytrocyty gromadzą się każdorazowo za leukocytom przepływającym przez naczynie włosowate. W momencie dotarcia do żyłek za naczyniami włosowatymi (czyli do żyłek o większej średnicy i mniejszej prędkości przepływu) erytrocyty „wyprzedzają” leukocyty, spychając je tym samym w stronę ścian naczynia. Część zepchniętych białych krwinek przylega do śródbłonka naczynia. Fakt ten potwierdzony został wieloma niezależnymi badaniami. Dodatkowo, prowadzone w tym zakresie prace wykazały, że sytuacja ta ma miejsce również w innych żyłkach, nie tylko tych znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie naczyń krwionośnych [61].

Gdy leukocyty znajdują się w pobliżu śródbłonka, prawdopodobieństwo ich adhezji zależne jest od równowagi pomiędzy prędkością przepływu krwi a siłami ścinającymi, które oddziałują na granicy leukocyt-śródbłonek. Prędkości przepływu krwi ( $v$ ), zależy od ciśnienia ( $P$ ) i oporu ( $R$ ), co można zapisać fizycznym wzorem (3.1):

$$v = \frac{P_A - P_B}{R} \quad (3.1)$$

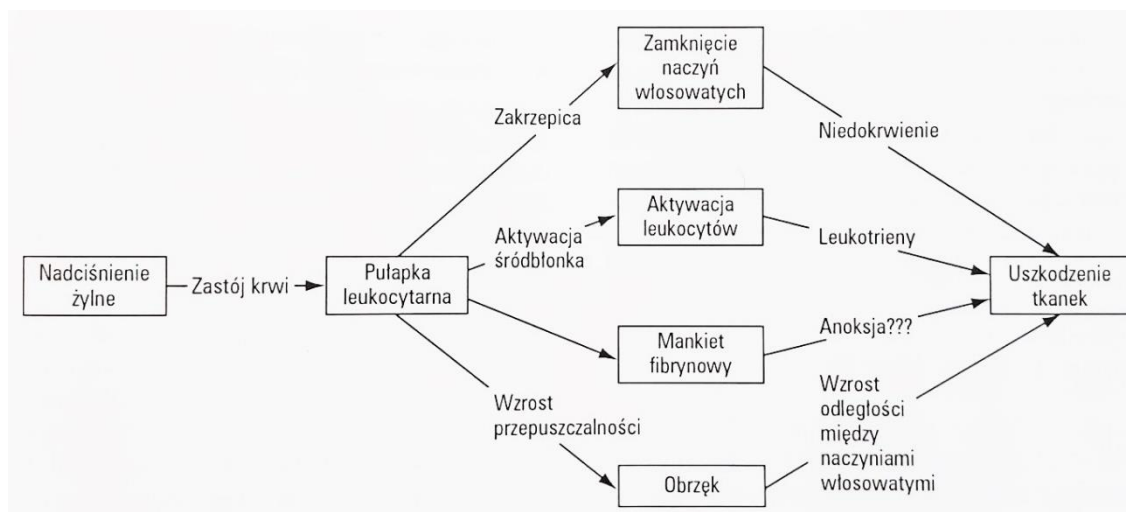
W sytuacji występowania nadciśnienia żylnego, różnica między ciśnieniem tętniczym a żylnym końcem łóżyska naczyń włosowatych ( $P_A - P_B$ ) jest zmniejszona. Wpływa to na spadek przepływu krwi, który redukuje siły ścinające, działające na leukocyty będące w kontakcie ze śródbłonkiem. Tym samym zwiększa się prawdopodobieństwo trwałej adhezji leukocytów. Na tej podstawie, w sposób czysto fizyczny, można wykazać jak nadciśnienie tętnicze wpływa na zwiększenie adhezji leukocytów do śródbłonka żyłek. Według Harlana, „zwiększone przyleganie granulocytów obojętnochłonnych do śródbłonka jest uznawane za cechę charakterystyczną ostrej reakcji zapalnej” [62]. Na skutek adhezji granulocytów obojętnochłonnych na powierzchnię ścian naczynia dochodzi do wzrostu ekspresji cząsteczek adhezji komórkowej. Fakt ten sprzyja gromadzeniu się coraz większej liczby leukocytów oraz wpływa wprost na ich aktywację [63]. Pobudzone granulocyty obojętnochłonne ulegają degranulacji, podczas której uwalniają enzymy proteolityczne, a także toksyczne wolne rodniki, uszkadzając tym samym otaczające je tkanki. W teorii pułapki leukocytowej, która tłumaczyć ma uszkodzenia skóry występujące w zaawansowanej fazie CVI, ważną rolę odgrywają monocyty, czyli największe z białych krwinek.

Monocyty bowiem uwalniają cytokininy, które aktywują granulocyty obojętnochłonne oraz komórki śródbłonka. Devereux, twierdzi, że zwiększona sekwestracja białych krwinek w nadciśnieniu jest procesem samopodtrzymującym się. Początkowo, gromadzenie się białych krwinek przy ściankach naczynia, powoduje wytworzenie się cytokinin, a tym samym zmniejszenie aktywności fibrynolitycznej. To z kolei powoduje zmniejszenie zdolności powrotu białych krwinek do krwioobiegu, powodując ich dalszą adhezję. Model ten pozwalałby wytłumaczyć również obecność mankietów fibrynowych znajdujących się dookoła naczyń włosowatych, ponieważ mogą one wskazywać na zmniejszoną aktywność fibrynolityczną oraz wzrost obecności cytokinin, które są zauważalne w przebiegu choroby. Na podstawie powyższych rozważań, powstała teoria głosząca, że zmniejszenie prędkości przepływu krwi w naczyniach włosowatych powoduje zwiększenie adhezji białych krwinek w śródbłonku naczynia [63].

Wszystkie powyżej wspomniane mechanizmy i procesy w sposób bezpośredni wpływają na lokalny wzrost temperatury. Jako że badane w tej pracy żyły (żyła odpiszczelowa i żyła odstrzałkowa) zlokalizowane są powierzchniowo, możliwym staje się bezpośrednie zobrazowanie zmian temperatury na powierzchni ciała pacjenta w przebiegu anatomicznym obu wspomnianych naczyń krwionośnych.

Ostatnią z teorii o których, należy wspomnieć podczas poszukiwania mechanizmów prowadzących do powstania CVI, jest teoria nadlepkości krwi. Głosi ona, że nadmiernie lepka krew powoduje zastoje i zwolnienie przepływu w naczyniu. Dodatkowo, istnieje ryzyko nadmiernego przenikania płynów z naczyń do tkanek. Sytuacja ta może doprowadzić do powstania mikrozakrzepów, skutkując tym samym powstaniem zmian w funkcji naczyń włosowatych, prowadząc do niedotlenienia i uszkodzeń tkanek. Stopniowo rozwijające się zaburzenia mikrokrążenia powodują zmiany w układzie limfatycznym, co po przekroczeniu granicy drenażu limfatycznego, prowadzi do zalegania płynu tkankowego, a w konsekwencji do obrzęku. Do przyczyn nadmiernej lepkości krwi zalicza się zmiany ilościowe i jakościowe w jej składzie.





**Rysunek 11 Hipoteza uwięzienia leukocytów [45]**

Należy wspomnieć, że wszelkie rozważania, prowadzące do poznania przyczyny powstania przewlekłej niewydolności żyłnej są wciąż niedoskonałe. W dalszym ciągu naukowcy na całym świecie prowadzą badania, które powodują jeszcze lepsze poznanie skomplikowanych mechanizmów wpływających na rozwój przewlekłej niewydolności żyłnej.

Między innymi dlatego też w niniejszej pracy podjęto próbę oceny zmian temperatury jako pośredniego czynnika związanego z opisanymi procesami.

### 3.2.4. Klasyfikacja CEAP

W 1994 roku, w oparciu o pracę Society for Vascular Surgery oraz International Society for Cardiovascular Surgery, w Stanach Zjednoczonych, ustalono jednolity system klasyfikacji, pozwalający na jednoznaczne opisanie stanu zaawansowania przewlekłej niewydolności żyłnej dla każdego chorego. System ten nazwano klasyfikacją CEAP i stosuje się go z powodzeniem do dziś na całym świecie. Akronim CEAP powstał od rozwinięcia kategorii oceny choroby: C – objawy kliniczne (C - clinical), E- podłoże etiologiczne (E - etiological), A- anatomia (A – anatomical distributions) oraz P - procesy patofizjologiczne (P- pathophysiological conditions).

Celem klasyfikacji CEAP jest precyzyjny opis stanu pacjenta przed, w trakcie i po podjęciu leczenia, a także w trakcie prowadzonych po latach wizyt kontrolnych. System ten jest jasny dla lekarzy pracujących w różnych miejscach na świecie i zapewnia całkowite ujednoczenie opisu, niezależnie od miejsca przebywania pacjenta. Klasyfikacja opisująca występujące zmiany kliniczne (C) prezentuje się następująco:

- C-0 – brak widocznych zmian skórnych
- C-1 – występowanie teleangiektazji. W tej grupie zmiany stanowią jedynie problem estetyczny, a nie zdrowotny.
- C-2 – żylaki położone podskórnio, posiadającą większą średnicę. Najczęściej zlokalizowane są wzdłuż przebiegu żyły odpiszczelowej lub wzdłuż żyły odstrzałkowej.
- C-3 – obrzęki kończyn o charakterze „grawitacyjnym” – narastają w pozycji stojącej z opuszczonymi nogami oraz nasilają się wieczorem. Najczęściej obejmują stopy oraz okolice kostek.
- C-4 – przebarwienia skóry oraz występowanie zmian wypryskowych. Przebarwienia występują na skutek odkładania się hemosydera w skórze i tkankach podskórnych w czasie trwania stanu zapalnego, po którego ustąpieniu dochodzi do zwłóknienia tkanek.
- C-5 – zagojone owrzodzenia. Skóra chorego często wykazuje zmniejszoną pigmentację.
- C-6 – czynne owrzodzenia. Dodatkowo zauważalne są zmiany wsteczne skóry, takie jak stan zapalny, wyprysk lub zanik białej.

Klasyfikacja etiologiczna (E) opisuje trzy kategorie: E-c – czyli zmiany wrodzone, stwierdzone od urodzenia, E-p - zmiany pierwotne o nieustalonej przyczynie oraz E-s – czyli zmiany nabyte.

Klasyfikacja anatomiczna (A) opisuje 18 precyzyjnie opisanych umiejscowień (od A-1 do A -18), dotyczącą układu powierzchniowego, głębokiego oraz żył przesywających. Symbolem As opisane zostały wszystkie zmiany umiejscowione w układzie powierzchniowym:

- As-1 – żyły siatkowate i teleangiektazje.
- As-2 – żyła odpiszczelowa powyżej stawu kolanowego.

- As-3 – żyła odpiszczelowa poniżej stawu kolanowego.
- As-4 - żyła odstrzałkowa.
- As-5 – inne żyły powierzchowne.

Symbolem Ad opisano 11 obszarów umiejscowienia zmian chorobowym w układzie głębokim:

- Ad-6 – żyła główna dolna.
- Ad-7 – żyła biodrowa wspólna.
- Ad-8 – żyła biodrowa wewnętrzna.
- Ad-9 – żyłą biodrowa zewnętrzna.
- Ad-10 – inne żyły w obrębie miednicy.
- Ad-11 – żyła udowa wspólna,
- Ad-12 – żyła udowa głęboka,
- Ad-13 – żyła udowa powierzchowna.
- Ad-14 – żyła podkolanowa.
- Ad-15 – żyły goleni : piszczelowe tylne, przednie i strzałkowe.
- Ad-16 – żyły mięśniowe i śródmięśniowe.

Symbolem Ap oznaczono umiejscowienie niewydolnego obszaru żył przeszywających:

- Ap-17 – w obrębie uda,
- Ap-18 – w obrębie goleni.

Natomiast aspekt patofizjologiczny klasyfikacji (P) obejmuje trzy kategorie: P-r – refluks, P-o – niedrożność żył oraz P-or – czyli postaci mieszane.

### 3.2.5. Objawy kliniczne

Objawy zgłaszane przez pacjentów chorujących na przewlekłą niewydolność żylną w głównej mierze zależą od stopnia zaawansowania choroby oraz od jej anatomicznej lokalizacji. Uogólniając, głównymi objawami występującymi w przebiegu CVI są: problemy estetyczne, obrzęki, stany zapalne skóry i tkanki podskórnej, przebarwienia goleni, wtórne żylaki, świąd skóry, owrzodzenia i ból kończyny dolnej.

Większość chorujących, w początkowej fazie choroby, jako dolegliwości podaje uczucie ciężkości, zmęczenia i znużenia kończyn dolnych. Bóle kończyn mogą objawiać się jako mrowienie, miejscowe kłucie, czasami piekące i rozrywające uczucie, które jednak ulegają zmniejszeniu podczas ruchu (działania pompy mięśniowej) oraz przy uniesieniu kończyny w górę. Wraz z rozwojem choroby pojawia się obrzęk, który początkowo jest miękki, ale wraz z biegiem czasu twardnieje i nie zmniejsza się po uciśnięciu kończyny lub odpoczynku. Dodatkowo, na skórze pojawiają się nieestetyczne przebarwienia, powstałe w wyniku przechodzenia czerwonych krwinek przez uszkodzone drobne naczynia krwionośne. Hemoglobina pochodząca z erytrocytów odkłada się w skórze i tkance podskórnej. Obrzęki i zmiany zapalne tkanki podskórnej wpływają na wrażliwość skóry.

### **3.3. Diagnostyka przewlekłej niewydolności żylniej**

#### **3.3.1. USG Doppler**

Dynamiczny rozwój badań z zakresu ultrasonografii pozwolił na wytwarzanie coraz doskonalszych urządzeń medycznych, umożliwiających precyzyjne obrazowanie patologii żylniej i tętniczej. Dlatego też w ostatnich latach nastąpił przełom w nieinwazyjnej diagnostyce chorób układu naczyniowego. W wielu jednostkach chorobowych, w tym też w przewlekłej niewydolności żylniej, badanie ultrasonograficzne (w prezentacji B i duplex-doppler) zostało uznane za światowy „złoty standard” pozwalający potwierdzić rozpoznanie choroby.

Badanie ultrasonograficzne uznawane jest za precyzyjne, a czułość i swoistość tego badania w porównaniu z flebografią szacowana jest na poziomie 90 -95% . W literaturze często podkreśla się fakt zrewolucjonizowania chirurgii żyły odstrzałkowej dzięki ultrasonografii dopplerowskiej, z powodu występowania licznych odstępstw w jej przebiegu, które stawały się częstą przyczyną nawrotu choroby żylakowej [46].

Badanie Dopplerowskie wykorzystuje zjawisko zmiany częstotliwości fali akustycznej, która odbija się od ruchomego elementu np. elementu morfotycznego krwi, ruchomej

zastawki. W medycynie do oceny układu żylnego stosuje się fale o częstotliwości 4 – 10MHz [40]. Prezentacja B połączona z badaniem, dopplerowskim nosi nazwę badania duplex. Badanie to umożliwia ocenę rozmieszczenia anatomicznego w układzie żylnym, wykonanie pomiarów ściśle określonym obszarze naczynia krwionośnego, przy jednoczesnym zachowaniu niezbędnych dla zachowania wiarygodności badania warunków – dzięki temu możliwe staje się nieinwazyjna ocena drożności i wydajności zastawek.

Badanie dopplerowskie metodą fali ciągłej w ciągu ostatnich lat straciło na znaczeniu jako metoda o rozstrzygającym sensie diagnostycznym, w przeciwieństwie do badania metodą fali impulsowej [37].

W metodzie fali impulsowej fala która odbiła się od krwinek, a także od ścian naczynia powraca do nadajnika podczas przerwy w jego pracy. Dzięki znajomości danych takich jak znajomość kąta pomiędzy kierunkiem rozchodzenia się fali a osią naczynia krwionośnego, prędkość fali oraz czas w którym impuls przechodzi pomiędzy przednią i tylną ścianą naczynia, staje się możliwe oszacowanie jego średnicy. Przyjęto, że niedokładność tego pomiaru wynosi do 10% i jest ściśle związana z długością wysyłanych impulsów ultradźwiękowych. Prędkość przepływu danej warstwy krwi szacuje się na podstawie znajomości częstotliwości fali nadanej oraz odbitej. Dzięki temu, metoda fali impulsowej daje możliwość analizowania prędkości przepływu krwi w całym przekroju naczynia krwionośnego [64]. Głowica aparatu ultrasonograficznego, zwana sondą, wyposażona jest w jeden element piezoelektryczny. W całym cyklu pracy element ten nadaje impulsy, a następnie je odbiera, stając się jednocześnie emiterym i odbiornikiem ultradźwięków. Urządzenie skonstruowane zostało w taki sposób aby przekazywać jedynie sygnały pochodzące z tzw. bramki, wykorzystując jednocześnie zależności dotyczące głębokości na jakiej powstało echo oraz czasu powrotu z tej głębokości echa. Aby określić kierunek przepływu sygnał odbiorczy zostaje rozdzielony między dwoma kanałami. Kolejno, transformacja Fouriera pozwala na określenie rozkładu prędkości w bramce, a tym samym za zaprezentowanie go na ekranie monitora w sumy pojedynczych sygnałów o różnych natężeniach i częstotliwościach. Taką prezentację na monitorze urządzenia nazywamy postacią dopplerowską [64].

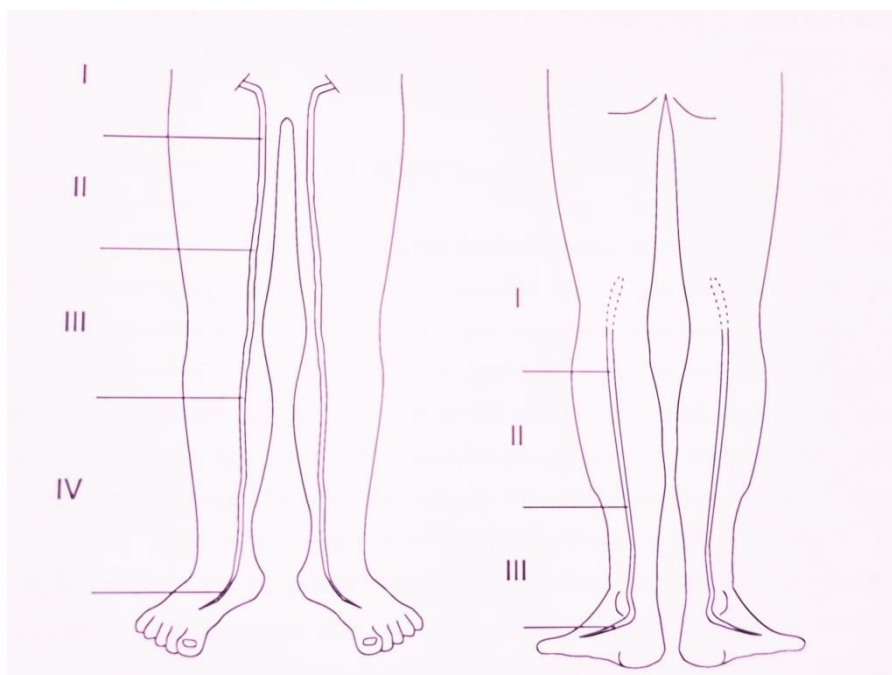
### **3.3.2. Kodowanie kolorem**

Rozwinięciem metody ultrasonograficznej w prezentacji B połączonej z badaniem dopplerowskim jest badanie dopplerowskie z kolorowym znakowaniem przepływu. W literaturze metoda ta nazywane jest również badaniem ultrasonograficzne z kodowaniem kolorem. Stosowanie tej metody umożliwia dokonania pomiaru na określonej powierzchni prezentacji B, dodatkowo przyporządkowując kierunkowi i prędkości przepływu krwi określony kolor. Dodatkowo, badanie ultrasonograficzne z kolorowym znakowaniem przepływu cechuje się dokładną oceną morfologii i ścian naczyń, wydolności zastawek, drożności pni żylnych, a także na określenie czasu trwania refluku wraz z jego stopniem.

### **3.3.3. Oceniane parametry**

Podczas badania ultrasonograficznego duplex, ocenie podlegają między innymi. Światło naczyń (jego kształt, średnica ujścia oraz szerokość), obrys ścian naczyń, podatność na ucisk, wydajność zastawek a także charakter przepływu krwi w naczyniu. Badanie pozwala również na precyzyjny opis stanu pacjenta przed, w trakcie i po podjęciu leczenia, a także w trakcie prowadzonych po latach wizyt kontrolnych oraz zaklasyfikowanie danego przypadku zgodnie z przyjętą skalą CEAP.

Badanie USG Duplex pozwala na precyzyjne oszacowanie refluku oraz określenie długości naczyń objętego niewydolnością. Zakres refluku w układzie powierzchniowym określa się w stopniach : dla żyły odstrzałkowej od I do III, a dla żyły odpiszczelowej od I do IV, w skali Hacha (Rys.12).



Rysunek 12 Zakres refluksu w układzie powierzchownym wg Hacha [40].

Ocenę przydatności zastosowania termografii jako nowej metody przesiewowej, a być może kiedyś diagnostycznej przewlekłej niewydolności żyłnej (CVI), postanowiono oprzeć na korelacji parametrów termowizyjnych z parametrami ultrasonograficznymi takimi jak: zakres refluksu, średni czas trwania refluksu żylnego oraz skala CEAP.

### 3.3.4. Ograniczenia metody

USG Duplex bez wątpienia jest niemal doskonałą metodą diagnostyczną CVI, jednak ma ona pewne ograniczenia. Badanie to może nie wykazywać wszystkich zmian patologicznych związanych z żyłami kończyn dolnych we wczesnych stadiach niewydolności żyłnej gdy chorobie towarzyszą zaburzenia dotyczące wyłącznie mikrokrążenia.

**Głównym celem niniejszej pracy jest:**

- próba możliwości zastosowania w medycynie fizykalnej nieinwazyjnych metod obrazowych, które mogłyby być stosowane w przesiewowych badaniach i diagnostyce przewlekłej niewydolności żylnej, niosąc nie tylko informacje jakościowe, ale przede wszystkim obiektywne, ilościowe w postaci parametrów termicznych skorelowanych z parametrami ultrasonograficznymi,
- próba korelacji parametrów ultrasonograficznych, obecnie stosowanych do oceny CVI, z parametrami termowizyjnymi oraz wyznaczenie istotnych statystycznie zależności między nimi,;



Niniejsza praca oparta została na wieloletniej współpracy Zakładu Fizyki Medycznej Uniwersytetu Śląskiego a obecnie Grupy Badawczej Inżynieria Biomedyczna z Katedrą Chorób Wewnętrznych i Medycyny Fizykalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Bytomiu.

Prowadzone badania zaowocowały opublikowaniem następujących prac z zakresu wykorzystania termografii w podczerwieni w diagnostyce przewlekłej niewydolności żylniej:

1. Cholewka A, **Kajewska J**, Kawecki M, Sieroń-Stołtny K, Stanek A. How to use thermal imaging in venous insufficiency? *J Therm Anal Calorim* 2017;130:1317–1326, IF = 2.251, pkt MEiN = 70 [65]
2. **Kajewska J**, Cholewka A, Pająk J, Sieroń K, Drzazga Z, Kawecki M, Stanek A. The thermal imaging parameters in correlation with USG duplex parameters used in chronic venous disease of lower extremities diagnosis. In 13th Quantitative Infrared Thermography Conference - Archives QIRT 2016, Gdańsk 4-8072016. 2016. p. 353–359 [66]
3. Cholewka A, Sieroń-Stołtny K, **Kajewska J**, Cholewka A, Drzazga Z, Stanek A. Thermal Diagnostics In Chronic Venous Disease, in Innovative Research in Thermal Imaging for Biology and Medicine, Ricardo Vardasca and Joaquim Gabriel Mendes, IGI Global, 2017, 34- 54, ISBN13: 9781522520726 [67]
4. **Kajewska J**, Stanek A, Sieroń K, Cholewka A. May thermal imaging be useful in early diagnosis of lower extremities chronic venous disease?, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, March 2023, *The Journal of Polish Society of Medical Physics* Vol 29, Issue 1 ISSN 1898-0309, doi: 10.2478/pjmpe-2023-0009, pkt. MEiN = 100 [68]

## IV. Materiał i metodyka

### 4.1. Charakterystyka grupy badawczej

Grupa badawcza obejmowała 85 osób (64 kobiety i 21 mężczyzn) z pierwotną przewlekłą niewydolnością żylną (grupa CVI) oraz 30 osób zdrowych (22 kobiety i 8 mężczyzn) (grupa kontrolna). Wszyscy zakwalifikowani pacjenci dobrowolnie podpisali pisemną zgodę na udział w badaniu oraz na formularzu diagnostycznym, a także zostali wcześniej poinformowani o planach i procedurach badania.

W celu potwierdzenia diagnozy, każdy z uczestników badania zarówno z grupy kontrolnej jak i z grupy CVI, został poddany badaniu ultrasonograficznemu Duplex. Badanie wykonane zostało przez lekarza angiologa. Do klasyfikacji zaburzeń żylnych zastosowano klasyfikację CEAP oraz parametry ultrasonograficzne takie jak: zakres refluksu i średni czas trwania refluksu żylnego.

Następnie pacjenci zakwalifikowani do grupy osób z potwierdzoną niewydolnością żylną oraz członkowie grupy kontrolnej, zostali poddani badaniu termowizyjnemu kończyny dolnej.

Zarówno badanie ultrasonograficzne jak i termowizyjne, przeprowadzono w Katedrze Chorób Wewnętrznych i Medycyny Fizykalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Bytomiu oraz w Niepublicznym Centrum Rehabilitacji w Koszęcinie.

Badania przeprowadzono zgodnie z Deklaracją Helsińską (1964), a jej protokół został zatwierdzony przez Lokalną Komisję Etyki Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach (zezwolenie nr: KNW/0022/KB1/102/16).

## **4.2. Aparatura pomiarowa**

### **4.2.1. Kamera termowizyjna FLIR SYSTEM E60**

Badania termowizyjne wykonane zostały kamerą termowizyjną E60 firmy FLIR Systems o czułości 0,05 K i rozdzielczości 320x240 pikseli. Obrazy termowizyjne poddano analizie za pomocą oprogramowania ThermaCAM TM Researcher Pro 2.8 SR-3, natomiast analiza statystyczna została przeprowadzona w programie Statistica.

### **4.2.2. USG Duplex**

Badanie ultrasonograficzne przeprowadzono przy użyciu aparatu ultrasonograficznego duplex LOGIQ 7; GE Healthcare z przetwornikiem liniowym 5–10 MHz. Zastosowanie wysokiej klasy aparatu USG pozwoliło na uzyskanie precyzyjnych i pewnych danych, które poddano analizie statystycznej w oprogramowaniu Statistica.

## **4.3. Metodyka pomiarów**

Uczestników poinformowano, aby nie palili papierosów oraz nie pili alkoholu lub gorących napojów przez co najmniej trzy godziny przed badaniem. Przestrzeganie tych zaleceń jest szczególnie ważne w badaniach medycznych, w tym termowizyjnych, ponieważ udowodniono, że wszystkie wyżej wymienione czynniki mają wpływ na układ krążenia, a tym samym na rozkład temperatury na powierzchni ciała pacjenta. Efekty działania tych czynników mogą być widoczne na obrazie termowizyjnym i mogą trwać od kilku minut do kilku godzin.

Badanie termowizyjne i ultrasonograficzne zostały wykonane tego samego dnia z zachowaniem tych samych warunków otoczenia t.j. w ustabilizowanej temperaturze otoczenia wynoszącej  $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$  i wilgotności 45-60%.

### 4.3.1 Badanie ultrasonograficzne Duplex

Pierwszym badaniem, któremu poddano pacjentów z grupy kontrolnej oraz grupy osób dotkniętych niewydolnością żylną, było badanie termowizyjne. Kolejno, przed przystąpieniem do badania ultrasonograficznego, lekarz dokonał oceny palpacyjnej oraz zebrał wywiad od każdego z uczestników badania.

Badanie ultrasonograficzne wykonuje się w pozycji stojącej, ponieważ pionizacja chorego pozwala na maksymalne wypełnienie żył, co przekłada się na możliwą identyfikację wszystkich naczyń układu powierzchniowego. Dodatkowo, w pozycji stojącej obserwuje się najefektywniejszą pracę zastawek, dzięki czemu łatwiej ocenić ewentualny refluks. Pozycja ta umożliwia lekarzowi łatwy dostęp zarówno do przodu jak i tyłu kończyny dolnej pacjenta. W czasie badania danej kończyny, należy przenieść ciężar ciała na drugą kończynę, w taki sposób aby maksymalnie odciążyc badaną. Badanie ultrasonograficzne polega na przyłożeniu do skóry pacjenta sondy pod kątem nie większym niż 60°, powyżej przebiegającego pnia żylnego. Badanie rozpoczyna się od proksymalnej części uda, a następnie badaniu podlegają dystalne części kończyny. Głowica aparatu prowadzona jest w płaszczyźnie poprzecznej i podłużnej naczynia.

Podczas oceny wydolności zastawek, lekarz wykonuje ucisk dystalny poniżej miejsca przyłożenia głowicy. Po uciśnięciu, a następnie szybkim zwolnieniu ucisku, w warunkach fizjologicznych, nastąpi gwałtowne, chwilowe zwiększenie prędkości przepływu krwi w kierunku dogłowym. Po zwolnieniu ucisku, prędkość przepływu spada oraz pojawia się chwilowy przepływ wsteczny, o krótkim czasie trwania. Refluks zdefiniowano jako przepływ w kierunku odwrotnym do przepływu fizjologicznego o czasie trwania dłuższym niż 0,5 sekundy po manewrach prowokacyjnych (manewr ściskania i uwalniania z lub bez manewru Valsalvy). Dla żyły odpiszczelowej refluks oceniano według klasyfikacji Hacha [71, 72, 73].

Parametry diagnostyczne otrzymywane z badania ultrasonograficznego poddawane próbie korelacji z parametrami temperaturowymi otrzymanymi z termogramów to:

- czas refluksu czyli czas wstecznego przepływu krwi przez naczynie, wyrażany w [s];
- zakres refluksu – określany w stopniach: dla żyły odstrzałkowej od I do III, a dla żyły odpiszczelowej od I do IV;
- stopień zaawansowania choroby w klasyfikacji CEAP – opis zaawansowania choroby, ujęty ustandaryzowaną, międzynarodową klasyfikacją.

### **4.3.2. Badanie termowizyjne**

W celu zachowania rzetelności, powtarzalności oraz właściwej interpretacji wyników badania, podczas przeprowadzania obrazowania termicznego ciała pacjentów należy zachować odpowiednie standardy.

Obrazowanie termowizyjne poprzedzone zostaje odpowiednim przygotowaniem pacjenta do badania. Pacjenci oraz ochotnicy z grupy kontrolnej zostali poinformowani o nie zażywaniu leków przeciwbólowych lub przeciwgorączkowych w ciągu doby poprzedzającej badanie, nie przyjmowania antybiotyków w ciągu tygodnia poprzedzającego badanie. Dodatkowo, uczestnicy zostali poproszeni o nie spożycia alkoholu, nikotyny i innych używek w przeciągu 24h przed badaniem. Każdy z ochotników potwierdził stosowanie się do powyższych zaleceń, wypełniając ankietę testową. Grupa badawcza składała się tylko i wyłącznie z osób, które stosowały się do powyższych wytycznych.

Badanie termowizyjne zostało wykonane tego samego dnia co badanie ultrasonograficzne, z zachowaniem tych samych warunków otoczenia, przy czym badanie termowizyjne wykonywano jako pierwsze. W pomieszczeniu przeznaczonym do wykonania badania panowała stała ustabilizowana temperatura otoczenia wynosząca  $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$  oraz wilgotność wynosząca  $46,5 \pm 4,1 \%$ . Pomiary przeprowadzono w Katedrze Chorób Wewnętrznych i Medycyny Fizykalnej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Bytomiu oraz w Niepublicznym Centrum Rehabilitacji w Koszęcinie.

Każdorazowo pacjenci oraz ochotnicy z grupy kontrolnej zostali poddani 25 minutowemu procesowi adaptacyjnemu do temperatury otoczenia. Zgodnie z wytycznymi diagnostyki termowizyjnej stosowanej w medycynie, ochotnicy przebywali w spoczynku, z odkrytymi partiami ciała podlegającymi badaniu [74,75]. W praktyce, pacjenci zostali poproszeni o zdjęcie odzieży z kończyn dolnych oraz o pozostanie w białym i utrzymywaniu pozycji stojącej, z lekkim rozkrokiem oraz rękami opartymi o biodra. Taka pozycja pozwalała na odseparowanie od siebie ud pacjenta.

Podczas badania wyznaczono stałą odległość kamery termowizyjnej od pacjenta, która uzależniona była od wielkości kończyny dolnej badanego i wynosiła  $1,4 \pm 0,1$  m.

Pomiary termowizyjne wykonano przy pomocy kamery termowizyjnej FLIR Systems o rozdzielczości 320x240 pikseli i czułości 0,05 K .

### **4.3.3. Proponowane metody analizy wyników**

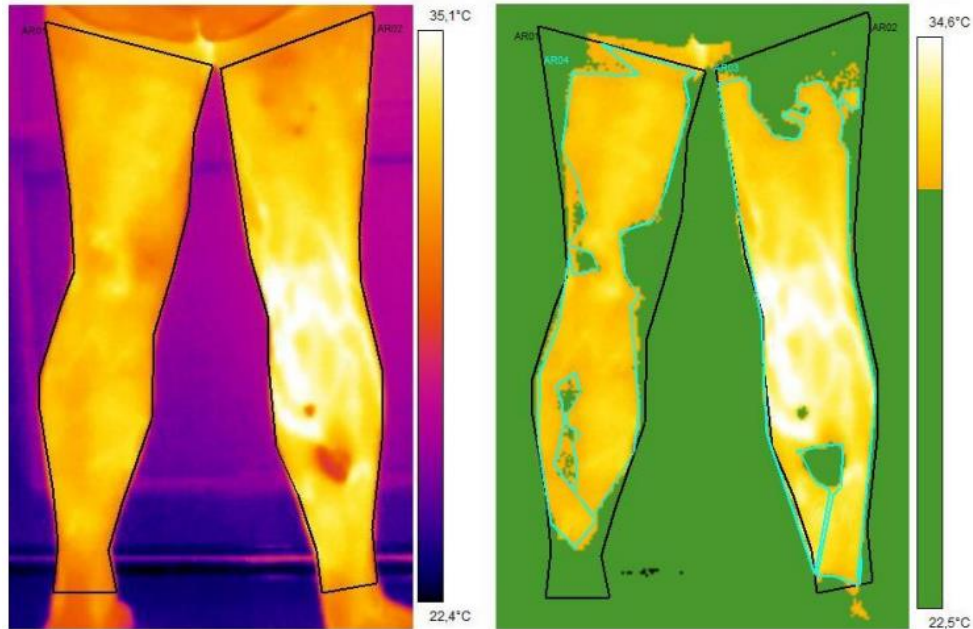
Analizę i próbę korelacji danych termicznych z parametrami ultrasonograficznymi przeprowadzono trzema autorskimi metodami.

#### **4.3.3.1. Metoda I**

Metoda I polega na zobrazowaniu termicznemu kończyn dolnych pacjenta z obu stron (przednia oraz tylna powierzchnia kończyny dolnej). Na podstawie tych dwóch termogramów obliczono średnią temperaturę dla każdej z kończyn pacjenta z osobna – określono średnią temperaturę dla kończyny dolnej lewej oraz prawej.

Kolejno, w Metodzie I wyznaczono izotermę dla każdej z kończyn dolnych pacjenta, wykorzystując średnią temperaturę danej kończyny jako punkt odcięcia, czyli obliczoną wartość temperatury uznano za wartość progową izotermi. W praktyce oznacza to, że na termogramach kończyn dolnych pacjenta zostaną pominięte obszary o temperaturze niższej niż średnia temperatura danej kończyny pacjenta. Każda temperatura kończyny dolnej powyżej średniej temperatury całkowitej kończyny została uwzględniona w izotermie pokazanej na termogramach.

Takie izotermiczne obszary mogą reprezentować patologicznie zmienione tkanki i wskazywać na stan zapalny lub nieprawidłowe funkcjonowanie żył [65]. Rysunek 13 przedstawia analizę według Metody I.



**Rysunek 13** Po lewej: obraz termiczny pacjenta z zaznaczonym obszarem kończyny. Po prawej: obraz termowizyjny z izotermicznymi obszarami kończyny tego samego pacjenta po analizie wg Metody I.

Obszary wyznaczone zgodnie z założeniami Metody I, posłużyły do oceny średniej temperatury oraz procentowego stosunku między izotermą, a obszarami całej kończyny według następujących wzorów:

$$T_{\text{średnia}_{\text{zmiany}}(i)} = \sum_{i=1}^n \frac{T_{\text{średnia}_{\text{zmiany}}(i)}}{n} \text{ [}^\circ\text{C]} \quad (5.1)$$

gdzie:  $\Sigma$  – suma,  $n$  – liczba pikseli,  $T_{\text{średnia}_{\text{zmiany}}(i)}$  – średnia temperatura zmiany dla przypadków

$$A = \frac{\text{Area CVI}}{\text{Area}} \cdot 100\% \quad (5.2)$$

gdzie:  $A$  – wyrażony w procentach stosunek powierzchni objętej zmianą do powierzchni całej kończyny [%],  $\text{Area CVI}$  – pole powierzchni kończyny dla obszaru odciętego przez izotermę wyznaczone na podstawie obrazowania termicznego [piksel],  $\text{Area}$  – pole powierzchni kończyny [piksel].

#### 4.3.3.2. Metoda II

Metoda II polega na zobrazowaniu termicznemu kończyn dolnych pacjenta z obu stron (przednia oraz tylna powierzchnia kończyny dolnej). W Metodzie II wyznaczono obszary izotermi na powierzchni kończyn dolnych, wykorzystując średnią temperaturę kończyn dolnych z całej grupy kontrolnej.

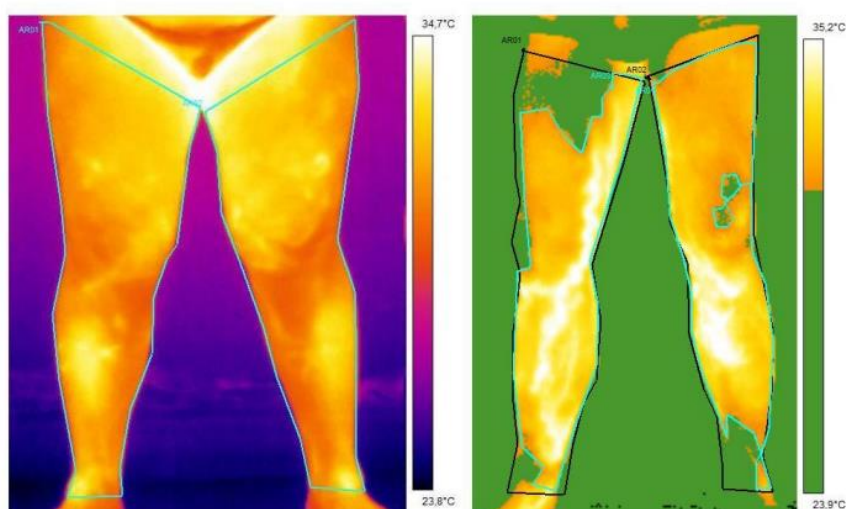
Średnią temperaturę kończyn pacjentów z grupy kontrolnej określono na podstawie dwóch termogramów: powierzchni kończyny widocznej z przodu i powierzchni kończyn widocznej z tyłu. Na podstawie tych dwóch termogramów obliczono średnią temperaturę dla każdej z kończyn pacjentów z grupy kontrolnej z osobna – wyznaczono średnią temperaturę dla prawej i lewej kończyny dolnej z grupy kontrolnej, wynoszącą kolejno: 31.3°C oraz 31.2°C.

Za próg temperatury przyjęto temperaturę wyższą od średniej temperatury powierzchni kończyn ochotników z grupy kontrolnej, a obszar izotermi oznaczono odpowiednimi termogramami. W praktyce oznacza to, że na kończynach dolnych pacjenta zostały pominięte wszystkie obszary o temperaturze niższej niż średnia temperatura kończyn pacjentów z grupy kontrolnej.

Uzyskane w ten sposób powierzchnie posłużyły do oszacowania stosunku pola izotermi do pola całej kończyny, ale temperaturę progową uzyskano od osób zdrowych, w przeciwieństwie do Metody I, w której wykorzystywano średnią temperaturę powierzchni kończyny danego pacjenta.

Zastosowanie Metody II umożliwia precyzyjne określenie obszaru żyły zmienionej chorobowo, a tym samym pozwala na dokładniejsze określenie obszaru o podwyższonej temperaturze względem osób zdrowych. Rysunek 14 przedstawia analizę według Metody II.





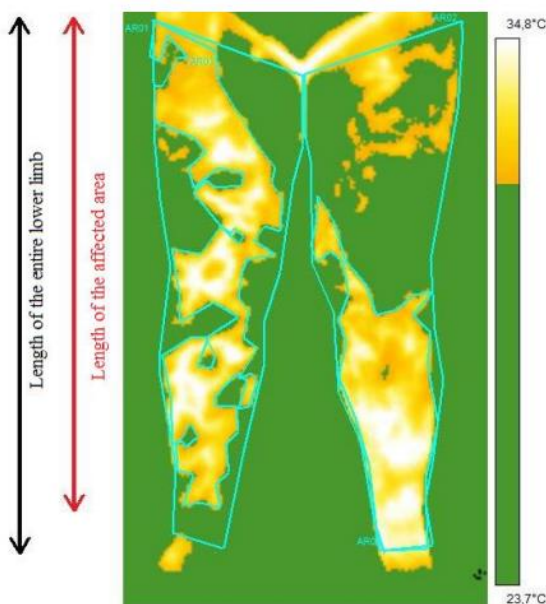
**Rysunek 14 Z lewej: Obraz termiczny kończyn dolnych pacjenta z grupy kontrolnej (średnia temperatura kończyny 31.3 °C). Z prawej : Obraz termiczny pokazujący obszar izotermi wyznaczony Metodą II**

#### 4.3.3.3. Metoda III

Metoda III opiera się na wykorzystaniu oprogramowania ImageJ, które umożliwia w sposób precyzyjny obróbkę obrazów termowizyjnych. Jedną z funkcji oprogramowania wykorzystywaną w tej metodzie, jest opcja pomiaru długości odcinka charakteryzującego się wyższą lub niższą temperaturą. W sposobie analizy Metody III, długość chorego obszaru określano analogicznie jak w Metodzie I, a następnie obliczono stosunek długości zmiany do długości całej kończyny.

W praktyce, na otrzymanych termogramy kończyny dolnej pacjenta (powierzchnie przednie i tylne kończyn dolnych) ustalono wartość progową izotermi na poziomie średniej temperatury kończyny dla danego pacjenta. Następnie, w oprogramowaniu, dokonano pomiaru długości kończyny prawej oraz lewej każdego z pacjentów, a także długości zmian widocznych na termogramie w anatomicznym przebiegu żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej. Na podstawie tak określonych pomiarów kończyny oraz zmiany chorobowej widocznej na termogramie, określono stosunek długości patologicznie zmienionej żyły do długości całej kończyny.

Rysunek 15 przedstawia analizę według Metody III.



**Rysunek 15** Obraz termiczny kończyn dolnych pacjenta z rozpoznaną przewlekłą niewydolnością żylną oraz proponowany sposób obliczenia stosunku długości chorego obszaru do długości całej kończyny. Analiza została przeprowadzona metodą III

#### 4.3.4. Termowizyjne parametry poddawane korelacji

Termowizyjne parametry, poddawane próbie korelacji z metodą ultrasonograficzną to:

- $T_{\text{średnia}}$  kończyny – średnia temperatura kończyny dolnej wyznaczona na podstawie obrazowania termicznego;
- parametry termiczne wyznaczone przy zastosowaniu Metody I:

- $T_{\text{średnia}}$  CVI, (Metoda I) – średnia temperatura obszaru wyznaczonego na podstawie Metody I.

- $\Delta T$  MI – różnica temperatur między średnią temperaturą kończyny pacjenta a średnią temperaturą zmiany, wyznaczoną na obrazie termowizyjnym Metodą I.

-Area [%] - wyrażony w procentach stosunek powierzchni objętej zmianą do powierzchni całej kończyny wyliczony zgodnie z założeniami Metody I

- parametry termiczne wyznaczone przy zastosowaniu Metody II:

- $T_{\text{średnia}}$  CVI, (Metoda II) - średnia temperatura obszaru wyznaczonego na podstawie Metody II,

- $\Delta T$  MII – różnica temperatur między średnią temperaturą kończyny pacjenta a średnią temperaturą zmiany, wyznaczoną na obrazie termowizyjnym Metodą II.

-Area [%] - wyrażony w procentach stosunek powierzchni objętej zmianą (scharakteryzowaną wyższą niż próg izotermy temperaturą) do powierzchni całej kończyny wyliczony zgodnie z założeniami Metody II.

- parametry termiczne wyznaczone przy zastosowaniu Metody III:

- zakres termiczny - wyrażony w procentach, stosunek wymiaru podłużnego (wzdłuż kończyny) obszaru kończyny objętego zmianą chorobową obserwowaną na termogramie (zdefiniowaną jako obszar o temperaturze wyższej niż średnia temperatura kończyny badanego) w stosunku do długości całej obrazowanej kończyny dolnej pacjenta.

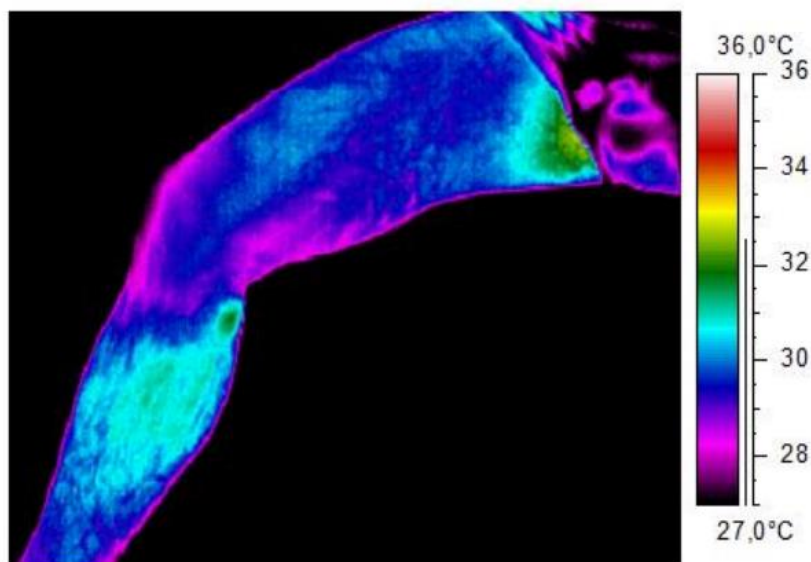
- Area % - stosunek obszaru definiującego na obrazie termicznym zmienioną chorobowo żyłę/tkanki, wyznaczony na podstawie analizy Metodą III, do długości całej kończyny dolnej pacjenta.

## V. Wyniki i wnioski

### 5.1. Wyniki

Temperatura skóry zależy nie tylko od metabolizmu znajdujących się pod nią tkanek, ale także od ukrwienia, lokalnego przepływu krwi i jej zmian. Ponieważ wszystkie te procesy wpływają na rozkład temperatury na powierzchni ciała i zmiany emitowanego promieniowania podczerwonego, zastosowanie metody termowizyjnej w diagnostyce chorób żył wydaje się być bardzo obiecujące.

Obraz termiczny reprezentatywnego ochotnika z grupy kontrolnej przedstawiono na rycinie 16. której towarzyszy tabela ze średnimi temperaturami kończyn dolnych wszystkich ochotników z grupy kontrolnej (Tab. I). Kończyny dolne grupy kontrolnej charakteryzują się względnie stałym rozkładem temperatury na całej powierzchni. W anatomicznym przebiegu żył powierzchownych nie zaobserwowano przypadków podwyższonej temperatury. Średnia temperatura kończyny osoby kontrolnej wynosiła 31,3 °C.



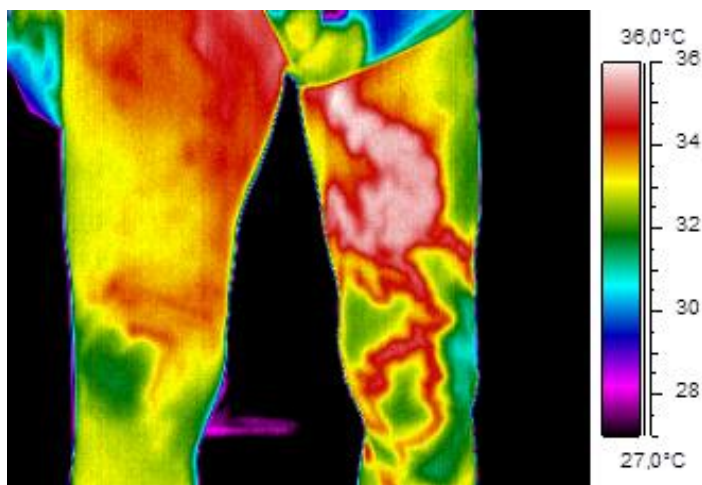
Rysunek 16 Przykładowy termogram kończyny dolnej ochotnika z grupy kontrolnej [76].

Tabela I Średnia temperatura kończyny dolnej pochodząca z grupy kontrolnej [68].

Numer ochotnika	T średnia całej kończyny dolnej (Area K) [°C]
1	31,1
2	31,5
3	32,4
4	32,6
5	31,7
6	31,8
7	31,6
8	31,6
9	30,4
10	30,5
11	31,4
12	31,6
13	32,0
14	31,6
15	31,0
16	32,2
17	29,9
18	30,2
19	30,4
20	30,7
21	31,1
22	31,1
23	32,2
24	32,0
25	31,1
26	31,6
27	30,5
28	30,7
29	30,6
30	30,9

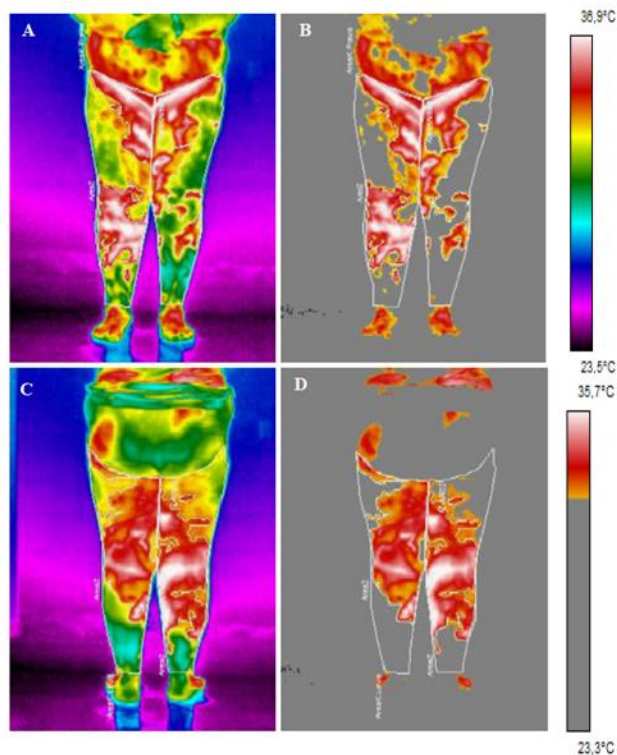
Jak wspomniano Rys. 16 przedstawia przykładowy obraz termowizyjny otrzymany dla pacjentów z grupy kontrolnej. Rysunek 17 przedstawia natomiast przykładowego pacjenta z niewydolnością żyły odpiszczelowej i stanem zapalnym otaczających tkanek miękkich. Łatwo dostrzec obszary charakteryzujące się wyższą temperaturą, ze względu na zmiany chorobowe – stany zapalne związane z niewydolnością żył. Obszary te pokrywają się z anatomicznym przebiegiem żyły pacjenta. Co najmniej kilka czynników może przyczyniać się do niewydolności żylniej, z których najważniejsze to czynniki genetyczne, czynniki hormonalne, ciąża, wiek, płeć żeńska i niski poziom aktywności fizycznej. Dodatkowo chorobę pogarsza osłabienie ścian naczyń

i nieprawidłowa pompa mięśniowa. Jednak głównym czynnikiem przyczyniającym się do rozwoju CVI jest nadciśnienie żyłne, spowodowane przede wszystkim refluksem prowadzące do zmian patologicznych [68].

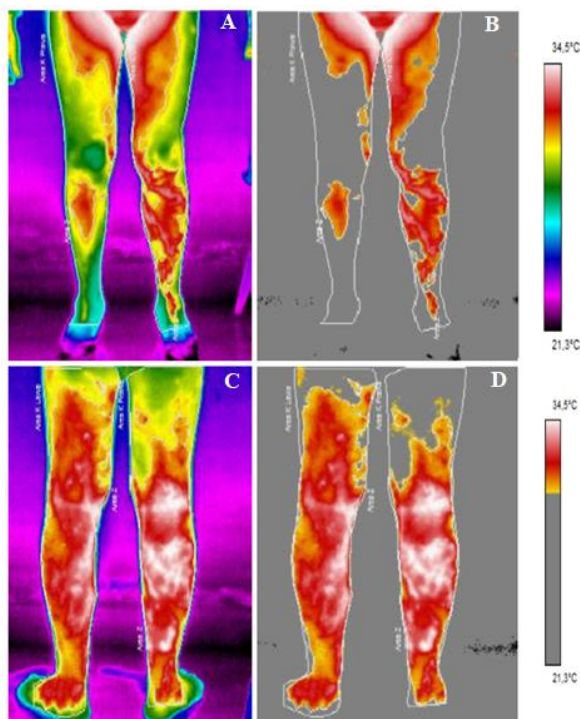


**Rysunek 17** Termogram wewnętrznych części kończyn pacjenta z przewlekłą niewydolnością żyły odpiszczelowej kończyny dolnej lewej [76].

Temperatura skóry jest wskaźnikiem wymiany ciepła między tkankami wewnętrznymi a środowiskiem, w którym znajduje się organizm. Powstała mapa temperatury może pośrednio pokazać zmiany metabolizmu tkankowego w postaci różnicowania gradientu temperatury. Na Rys.18 - 21 przedstawiono termogramy reprezentatywnych kończyn pacjenta w widoku przednim i tylnym. Ponadto na rysunkach przedstawiono termogramy po odjęciu obszarów charakteryzujących się temperaturą niższą niż próg izotermii, liczonych odpowiednio Metodą I i II, a także przy zastosowaniu Metody III.



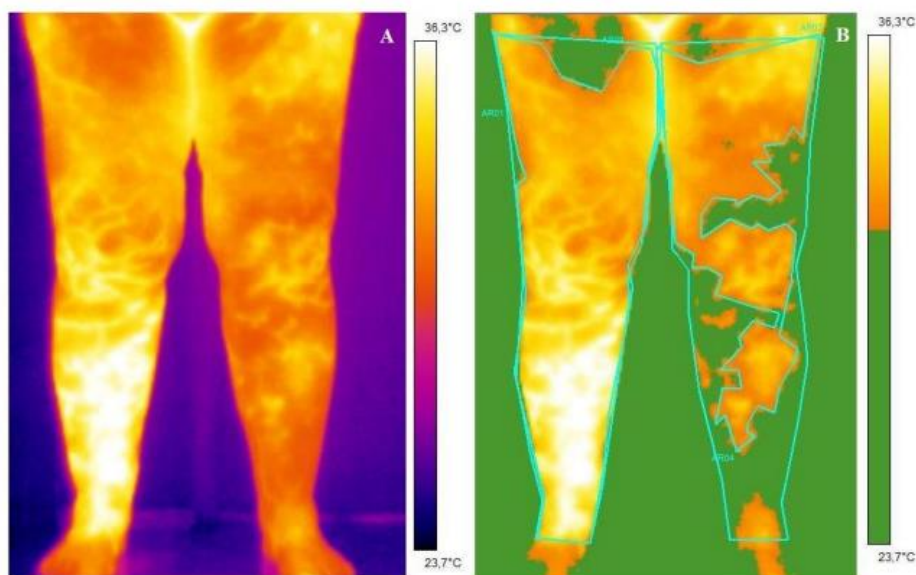
**Rysunek 18** Termogramy powierzchni przedniej (A) i tylnej (B) kończyny dolnej pacjenta przed przeprowadzeniem analizy Metodą I. Termogramy B i D, reprezentują kończynę dolną pacjenta (strona przednia i tylna) po zastosowaniu założeń Metody I [68].



**Rysunek 19** Termogramy przedniego i tylnego obszaru kończyn dolnych pacjentów z wybranym obszarem charakteryzującym się podwyższoną temperaturą (A i C). Termogramy przedniego i tylnego obszaru kończyn dolnych pacjentów ukazujące interesujący obszar po odjęciu izotermy zgodnie z założeniami Metody II( B i D) [68].

Obszary charakteryzujące się wyższą temperaturą można łatwo dostrzec na termogramach wykonanych obiema metodami analizy (Rys. 18 i Rys.19). Jednak termogramy z obszarami izoterm zaznaczonymi na kończynach dolnych za pomocą średniej temperatury całej kończyny dolnej zdrowych ochotników wydają się być inne i nieco większe niż uzyskane według Metody I.

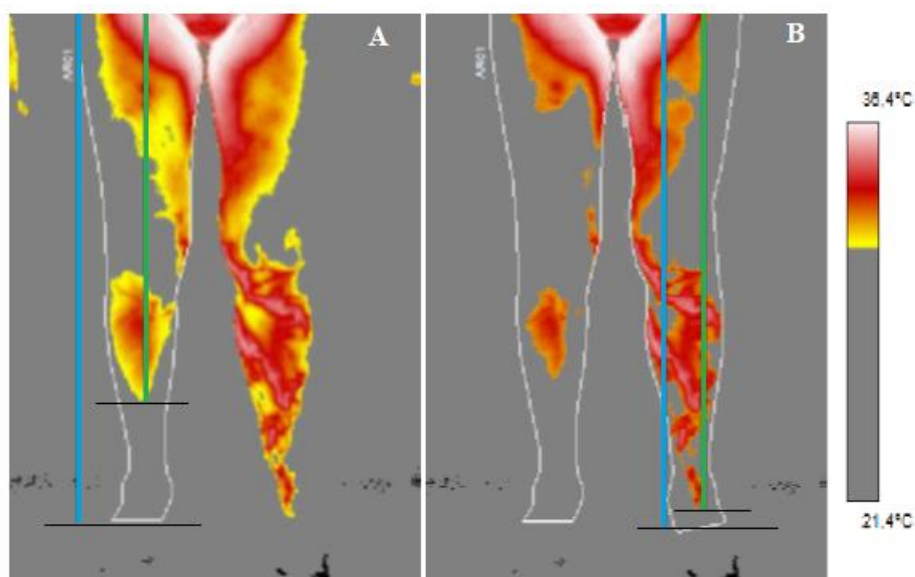
Niemniej jednak, obszary uzyskane tymi dwoma sposobami analizy mogą pomóc w opisie obszaru patologicznie zmienionych żył i zilustrować zakres stanu zapalnego występującego w tkankach miękkich. Termogramy przedstawione na Rysunku 19, ukazują przedłużone obszary zlokalizowane głównie na lewym ciasnym zakończeniu w pobliżu kostki oraz łydce w widoku z przodu i na obu podudziach w widoku z tyłu. Taka mapa termiczna może być skorelowana z niewydolnością żyły odpiszczelowej i stanem zapalnym otaczającej ją tkanki miękkiej.



**Rysunek 20** Reprezentatywne obrazy termalne pacjenta z rozpoznaną CVI. A- obraz termiczny przed przetwarzaniem danych; B - obraz termiczny po analizie Metodą II [68].

Analizując powyższe termogramy (Rys. 17 do Rys. 20) łatwo zauważyć obszary charakteryzujące się wyższą temperaturą, precyzyjnie podążające za anatomicznym przebiegiem żył powierzchownych. Obszary te odzwierciedlają zmiany zapalne i przemiany materii związane z zaburzeniami żylnymi. Wzrost temperatury może być związany z zastojem krwi lub nieprawidłowym działaniem zastawek żylnych. Procesy te mogą prowadzić do deformacji żył i stanów zapalnych w otaczających tkankach miękkich.



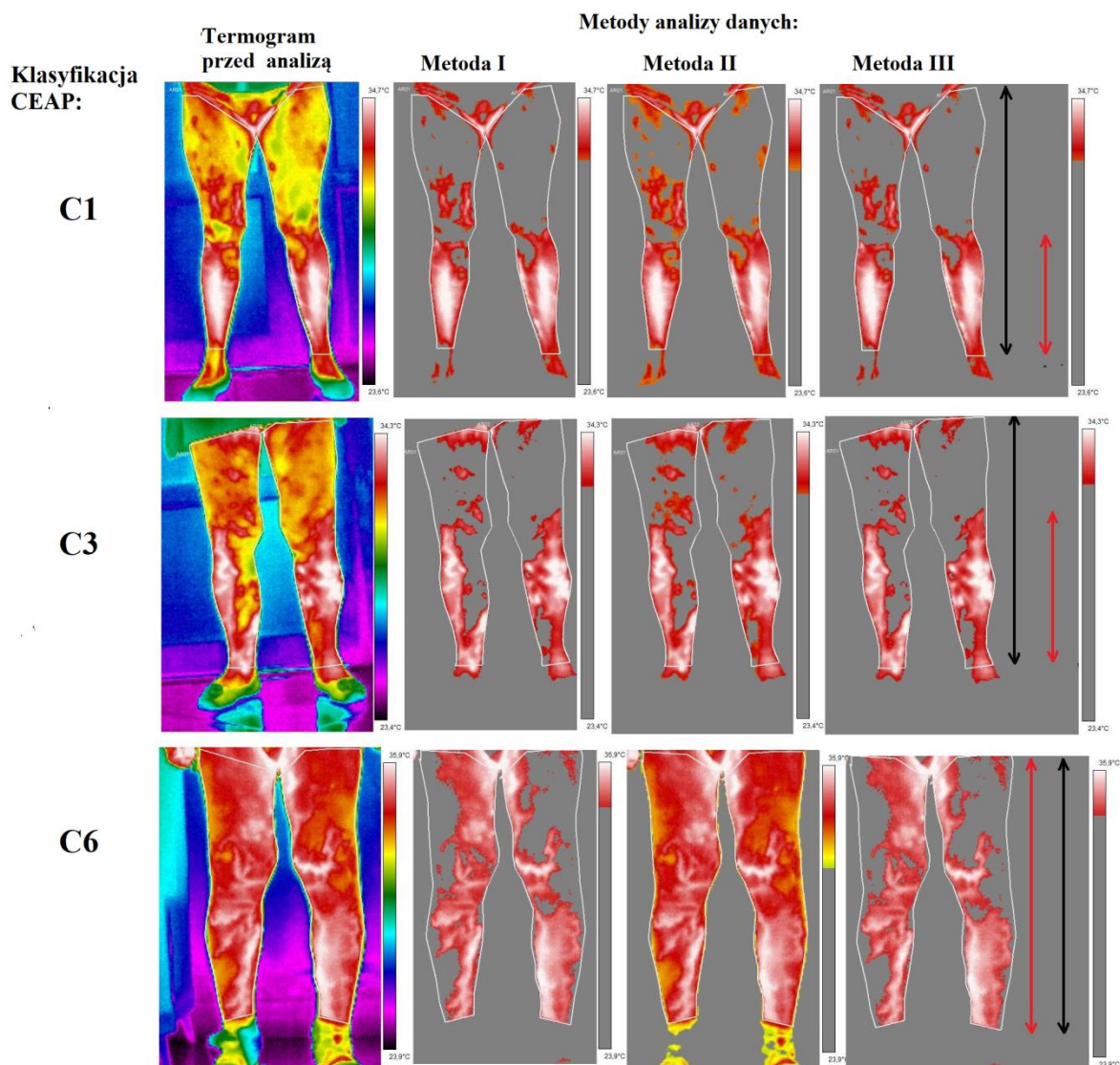


**Rysunek 21** Termogramy przedniej okolicy kończyny: lewej i prawej pacjentów, po dokonaniu analizy Metodą III. Kolorem zielonym zaznaczono obszar objęty CVI, a kolorem niebieskim – długość całej kończyny. Ukazano stosunek długości zmiany chorobowej do długości całej kończyny [68].

Termogram ukazany na Rys. 21 prezentuje termogramy kończyn dolnych pacjenta po przeprowadzeniu analizy Metodą III. Wydaje się, że otrzymane podczas analizy obszary pozwalają na uwidocznienie nie tylko samego obszaru zmienionej chorobowo żyły odpiszczelowej, ale również określenie długości tego obszaru w stosunku do długości całej kończyny. Na termogramie oznaczonym literą B ( Rys.21) obserwuje się obszar o wyższej temperaturze niż średnia temperatura kończyny badanego pacjenta, który pośrednio może wskazywać na niewydolność żyły niemal na całej jej długości, podczas gdy w części A tego termogramu, obszar ten jest znacznie krótszy. Wydaje się to szczególnie interesujące w kontekście próby korelacji parametrów termicznych z klasyfikacją CEAP lub skalą refluksu, ponieważ obie wspomniane parametry ściśle wiążą się z obszarem lub długością żyły na której występuje niewydolność żylna w trakcie przebiegu CVI.

Dla lepszego zobrazowania różnic pomiędzy proponowanymi metodami kalkulacji termicznej CVI, wyniki analizy termicznej przedstawiono dla trzech reprezentatywnych pacjentów z rozpoznaniem zależnym od skali CEAP (Rys. 22). Łatwo zauważyć różnice pomiędzy obszarami izoterm dla każdego obrazu termowizyjnego, którego obszar bezpośrednio wiąże się ze sposobem obliczeń proponowanym w danej metodzie. Największa rozbieżności pomiędzy obszarami izotermi występuje pomiędzy

pacjentami zaklasyfikowanymi do grupy C1 oraz C6, co zdaje się potwierdzać ideę przedstawionych badań.



**Rysunek 22** Termogramy ukazujące różnicę między proponowanymi sposobami analizy wyników, w zależności od stopnia zaawansowania choroby określonej zgodnie z klasyfikacją CEAP. Łatwo zauważyć, że wraz ze wzrostem zaawansowania choroby (klasyfikacja CEAP), tym większy obszar kończyny dolnej charakteryzuje się wyższą temperaturą oraz innym obszarem objętym izotermą. Linia czarną zaznaczono długość łąki kończyny, natomiast linią czerwoną obszar objęty CVI.

Tabela II przedstawia przykładowe parametry termiczne pochodzące z obrazów termicznych kończyn dolnych pacjentów (uzyskane po zastosowaniu analiz zgodnie z Metodą I, Metodą II oraz Metodą III) i parametrów diagnozy ultradźwiękowej, w tym skali CEAP, uzyskanej dla wszystkich pacjentów badanych z przewlekłą chorobą żylną.

**Tabela II Przykładowe parametry termiczne pochodzące z obrazów termicznych kończyn dolnych pacjentów (uzyskane po zastosowaniu analiz zgodnie z Metodą I, Metodą II oraz Metodą III) i parametrów diagnozy ultradźwiękowej uzyskanej dla pacjentów badanych z przewlekłą niewydolnością żylną [68].**

Lp.	Czas trwania refluksu [s]	Zakres refluksu	T <sub>średnia</sub> kończyny [°C]	Method I			Method II			Method III		Klasyfikacja CEAP
				T <sub>średnia</sub> CVI [°C]	ΔT MI [°C]	Area [%]	T <sub>średnia</sub> CVI [°C]	ΔT1 MII [°C]	Area [%]	Zakres termiczny	Area [%]	
1	1,0	2	31,3	32,0	0,7	58,0	32,0	0,70	58,0	0,60	58,0	C6
2	7,0	3	31,5	32,2	0,7	66,0	32,2	0,70	66,0	0,83	66,0	C6
3	4,0	3	32,9	34,6	1,7	34,0	33,1	0,20	91,0	0,98	34,0	C3
4	3,0	4	32,8	33,7	0,9	54,0	33,0	0,20	98,0	0,99	54,0	C3
5	4,0	2	31,9	32,8	0,9	49,0	32,7	0,80	89,0	0,83	49,0	C1
6	3,0	3	32,5	33,2	0,7	86,0	33,1	0,60	98,0	0,99	86,0	C2
7	1,0	3	34,1	34,5	0,4	65,0	34,2	0,10	93,0	1,00	65,0	C6
8	1,0	3	34,2	34,7	0,5	79,0	34,4	2,00	1,0	1,00	79,0	C6
9	1,5	3	31,3	32,2	0,9	49,7	32,1	0,83	51,8	1,00	49,7	C6
10	1,0	3	31,9	32,9	1,0	47,0	32,5	1,10	68,0	1,00	47,0	C6
11	0,0	0	32,7	33,3	0,6	47,0	32,8	1,53	90,0	0,89	47,0	C1
12	0,0	0	32,8	33,7	0,9	43,0	33,1	1,83	89,0	0,76	43,0	C1
13	1,5	2	32,0	33,0	1,0	54,0	32,7	1,43	70,0	0,73	54,0	C2
14	1,5	2	31,5	32,1	0,6	33,0	32,4	1,13	36,0	0,68	33,0	C2
15	0,0	0	32,2	33,4	1,2	29,0	32,7	1,43	78,0	0,54	29,0	C1
16	1,5	4	34,0	35,0	1,0	52,0	34,2	2,93	95,0	0,64	52,0	C3
17	1,5	2	31,0	31,7	0,7	35,0	31,7	0,43	33,0	0,64	35,0	C2
18	0,0	0	31,2	32,1	0,9	32,0	32,1	0,83	32,0	0,66	32,0	C1
19	0,0	0	31,2	32,0	0,8	21,0	32,0	0,73	31,0	0,72	31,0	C1
20	0,0	0	32,1	32,8	0,7	48,0	32,5	1,23	68,0	0,82	48,0	C1
21	1,5	2	31,9	32,6	0,7	52,0	32,3	1,03	70,0	0,65	52,0	C1
22	0,0	0	31,9	32,9	1,0	31,0	32,2	1,03	75,0	0,57	31,0	C1
23	0,0	0	31,0	31,7	0,7	46,0	32,0	0,73	42,0	0,83	46,0	C1
24	0,0	0	31,1	32,0	0,9	46,0	31,9	0,63	39,0	0,87	46,0	C1
25	1,0	4	31,7	33,3	1,6	36,0	32,8	1,53	53,0	0,77	36,0	C3
26	1,5	4	31,6	32,6	1,0	45,0	32,5	1,23	52,0	0,87	45,0	C3
27	1,0	2	31,2	32,2	1,0	45,0	32,2	0,93	45,0	0,33	45,0	C2
28	0,0	0	31,2	31,9	0,7	49,0	31,9	0,63	49,0	0,32	49,0	C1
29	2,0	3	32,5	33,3	0,8	39,0	32,6	1,33	91,0	0,79	39,0	C2
30	2,0	3	31,4	32,1	0,7	39,0	32,0	0,73	44,0	0,72	39,0	C2
31	1,5	4	31,6	32,8	1,2	32,0	32,3	1,03	59,0	0,50	32,0	C4
32	1,0	4	32,4	33,5	1,1	47,0	32,9	1,63	75,0	1,00	47,0	C4
33	1,5	3	33,1	33,8	0,7	43,0	33,3	2,03	92,0	0,75	43,0	C5
34	0,0	0	30,3	31,1	0,8	40,0	31,8	0,53	12,0	0,69	40,0	C1
35	0,0	0	30,0	30,7	0,7	30,0	31,6	0,33	5,0	0,74	30,0	C1
36	1,0	0	30,7	32,1	1,4	39,0	32,2	0,93	34,0	0,71	39,0	C2
37	1,0	3	31,6	33,0	1,4	25,0	32,2	0,93	49,0	0,54	25,0	C5
38	1,0	4	31,6	32,4	0,8	39,0	32,0	0,73	56,0	0,70	39,0	C5
39	0,0	0	30,9	31,6	0,7	42,0	31,8	0,53	19,0	0,84	40,0	C1
40	0,0	0	30,7	34,1	3,4	34,0	31,7	0,43	31,0	0,59	34,0	C1
41	0,0	0	30,4	31,5	1,1	37,0	32,1	0,83	20,0	0,65	37,0	C1
42	0,0	0	30,4	31,4	1,0	44,0	31,8	0,53	33,0	0,80	44,0	C1
43	0,0	0	31,4	32,0	0,6	47,0	32,0	0,73	51,0	0,72	47,0	C1
44	0,0	3	32,0	33,3	1,3	41,0	33,1	1,83	48,0	0,63	41,0	C1
45	0,0	0	31,3	31,9	0,6	31,0	31,8	0,53	32,0	0,42	31,0	C1
46	0,0	0	30,7	31,4	0,7	33,0	31,6	0,33	16,0	0,44	33,0	C1
47	1,5	4	31,4	32,6	1,2	32,0	32,6	1,33	32,0	0,61	32,0	C3
48	1,0	2	31,4	32,5	1,1	34,0	32,4	1,13	35,0	0,56	34,0	C3
49	1,0	3	31,6	32,4	0,8	37,0	32,3	1,03	47,0	0,50	37,0	C3
50	1,0	4	31,7	32,6	0,9	49,0	32,5	1,23	58,0	0,83	49,0	C4
51	1,0	4	32,1	33,3	1,2	44,0	32,6	1,33	79,0	0,81	44,0	C3
52	0,0	0	31,8	32,7	0,9	28,0	32,1	0,83	72,0	0,40	28,0	C1
53	2,0	3	32,7	34,2	1,5	26,0	32,7	1,43	97,0	0,52	26,0	C6
54	1,5	2	32,2	33,0	0,8	48,0	32,6	1,33	88,0	0,88	48,0	C2
55	2,5	4	31,4	34,2	2,8	23,0	32,2	0,93	25,0	0,53	23,0	C6
56	1,0	4	31,0	32,5	1,5	27,0	32,6	1,33	25,0	0,47	30,0	C6
57	1,0	2	32,2	32,8	0,6	59,0	32,6	1,33	84,0	0,96	59,0	C2
58	0,0	0	31,8	32,8	1,0	21,0	32,6	1,33	26,0	0,35	21,0	C1
59	0,0	0	31,9	32,8	0,9	24,0	32,6	1,33	28,0	0,41	24,0	C1
60	1,0	4	30,6	31,6	1,0	46,0	32,0	0,73	26,0	0,90	46,0	C4
61	1,0	4	30,2	31,3	1,0	35,0	31,9	0,63	12,0	0,71	35,0	C4

Niezależnie od obranej metody analizy, termogramy przedstawione powyżej (Rysunek 17 do 22). bez wątplenia uwidaczniają pokrywające się z anatomicznym przebiegiem żyły zarówno odpiszczelowej jak i odstrzałkowej, obszary charakteryzujące się wyższą temperaturą niż pozostałe tkanki. Jak już wspomniano lokalny wzrost temperatury związany jest między innymi z toczącymi się procesami zapalnymi, zastojem krwi, które występują w czasie CVI. Przewlekła niewydolność żylna może prowadzić do obrzęku tkanek miękkich spowodowanego ograniczeniem przepływu krwi w naczyniach włosowatych. Ponadto w żyłach może wystąpić zastój krwi, powodujący otwarcie połączeń między tętnicami a żyłami. To z kolei prowadzi do spadku ciśnienia kapilarnego. W zaawansowanym stadium choroby dochodzi do niewydolności układu mikrokrążenia włosniczkowego, co skutkuje rozwojem obszarów niedotlenienia i niedokrwienia w tkankach miękkich otaczających zajęte naczynie [68]. Przy wszystkich wyżej wymienionych procesach występujących w naczyniach włosowatych i mikrokrążeniu w powierzchniowej warstwie skóry, możliwym staje się obserwowanie gradientu temperatury na powierzchni skóry podczas badania termowizyjnego. Obszary charakteryzujące się wyższą temperaturą odzwierciedlają zmiany zapalne i metaboliczne związane z zaburzeniami żylnymi. Wzrost temperatury może też wiązać się z zastojem krwi lub nieprawidłowym działaniem zastawek żylnych. Dodatkowo, zgodnie z teorią - zmniejszenie prędkości przepływu krwi w naczyniach włosowatych powoduje zwiększenie adhezji białych krwinek w śródbłonku naczynia, co znacząco wpływa na uszkodzenia skóry występujące w zaawansowanej fazie CVI [63]. Procesy te mogą prowadzić do deformacji żył i stanów zapalnych w otaczających tkankach miękkich. W grupie kontrolnej (Rys.16), na termogramach kończyn dolnych badanych osób, nie uwidoczniło takich obszarów, ponieważ w tej grupie, obrębie żyły odpiszczelowej i odstrzałkowej nie występują żadne zmiany zapalne oraz zastoje krwi.

## 5.2. Analiza statystyczna i dyskusja

USG Duplex to Złoty Standard w diagnostyce przewlekłej niewydolności żyłnej. Z tego powodu w opisywanych badaniach parametry termiczne uzyskane ze obrazów termicznych zostały skorelowane z parametrami otrzymanymi z USG, próbując uzyskać nowe spojrzenie na diagnostykę CVI [65 -70,77].

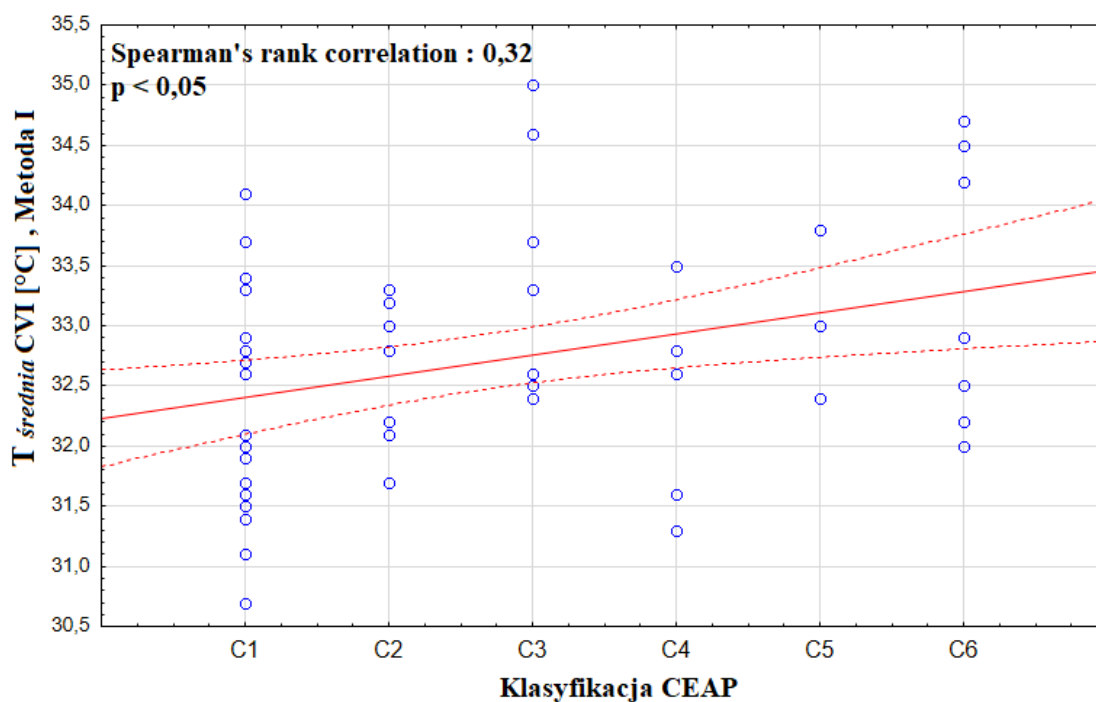
Liczba pacjentów różni się dla analizowanych korelacji, ponieważ dotyczyły one indywidualnych wyników badań każdego pacjenta, co determinowało dalszy podział grupy w trakcie analizy. Badani chorzy cierpieli na CVI od 1 roku (zazwyczaj obserwowane dla najmniejszych wartości w skali CEAP – 1) do nawet 7 lat (obserwowane dla CEAP = 5). Wszystkie zmiany były zlokalizowane na przedniej i tylnej stronie łydki.

Przeprowadzono analizę statystyczną, aby lepiej opisać problem i określić występowanie korelacji między parametrami uzyskanymi z dwóch różnych badań diagnostycznych. Prowadzone badania wstępne, wraz ze stale zwiększającą się grupą pacjentów, wykazały potencjał takiej analizy i wskazywały na występowanie korelacji między interesującymi niektórymi parametrami [65,77,78]. Dlatego też, obecna analiza, oprócz objęcia badaniem znacznie większej grupy pacjentów, obejmuje próbą korelacji nowe parametry, w tym także skalę CEAP.

Podczas analizy danych korelowano każdy z parametrów termicznych wskazanych w Tabeli II, z parametrami ultrasonograficznymi takimi jak: czas trwania refluku, zakres refluku i skala CEAP. Niektóre z analizowanych nie korelowały w istotny sposób. Jednak część z nich wykazała, że korelacja parametrów termicznych i ultradźwiękowych określona współczynnikiem Spearmana jest istotna statystycznie. Poniżej zaprezentowano istotnie statystycznie zależności.

### 5.2.1. Korelacje parametrów termicznych z klasyfikacją CEAP

W pierwszej kolejności przeanalizowano korelację między średnią temperaturą kończyny wyznaczoną przy użyciu Metody I, a skalą klasyfikacji CEAP dla badanej grupy pacjentów z CVI, którą przedstawiono na Rys. 23.



Rysunek 23 Korelacja między klasyfikacją CEAP a średnią temperaturą obszaru (dotkniętego CVI) określoną zgodnie z Metodą I ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda I) [68].

Intuicyjnie można przyjąć, że wyższa wartość na skali CEAP (np. C4, C5 czy C6) powinien wiązać się z wyższą średnią temperaturą kończyny. Dzieje się tak dlatego, że wiele czynników może wpłynąć na podwyższenie temperatury, między innymi: nadciśnienie tętnicze, stany zapalne lub komórki poza ścianami naczynia. Nadciśnienie żyłne powoduje zmniejszenie różnicy między ciśnieniem tętniczym a żylnym końcem łożyska naczyń włosowatych (wzór 3.1), które z kolei wpływa na spadek przepływu krwi redukujący siły ścinające, działające na leukocyty w pobliżu śródbłonna. Wówczas dochodzi do zwiększenia trwałej adhezji leukocytów, co literaturowo uznawane jest za cechę charakterystyczną ostrej reakcji zapalnej [62]. Między innymi dlatego spodziewano się występowania korelacji między klasyfikacją CEAP a średnią temperaturą obszaru dotkniętego CVI, określoną zgodnie z Metodą I (Rysunek 23).

Wzrost temperatury kończyny może być również związany z zastojem krwi w naczyniu, kiedy pewna jej objętość gromadzi się w wewnętrznej części naczynia - zwłaszcza w bardziej skomplikowanych stadiach CVI z klasyfikacją C3–C5 w skali CEAP. Przypuszczenie to potwierdza korelacja (choć słaba) między skalą CEAP, a średnią temperaturą obszaru dotkniętego chorobą, wyznaczoną Metodą I (Rysunek 23). Klasyfikacja CEAP opisująca zmiany kliniczne (C) przedstawiona jest w 6-stopniowej skali. Wraz ze wzrostem liczby akceptowanej skali stan pacjenta staje się coraz poważniejszy. Z obserwacji wynika, że temperatura miejsca objętego żyłakami podskórnymi może różnić się od temperatury owrzodzeń. Uzyskana korelacja wykazuje wyraźny trend potwierdzający przypuszczenia dotyczące wzrostu temperatury obszaru objętego zmianą wraz z klasyfikacją CEAP. Taki efekt jest również wyraźnie widoczny na Rysunku 20.

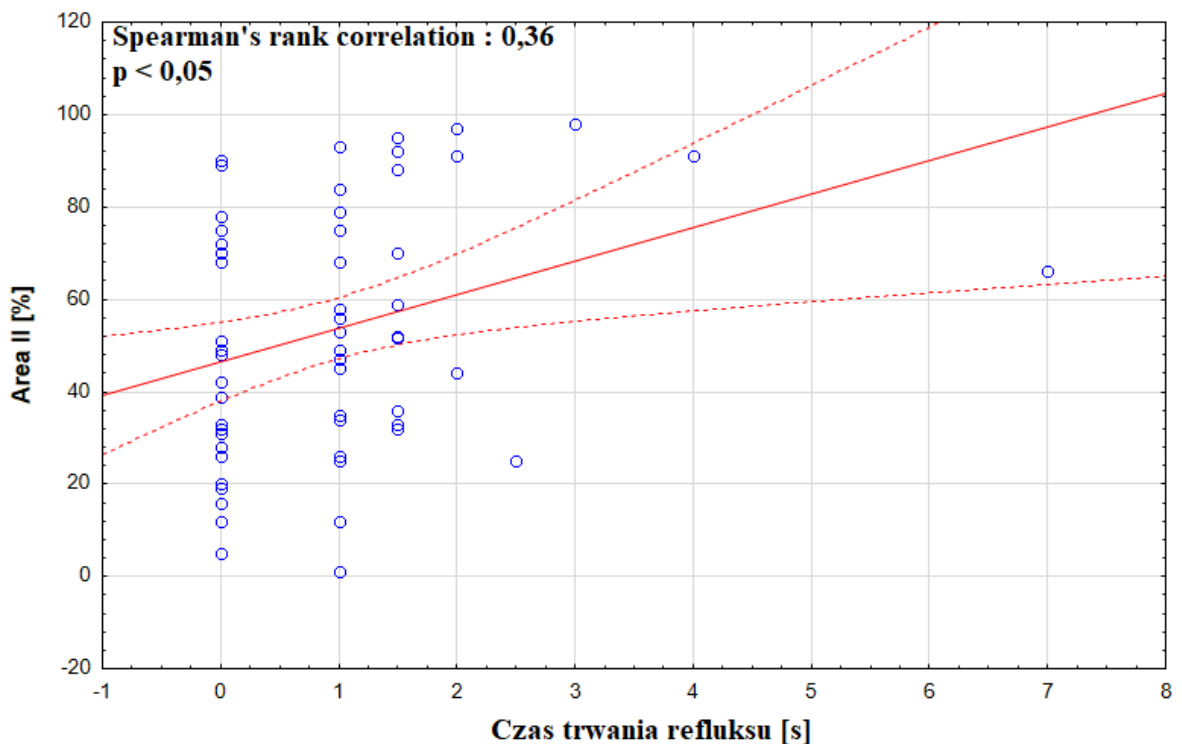
W układzie krwionośnym, występują naczynia o różnych średnicach i przekrojach, a tym samym o różnych oporach i spadkach ciśnień [29,30]. W naczyniu krwionośnym o największym przekroju (a więc i najmniejszym oporze), spadek ciśnienia będzie najmniejszy. Natomiast w sytuacji gdy naczynie krwionośne na skutek wystąpienia przewlekłej niewydolności żylniej jest zdeformowane, opory gwałtownie rosną ponieważ dwukrotne zmniejszenie średnicy naczyń, skutkuje zwiększeniem oporu przepływu krwi aż 16-krotnie, zgodnie z równaniem (2.50). W konsekwencji w zdeformowanym naczyniu obserwuje się występowanie gwałtownych spadków ciśnienia. Sytuacja ta, jest postrzegana jako niepożądane zjawisko, ponieważ oznacza zwiększenie sił, które rozciągają od wewnątrz naczynie krwionośne, wpływając tym samym na występowanie uszkodzeń naczynia, powstawanie stanów zapalnych a także wpływających na rozwój przewlekłej niewydolności żylniej. Zmiany w obrębie struktury naczynia spowodowane CVI i związana z nimi różnica temperatury może być łatwo obrazowana przy użyciu termowizji, ponieważ miejscowe zmiany przepływu krwi w mikrokrążeniu są związane z powierzchniowym metabolizmem kończyn dolnych. Zjawisko to znajduje odzwierciedlenie w obrazach termowizyjnych jako obszary charakteryzujące się temperaturą wyższą od ustawionego progu, ściśle związane z rozległością stanu zapalnego, dlatego parametry takie jak obszar izotermii i jej zakres mogą być właściwe jako wczesna, wstępna ocena ilościowa CVI .

Uzyskany współczynnik korelacji rang Spearman'a wynosił 0,32. Ponieważ liczba pacjentów z klasyfikacją CEAP C5 i C6 była niewielka, na obecnym etapie badań

nie jest możliwe wyciągnięcie jednoznacznych wniosków co do charakteru tej zależności, ale widoczna jest pewna tendencja w relacji między skalą CEAP, a średnią temperaturę obszaru CVI wyznaczoną Metodą I. Dotychczasowe badania i eksperymenty prowadzone w zakresie badania termicznego żył sugerują, że przy większej grupie pacjentów z C5 i C6 obserwowany będzie wzrost korelacji między rozpatrywanymi parametrami. [65,77,78]. Dalsze badania nad przydatnością metod termograficznych w przewlekłych chorobach żylnych mogą ujawnić specyfikę tej zależności.

### 5.2.2. Korelacje parametrów termicznych z czasem trwania refluksu

Celem pracy było znalezienie związku pomiędzy parametrem ultrasonograficznym, takim jak między innymi czas trwania refluksu, a parametrem termicznym. Potencjalne występowanie takiej zależności może okazać się przydatne, z punktu widzenia zastosowania termowizji w diagnostyce przewlekłej niewydolności żylniej. Poniżej przedstawiono statystycznie istotne wyniki uzyskanych analiz.

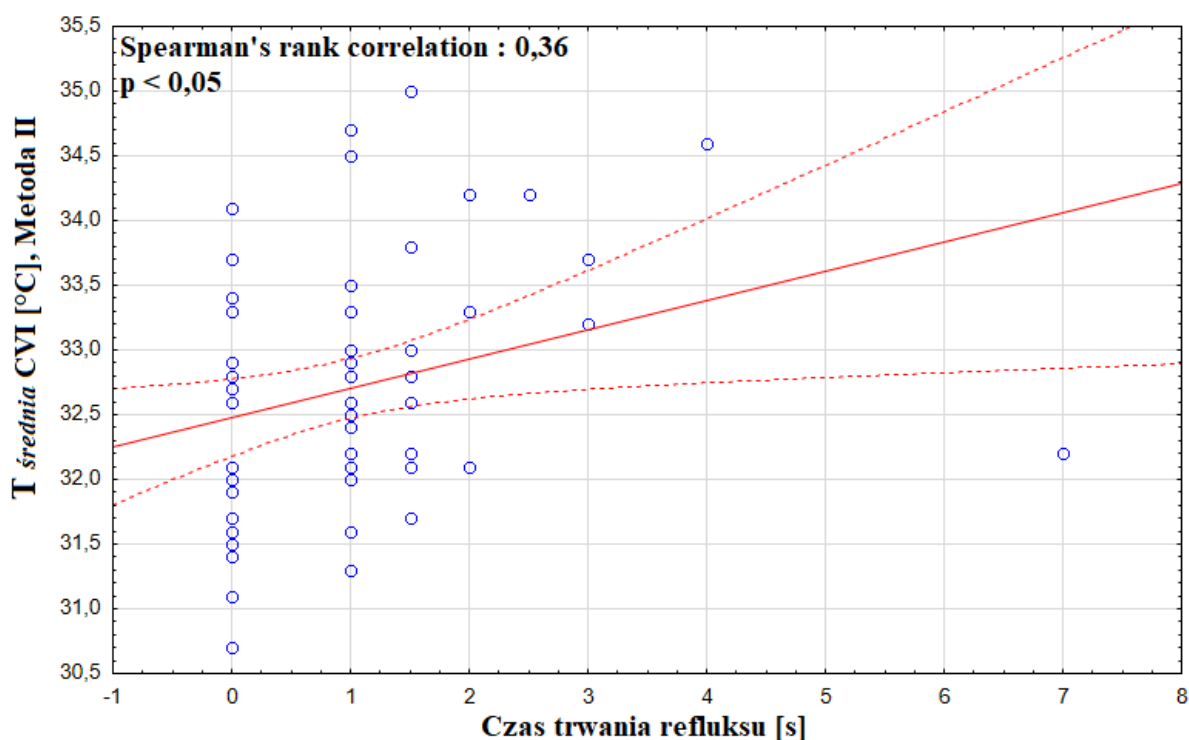


Rysunek 24 Korelacja między czasem trwania refluksu a powierzchnią kończyny objętej CVI (Area II [%]) wyznaczoną metodą II [68].



Analizie poddano zależność między czasem trwania refluksu, a powierzchnią kończyny dotkniętej CVI (Area II) wyznaczoną zgodnie z Metodą II, co przedstawiono na Rysunku 24. Uzyskana zależność jest istotna statystycznie i wynosi 0,36.

Oprócz korelacji pokazanej na Rysunku 24, czas trwania refluksu wykazuje statystycznie istotną korelację ze średnią temperaturą obszaru dotkniętego chorobą (dotkniętego CVI) określoną zgodnie z Metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda II), co przedstawione zostało na Rysunku 25.



**Rysunek 25** Korelacja między czasem trwania refluksu, a średnią temperaturą dotkniętego obszaru (dotkniętego CVI) określoną zgodnie z metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda II) [68].

Do głównych czynników etiologicznych przewlekłej niewydolności żyłnej należy nadciśnienie tętnicze kończyn dolnych. Występowanie nadciśnienia tętniczego wiąże się z refluksem (cofaniem się) krwi w naczyniach, w wyniku nieprawidłowego działania zastawek żylnych. Występowanie korelacji między czasem trwania refluksu, a średnią temperaturą obszaru dotkniętego refluksem (oznaczoną Metodą II) wydaje się uzasadnione (Rysunek 25). W przypadku zastoju krwi lub refluksu w naczyniu krwionośnym zmienia się temperatura wewnętrzna naczyń, a co za tym idzie temperatura kończyny oraz powierzchni skóry w bezpośrednim sąsiedztwie takiego

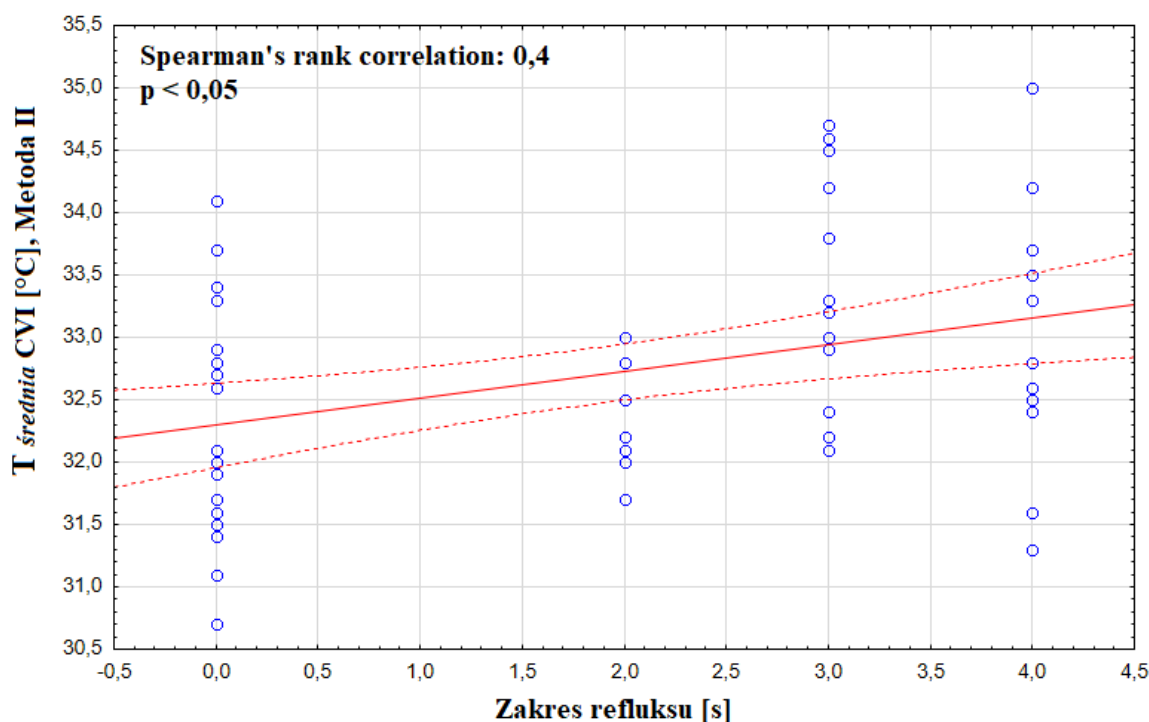
naczynia. Do prawidłowego odpływu krwi z żył potrzebne są sprawne zastawki, działająca pompa mięśniowa oraz nieuszkodzone ściany żył, w szczególności śródbłonek. Te miejscowe zmiany temperatury na powierzchni ciała można łatwo zaobserwować w termografii, dając tym samym możliwość oceny temperatury ciała i przeprowadzenia diagnostyki.

Otrzymana i przedstawiona na Rysunku 25, korelacja sugeruje, że średnia temperatura wzrasta wraz ze wzrostem wstecznego przepływu krwi. Zależność ta wydaje się być logiczna, ponieważ występujące w układzie żył głębokich nadciśnienie, wpływa na powstanie wtórnej niewydolności żył łączących oraz nadciśnienie w żyłach powierzchniowych. Największe nasilenie zmian chorobowych obserwuje się w obrębie dolnej części goleni, ponieważ zlokalizowane są tam układy łączące żyły głębokie z żyłami powierzchniowymi. Działanie pompy mięśniowej w czasie skurczu, zamiast powodować spadek, wywołuje wzrost ciśnienia w układzie powierzchniowym. Ciśnienie wywierane na ściany naczyń, skutkuje jego rozciąganiem oraz poszerzeniem pierścieni zastawek. Zastoinowa krew może działać destrukcyjnie na zastawki oraz powodować stany zapalne naczyń, widoczne na termogramach jako obszary na skórze pacjenta o podwyższonej temperaturze. Interpretacja wyniku może być również następująca: im większy stopień zaawansowania przewlekłej niewydolności żyłnej z wadliwie działającą zastawką, tym bardziej rozległy stan zapalny w otaczającej tkance obserwowany na obrazach termowizyjnych.

Ta korelacja wydaje się szczególnie zachęcająca dla kontynuowania badań w zakresie zastosowania termowizji w diagnostyce chorób żył powierzchownych.

### 5.2.3. Korelacje parametrów termicznych z zasięgiem refluksu

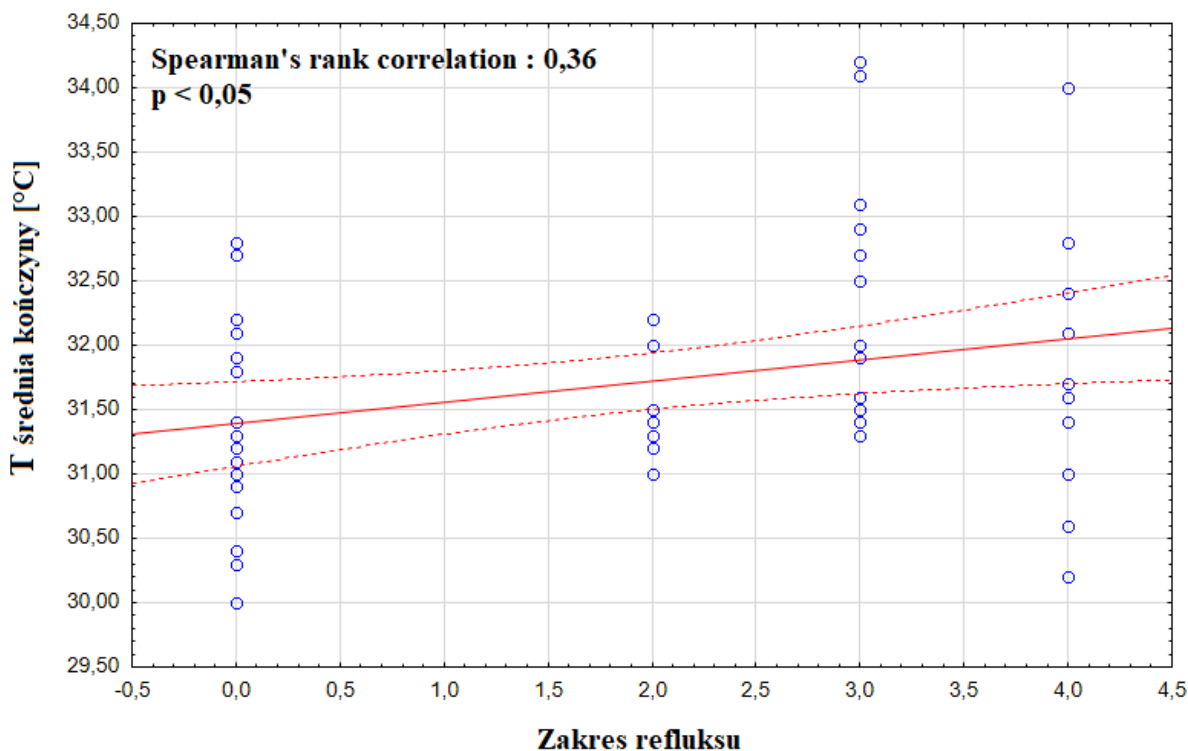
Kolejno przeanalizowano zależność między zakresem refluksu a przedstawionymi w Tabeli II, parametrami termowizyjnymi. Otrzymano dwie istotne statystycznie korelacje, Pierwsza wystąpiła między zakresem refluksu, a średnią temperaturą obszaru objętego chorobą (CVI) określoną Metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda II), co przedstawiono na Rysunku 26.



Rysunek 26 Korelacja między zakresem refluksu, a średnią temperaturą dotkniętego obszaru (dotkniętego CVI) określoną Metodą II [68].

Średnią temperaturę zmiany, obliczoną według Metody II, wyznaczono z zastosowaniem progu izotermii ustalonego na poziomie średniej temperatury uczestników grupy kontrolnej ( $31,2^{\circ}\text{C}$ ). Uzyskana korelacja między zakresem refluksu, a średnią temperaturą obszaru zajętego (dotkniętego CVI) określoną metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , metoda II) wykazała istotną statystycznie ( $p < 0,05$ ), umiarkowanie dodatnią korelację rang Spearmana równą 0,4.

Druga statystycznie istotna korelacja wystąpiła między zakresem refluksu, a średnią temperaturą kończyny ( $T_{\text{średnia kończyny}}$ ) i współczynnik Spearman'a wynosi 0,36 (Rysunek 27).



**Rysunek 27** Korelacja między zakresem refluksu a średnią temperaturą badanej kończyny (T *średnia* kończyny).

Zakres refluksu określa się w stopniach od I do IV. Im wyższy znak na przyjętej skali, tym większa długość naczynia jest zmieniona chorobowo. Jeżeli naczynie w wyniku choroby staje się niewydolne na dużym odcinku swojej długości, towarzyszyć mu będzie obecność stanu zapalnego, czego skutkiem jest miejscowy wzrost temperatury w obrębie zmiany. Im większy zakres refluksu tym większa część żyły jest niewydolna, a tym samym większy obszar o podwyższonej temperaturze. Na podstawie uzyskanej korelacji zasięgu refluksu ze średnią temperaturą obszaru objętego CVI (wyznaczoną Metodą II), przedstawioną na Rysunek 26 oraz ze średnią temperaturą kończyny (Rysunek 27), można stwierdzić, że istnieje umiarkowana zależność między wzrostem średniej wraz ze wzrostem zasięgu samego refluksu.

Obecnie standardową techniką diagnostyczną niewydolności żyłnej jest ultrasonografia Duplex. Jednak niektóre z wyżej wymienionych procesów mogą, zwłaszcza we wczesnych stadiach CVI, nie wykazywać patologii układu żylnego. Mogą być one niewidoczne w USG, gdy chorobie towarzyszą zaburzenia dotyczące wyłącznie mikrokrażenia. Jest to podstawowe ograniczenie obrazowania ultrasonograficznego. Jednak takie zmiany i związane z nimi zmiany temperatury można łatwo zaobserwować

w termografii, ponieważ miejscowe zmiany przepływu krwi w mikrokrażeniu są związane z powierzchniowym metabolizmem kończyn dolnych. Zjawisko to znajduje odzwierciedlenie w obrazach termowizyjnych jako obszary charakteryzujące się temperaturą wyższą od ustalonej wartości progowej, ściśle związanej z rozległością stanu zapalnego, dlatego parametry takie jak obszar izotermii i jej zakres mogą być właściwe jako wczesna, wstępna ilościowa ocena CVI.

Należy zauważyć, że termografia jest stosowana w CVI jako metoda jakościowa pokazująca tylko obszary związane z podwyższoną temperaturą powierzchni skóry kończyn dolnych, podobnie jak termografia ciekłokrystaliczna, która jest metodą kontaktową i również tylko jakościową [79,80]. Biorąc pod uwagę proponowane metody, które mogą pośrednio pokazywać przebieg żył i wskazywać obszary charakteryzujące się podwyższoną temperaturą, które mogą być związane z nieprawidłową funkcją zastawek, termowizja w badaniach CVI wydaje się być nową techniką zbliżoną do flebografii. Należy podkreślić jednak, że podczas obrazowania termowizyjnego nie widzimy żył, a jedynie związane z nimi obszary temperatury na skórze pacjenta. Warto wspomnieć, że termowizja jest metodą całkowicie bezpieczną i bezkontaktową, pozbawioną jakiegokolwiek ryzyka dla pacjenta.

## VI. Wnioski

Wyniki badań jednoznacznie wskazują, że obrazowanie termiczne (termowizja) może dostarczyć nie tylko jakościowych, ale przede wszystkim ilościowych parametrów przydatnych w diagnostyce przewlekłej niewydolności żylniej.

Średnia temperatura obszaru zmienionego chorobowo (dotkniętego CVI) określona Metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda II) jest istotnie skorelowana z zakresem refluksu (współczynnik Spearman'a wynosi 0,4). Dodatkowo ten parametr termiczny wykazuje istotną statystycznie korelację z czasem trwania refluksu (współczynnik korelacji równy 0,36). Można wnioskować więc, że średnia temperatura obszaru powierzchni kończyny zdefiniowanego jako objęty CVI, wyznaczona przy użyciu Metody II, w przyszłości może służyć jako wstępna diagnostyka ilościowa, podobnie jak parametry uzyskane podczas badania ultrasonograficznego. Wniosek ten stanowi najważniejszą obserwację dla przedstawionych wyników w porównaniu z wcześniejszymi badaniami.

Ponadto przeprowadzone badania wykazały, że średnia temperatura obszaru chorobowego (dotkniętego CVI) wyznaczona Metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda I) jest skorelowana z klasyfikacją CEAP, wykazując wyraźny trend tej obiecującej korelacji wynoszącej 0,32. Dodatkowo odnotowano korelację między średnią temperaturą kończyny pacjenta a zakresem refluksu (korelacja wynosząca 0,36).

Przedstawione w niniejszej pracy wyniki badań wyraźnie pokazują, że obrazowanie termiczne, jako szybka, stosunkowo niedroga i łatwa w użyciu metoda obrazowania, może dawać nie tylko jakościowe, ale przede wszystkim parametry ilościowe, które mogą się okazać przydatne we wczesnym rozpoznaniu przewlekłej niewydolności żylniej. Jednak wymaga to dalszych badań i znaczącego zwiększenia liczebności grupy badawczej

## VII. Bibliografia

- [1] Madura H. [red.]. Pomiary Termowizyjne w praktyce. Warszawa, Agenda. Wydawnicza PAKu, 2004.
- [2] Wiśniewski S., Wiśniewski S.T. Wymiana Ciepła. wydanie 6. Warszawa, WNT,2009.
- [3] Więcek B., De Mey G. Termowizja w podczerwieni, podstawy i zastosowania. Warszawa, Wydawnictwo PAK, 2011.
- [4] Koprowski R.: Wykorzystywanie metod przetwarzania obrazów termograficznych w diagnostyce bocznych skrzywień kręgosłupa, praca doktorska Politechnika Śląska, 2003
- [5] Marszał E. :Termowizja jako nieinwazyjna metoda diagnostyczna w neurologii dziecięcej. Monografia- rozprawa Habilitacyjna. Śląska Akademia Medyczna, Katowice 1988
- [6] Wojaczyńska-Stanek K, Koprowski R.: Termografia Kliniczna,” Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000”, tom 8”Obrazowanie Medyczne”, Wyd. Akademicka oficyna wydawnicza EXIT, Warszawa 2003., ss.485-502
- [7] Żuber J,Jung A” Metody termograficzne w diagnostyce medycznej”. Bamar marketing – wydawnictwo Warszawa 1997
- [8] Danuta Mikulska, WARTOŚĆ DIAGNOSTYCZNA TERMOWIZJI W OCENIE OBJAWU RAYNAUDA U CHORYCH NA TOCZEŃ RUMIENIOWATY UKŁADOWY, ANNALES ACADEMIAE MEDICAE STETINENSIS ROCZNIKI POMORSKIEJ AKADEMII MEDYCZNEJ W SZCZECINIE 2009, 55, 3, 23–27
- [9] Van den Oever R, Hepp B, Debbaut B, Simon I (1998) Socio-economic impact of chronic venous insufficiency. An underestimated public health problem. *Int Angiol* 17:161-167.
- [10] Arkadiusz Jawień, Marek Ciecierski, Obraz kliniczny przewlekłej niewydolności żylniej, *Przew Lek* 2004, 8, 36-48, Online publish date: 2004/10/05
- [11] Kaplan RM, Criqui MH, Denenberg JO, Bergan J, Fronck A (2003) Quality of life in patients with chronic venous disease: San Diego population study. *J Vasc Surg* 37:1047-1053.
- [12] Iwona Sudoł-Szopińska<sup>1</sup> Krzysztof Błachowiak<sup>2</sup> Piotr Koziński, Wpływ czynników środowiskowych na rozwój przewlekłej niewydolności żylniej, *Medycyna Pracy*, 2006;57(4):365 — 373 365 © Instytut Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera w Łodzi
- [13] T.Rudowski, Termowizja i jej zastosowanie, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, 1978
- [14] Minkina W. Pomiary termowizyjne - przyrządy i metody. Częstochowa, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, 2004.
- [15] Herman I.P. Physics of the Human Body. New York, Springer, 2016.
- [16] Pilawski A. Podstawy biofizyki. Warszawa, PZWL, 1983.
- [17] Górski J. Fizjologia człowieka. Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2010.

- [18] Dokument elektroniczny- tryb dostępu: <https://nop.ciop.pl/>
- [19] Guyton A.C., Hall J.E. Textbook of medical physiology. Philadelphia, Elsevier Inc, 2006. wyd. 11.
- [20] Wendt D., van Loon L., van Marken Lichtenbelt W. Thermoregulation during Exercise in the heat. *Sports Medicine*. 2007, 37(8), strony 669-82
- [21] 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.
- [22] Sadłowska-Sałęga A., Radoń J. Podstawy termodynamiki. Warszawa, Wydawnictwo Nauka i Technika, 2015.
- [23] 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.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] Tomasz H. Wierzba<sup>1</sup>, Tomasz Zdrojewski<sup>2</sup>, Krzysztof Narkiewicz<sup>2</sup>, Czynniki kształtujące ciśnienie tętnicze Część II. Zastosowanie niektórych praw fizycznych w hemodynamice układu krążenia. *nadciśnienie tętnicze rok 2004*, tom 8, nr 1
- [27] Wierzba T.H., Zdrojewski T., Narkiewicz K. Czynniki warunkujące ciśnienie tętnicze. Część I: Powiązania strukturalno-czynnościowe w regulacji ciśnienia tętniczego i wiarygodność jego pomiaru. *Nadciśnienie Tętnicze 2000*; 4: 139–152.
- [28] Burnstock G. Innervation of vascular smooth muscle: histochemistry and electron microscopy. *Clin. Exp. Pharmacol. Physiol.* 1975; (supl. 2): 7–20.
- [29] Sirs J.A. The flow of human blood through capillary tubes. *J. Physiol.* 1991; 442: 569–583.
- [30] Lundvall J., Järhult J. Changes in pressure drop curve and resistance along the vascular bed of skeletal muscle evoked by sympathetic stimulation. *Microvasc. Res.* 1976; 12: 43–56
- [31] Zwiefach B.J., Lipowsky H.H. Pressure-flow relations in blood and lymph microcirculation. W: Renkin E.M., Michel C.C. (red.). *Handbook of physiology. Section 2. The cardiovascular system*. American Physiological Society, Bethesda 1984: 251–307.
- [32] Reinke W., Gaetgens P., Johnson P.C. Blood viscosity in small tubes: effect of shear rate, aggregation, and sedimentation. *Am. J. Physiol.* 1987; 253: H540–H547.
- [33] Bishop J.J., Nance P.R., Popel A.S., Intaglietta M., Johnson P.C. Effect of erythrocyte aggregation on velocity profiles in venules. *Am. J. Physiol.* 2001; 280: H222–H236.



- [34] Dobrin P.B. Mechanical factors associated with the development of intimal and medial thickening in vein grafts subjected to arterial pressure. *Hypertension* 1995; 26: 38–43.
- [35] Nowacki Andrzej, *Podstawy ultrasonografii dopplerowskiej*, wydawnictwo pwn
- [36] Adam Bochenek, Michał Reicher, *Anatomia człowieka t. III*, PZWL Wydawnictwo Lekarskie, wydanie 9, 2012
- [37] Jerzy Windyga, Tomasz Pasierski, Adam Torbacki , *Zakrzepy i zatory*, PZWL Wydawnictwo Lekarskie, 2014
- [38] Fritz Klaus, Gahlen Sabel, Itschert Gotz, *Żyłaki i choroby żył, Sic!*,
- [39] Dokument elektroniczny - tryb dostępu:  
[http://biologia.opracowania.pl/krazenie/budowa\\_i\\_dzialanie\\_ukladu\\_krwionoznego/](http://biologia.opracowania.pl/krazenie/budowa_i_dzialanie_ukladu_krwionoznego/)  
 (01.07.2015)
- [40] Pod redakcją Stanisława Zapalskiego, *Niewydolność układu żylnego kończyn dolnych*, Via Medica, 1999.
- [41] Dokument elektroniczny - tryb dostępu:  
<http://mailgrupowy.pl/shared/resources/19228,fizjologia/53170,piktele-z-fizjologii-krazenie-krwi-23-11-> (01.07.2015)
- [42] P.Blanchemaison, J.Camponovo, P.Grenay, *Atlas anatomiczny żył powierzchniowych kończyn dolnych, część I*, Via Maeica, 2005
- [43] Konstanty Załoga , *Choroby żył kończyn dolnych*, PZWL Wydawnictwo Lekarskie, 1986
- [44] Macej Szczepański, *Zakrzepica żył głębokich i jej powikłania*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich,
- [45] Pod redakcją D. Coleridge’a Smitha, *Mikrokrzenie w chorobach żył*, Via Medica, 2000
- [46] Piotr kawecki ,*Badania ultrasonograficzne żył kończyn dolnych*, MediPage zdrowie
- [47] Labropoulos N, Giannoukas A, Delis K, [et al.]. Where does venous reflux start ? *J Vasc Surg.*1997, 26, 736-742.
- [48] Porter J, Moneta G. Reporting standards in venous disease: an update. International ConsensusCommitee on Chronic Venous Disease. *J Vasc Surg.* 1995, 21, 635-645.
- [49] Miller V, Marcelon G, Vanhoutte P. Ruscus extract factor in arteries and veins. Red: Vanhoutte PM W: Return circulation and norepinephrine: an update. Paris, France. John Libbey Eurotext.2001, 31-41.
- [50] Miller V. Vascular Control During Pregnancy. *Circ Res.* 2000, 87, 44-345.
- [51] Iwona Sudoł-Szopińska, Krzysztof Błachowiak, Piotr Koziński, Influence of environmental risk factors on the development of chronic vein insufficiency, *Medycyna Pracy*, 2006;57(4):365 — 373 365 © Instytut Medycyny Pracy im. prof. J. Nofera w Łodzi

[52] Coleridge-Smith P., Lok C., Ramelet A.A.: Venous leg ulcer: a meta-analysis of adjunctive therapy with micronized purified flavonoid fraction. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 2005;30(2):198–208

[53] Guidelines for the diagnosis and therapy of the vein and lymphatic disorders G B Agus<sup>1</sup>, C Allegra, P L Antignani, G Arpaia, G Bianchini, P Bonadeo, G Botta, A Castaldi, V Gasbarro, G Genovese, M Georgiev, S Mancini, F Stillo *Int Angiol.* 2005 Jun;24(2):107-68.

[54] Callam M.J. epidemiology of varicose veins *Br.J.Surg.* 1994, 71, 167-173

[55] M R Cesarone<sup>1</sup>, G Belcaro, A N Nicolaidis, G Laurora, M T De Sanctis, L Incandela, A Barsotti, *Angiology* 1997 Jul;48(7):583-93. doi: 10.1177/000331979704800705. Epidemiology and costs of venous diseases in central Italy. The San Valentino Venous Disease Project

[56] Jawień A., Grzela T., Ochwat A. Prevalence of chronic venous insufficiency in men and women in Poland: multicentre cross-sectional study in 40,095 patients. „*Phlebology*” 2003,18,3,110-122.

[57] Venous Insufficiency at Work John Hobson MB, ChB, MRCP, AFOM, John Hobson, MB, ChB, MRCP, AFOM First Published July 1, 1997 Research Article Find in PubMed <https://doi.org/10.1177/000331979704800704>

[58] Burnand K.G, Whimster I, Naidoo A, Browse N.L „Pericapillary fibrin in the ulcer-bearing skin oh the leg: the cause of lipodermatosclerosis and venous ulceration. *Br.Med.J.* 1982;285:1071-1072

[59] Falanga, Moosa, Nemeth, Alstadt, Eaglestein. „ Dermal capillary fibrin in venous ulceration. *Arch. Dermatol.* 1987; 123:620-623

[60] Bagge U., Karlsson R., „Maintenance of white blood cell margination at the passage through small venular junctions. „ *Microvasc. Res.*1980;20:92-95

[61] Nobis, Pries, Cokelet, Gaehtgens „Radial distribution of white cells during blood flow in small tubes” *Microvasc. Res.* 1985;29:295-304

[62] Harlan” Leukocyte-endothelial interactions”*Blood* 1985; 65:513-525

[63] Patarroyo, Makgoba „Leukocyte adhesion to cells in immune and inflamatore responses. „ *Lancet* 1989; ii:1139-1141

[64] Monika Jędrzejewska, Piotr Jankowski, Bartosz Węckowski „Podstawy obrazowania USG – część 2 , , *Inżynier i Fyzyk Medyczny* 3/2014 vol. 3

[65] Cholewka A, Kajewska J, Kawecki M, Sieroń-Stołtny K, Stanek A. How to use thermal imaging in venous insufficiency? *J Therm Anal Calorim* 2017;130:1317–1326.

[66] Kajewska J, Cholewka A, Pająk J, Sieroń K, Drzazga Z, Kawecki M, Stanek A. The thermal imaging parameters in correlation with USG duplex parameters used in chronic venous disease of lower extremities diagnosis. In *13th Quantitative Infrared Thermography Conference - Archives QIRT 2016, Gdańsk 4-8072016.* 2016. p. 353–359

[67] Cholewka A, Sieroń-Stoltny K, Kajewska J, Cholewka A, Drzazga Z, Stanek A. **Thermal Diagnostics In Chronic Venous Disease**, in *Innovative Research in Thermal Imaging for Biology and Medicine*, Ricardo Vardasca and Joaquim Gabriel Mendes, IGI Global, 2017, 34- 54, ISBN13: 9781522520726

[68] Kajewska J, Stanek A, Sieroń K, Cholewka A. **May thermal imaging be useful in early diagnosis of lower extremities chronic venous disease?**, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, March 2023, *The Journal of Polish Society of Medical Physics* Vol 29, Issue 1 ISSN 1898-0309, doi: 10.2478/pjmpe-2023-0009, IF = 0.193, pkt. MEiN = 100

[69] Berszakiewicz A, Kasperczyk J, Sieroń A, Krasiński Z, Cholewka A, Stanek A. The effect of compression therapy on quality of life in patients with chronic venous disease: a comparative 6-month study. *Adv Dermatol Allergol* 2021;XXXVIII (3):389–395.

[70] Berszakiewicz A, Sieroń A, Krasiński Z, Cholewka A, Stanek A. Compression therapy in venous diseases: physical assumptions and clinical effects. *Adv Dermatol Allergol* 2020;XXXVII (6):842–847.

[71] van Bemmelen PS, Bedford G, Beach K, et al. Quantitative segmental evaluation of venous valvular reflux with duplex ultrasound scanning. *J Vasc Surg* 1989; 10: 425-31

[72] Labropoulos N, Tiongson J, Pryor L, et al. Definition of venous reflux in lower-extremity veins. *J Vasc Surg*. 2003;38:793–798. doi: 10.1016/S0741-5214(03)00424-5.)

[73] Hach W. [Diagnosis and surgical methods in primary varicose veins]. *Langenbecks Arch Chir*. 1988; Suppl 2: 145–151, indexed in Pubmed: 3070210

[74] Ammer K. The Glamorgan Protocol for recording and evaluation of thermal images of the human body. *Thermology International*. 2008, 18(4), strony 125-9.

[75] Bauer J., Dereń E. Standaryzacja badań termograficznych w medycynie i fizykoterapii. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*. 2014, 20(1), strony 11-20.

[76] Cholewka A, Stanek A, Klimas A, Sieron A, Drzazga Z, Thermal imaging application in chronic venous disease Pilot study, August 2013; *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*; DOI: 10.1007/s10973-013-3356-0

[77] **Kajewska J, Cholewka A, Pająk J, Sieroń K, Drzazga Z, Kawecki M, Stanek A. The thermal imaging parameters in correlation with USG duplex parameters used in chronic venous disease of lower extremities diagnosis. In 13th Quantitative Infrared Thermography Conference - Archives QIRT 2016, Gdańsk 4-8/2016. 2016. p. 353–359**

[78] Cholewka A, Stanek A, Klimas A, Sieroń A, Drzazga Z. Thermal imaging application in chronic venous disease Pilot study. *J Therm Anal Calorim* 2014;115:1609–1618

[79] Nicolaides A.N. Investigation of chronic venous insufficiency. A consensus statement. *Circulation* 2000;102:e126-e163

[80] Youn, Y.J., Lee J. Chronic venous insufficiency and varicose veins of the lower extremities. *Korean J Intern Med* 2019;34(2):269-283; doi: 10.3904/kjim.2018.230



## VIII. SPIS RYCIN

**Rysunek 1** Podział promieniowania występującego w przyrodzie, ze względu na długość fali  $\lambda$ .

**Rysunek 2.** Graficzne przedstawienie prawa Plancka - gęstość widmowa egzytancji ciała doskonale czarnego.

**Rysunek 3** Schemat procesu termoregulacji w organizmie człowieka.

**Rysunek 4** Przez dowolne naczynie przepływa w tym samym czasie taka sama objętość cieczy.

**Rysunek 5** Graficzne przedstawienie efektu Bernouilliego. Redukcja ciśnienia następująca przy wzrastającej prędkości przepływu.

**Rysunek 6** Spadek ciśnienia: a- między naczyniami krwionośnymi o niezmiennym przekroju, b - w naczyniu o przekroju większym oraz c - w układzie rozgałęzionym, gdzie obserwuje się większy spadek ciśnienia, mimo łącznie większego przekroju.

**Rysunek 7** Przekrój poprzeczny przez ściany naczyń krwionośnych, ukazujący różnice w grubości poszczególnych warstw ścian naczynia.

**Rysunek 8** Przekrój poprzeczny naczyń krwionośnych, ukazujący różnice anatomiczne żył i tętnic.

**Rysunek 9** Powierzchniowe żyły kończyny dolnej – żyła odpiszczelowa. Widok od strony przyśrodkowej.

**Rysunek 10** Powierzchniowe żyły kończyny dolnej – żyła odstrzałkowa.

**Rysunek 11** Hipoteza uwięzienia leukocytów.

**Rysunek 12** Zakres refluksu w układzie powierzchniowym wg Hacha.

**Rysunek 13** Po lewej: obraz termiczny pacjenta z zaznaczonym obszarem kończyny. Po prawej: obraz termowizyjny z izotermicznymi obszarami kończyny tego samego pacjenta po analizie wg Metody I.

**Rysunek 14** Z lewej: Obraz termiczny kończyn dolnych pacjenta z grupy kontrolnej (średnia temperatura kończyny 31.3 °C). Z prawej : Obraz termiczny pokazujący obszar izotermy wyznaczony Metodą II.

**Rysunek 15** Obraz termiczny kończyn dolnych pacjenta z rozpoznąną przewleklą niewydolnością żylną oraz proponowany sposób obliczenia stosunku długości chorego obszaru do długości całej kończyny. Analiza została przeprowadzona metodą III.

**Rysunek 16** Przykładowy termogram kończyny dolnej ochotnika z grupy kontrolnej.

**Rysunek 17** Termogram wewnętrznych części kończyn pacjenta z przewlekłą niewydolnością żyły odpiszczelowej kończyny dolnej lewej.

**Rysunek 18** Termogramy powierzchni przedniej (A) i tylnej (B) kończyny dolnej pacjenta przed przeprowadzeniem analizy Metodą I. Termogramy B i D, reprezentują kończynę dolną pacjenta (strona przednia i tylna) po zastosowaniu założeń Metody I.

**Rysunek 19** Termogramy przedniego i tylnego obszaru kończyn dolnych pacjentów z wybranym obszarem charakteryzującym się podwyższoną temperaturą (A i C). Termogramy przedniego i tylnego obszaru kończyn dolnych pacjentów ukazujące interesujący obszar po odjęciu izotermi zgodnie z założeniami Metody II (B i D).

**Rysunek 20** Reprezentatywne obrazy termalne pacjenta z rozpoznaną CVI. A- obraz termiczny przed przetwarzaniem danych; B - obraz termiczny po analizie Metodą II.

**Rysunek 21** Termogramy przedniej okolicy kończyny: lewej i prawej pacjentów, po dokonaniu analizy Metodą III. Kolorem zielonym zaznaczono obszar objęty CVI, a kolorem niebieskim – długość całej kończyny. Ukazano stosunek długości zmiany chorobowej do długości całej kończyny.

**Rysunek 22** Termogramy ukazujące różnicę między proponowanymi sposobami analizy wyników, w zależności od stopnia zaawansowania choroby określonej zgodnie z klasyfikacją CEAP. Łatwo zauważyć, że wraz ze wzrostem zaawansowania choroby (klasyfikacja CEAP), tym większy obszar kończyny dolnej charakteryzuje się wyższą temperaturą oraz innym obszarem objętym izotermą. Linia czarną zaznaczono długość całej kończyny, natomiast linią czerwoną obszar objęty CVI.

**Rysunek 23** Korelacja między klasyfikacją CEAP a średnią temperaturą dotkniętego obszaru (dotkniętego CVI) określoną zgodnie z Metodą I ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda I).

**Rysunek 24** Korelacja między czasem trwania refluksu a powierzchnią kończyny objętej CVI (Area II [%]) wyznaczoną metodą II.

**Rysunek 25** Korelacja między czasem trwania refluksu, a średnią temperaturą dotkniętego obszaru (dotkniętego CVI) określoną zgodnie z metodą II ( $T_{\text{średnia CVI}}$ , Metoda II).

**Rysunek 26** Korelacja między zakresem refluksu, a średnią temperaturą dotkniętego obszaru (dotkniętego CVI) określoną Metodą II.

**Rysunek 27** Korelacja między zakresem refluksu a średnią temperaturą badanej kończyny.

## IX. SPIS TABEL

**Tabela I.** Średnia temperatura kończyny dolnej pochodząca z grupy kontrolnej.

**Tabela II.** Przykładowe parametry termiczne pochodzące z obrazów termicznych kończyn dolnych pacjentów (uzyskane po zastosowaniu analiz zgodnie z Metodą I, Metodą II oraz Metodą III) i parametrów diagnozy ultradźwiękowej uzyskanej dla pacjentów badanych z przewlekłą niewydolnością żylną.