

**AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO**

Wydział Nauk o Zdrowiu

---

**IM. EUGENIUSZA PIASECKIEGO W POZNANIU**

**PIOTR SZALAŃSKI**

**Wpływ okładu lodem na odbiór wybranych wrażeń  
sensorycznych i temperaturę powierzchniową ręki**

**ROZPRAWA NA STOPIEŃ NAUKOWY  
DOKTORA NAUK O KULTURZE FIZYCZNEJ**

Praca napisana pod kierunkiem dr hab. prof. AWF Anny Straburzyńskiej-Lupa  
w Zakładzie Fizykoterapii i Odnowy Biologicznej, Akademii Wychowania Fizycznego w  
Poznaniu

**POZNAŃ**

---

**2021**

## Wykaz skrótów stosowanych w pracy

AVA	Przetoki tętniczo-żylne ( <b>A</b> rterio- <b>V</b> enous <b>A</b> nastomosis)
BMI	Wskaźnik masy ciała ( <b>B</b> ody <b>M</b> ass <b>I</b> ndex)
CIVD	Stymulowana zimnem wazodylatacja ( <b>C</b> old- <b>I</b> nduced <b>V</b> asodilation)
CDT	Próg detekcji zimna ( <b>C</b> old <b>D</b> etection <b>T</b> hreshold)
CPT	Próg detekcji bólu spowodowanego zimnem ( <b>C</b> old <b>P</b> ain <b>T</b> hreshold)
DMA	Dynamiczna mechaniczna allodynia ( <b>D</b> ynamic <b>M</b> echanical <b>A</b> llodynia)
HPT	Próg detekcji bólu spowodowanego ciepłem ( <b>H</b> eat <b>P</b> ain <b>T</b> hreshold)
MDT	Próg detekcji dotyku ( <i><b>M</b>echanical <b>D</b>etection <b>T</b>hreshold</i> )
MPT	Próg bólu mechanicznego ( <i><b>M</b>echanical <b>P</b>ain <b>T</b>hreshold</i> )
PHS	Ilość paradoksalnych wrażeń ciepła ( <b>P</b> aradoxical <b>H</b> eat <b>S</b> ensations)
PPT	Próg bólu uciskowego ( <b>P</b> ressure <b>P</b> ain <b>T</b> hreshold)
ROI	Obszar zainteresowania ( <b>R</b> egion <b>O</b> f <b>I</b> nterest)
TRP	Przejściowe potencjały receptorowe <b>T</b> ransient <b>R</b> eceptor <b>P</b> otential
QST	Test sensoryczny ( <b>Q</b> uantitative <b>S</b> ensory <b>T</b> esting)
WBC	Krioterapia ogólnoustrojowa ( <b>W</b> hole <b>B</b> ody <b>C</b> ryotherapy)

WDT	Próg detekcji zimna ( <b>W</b> arm <b>D</b> etection <b>T</b> hreshold)
WHR	Stosunek obwodu talii do bioder ( <b>W</b> aist <b>H</b> ip <b>R</b> atio)
VAS	Wizualna skala analogowa ( <b>V</b> isual <b>A</b> nalog <b>S</b> cale)
VDT	Próg detekcji wibracji ( <i>Vibration Detection Threshold</i> ),

# SPIS TREŚCI

Wykaz skrótów stosowanych w pracy

## SPIS TREŚCI

### 1. Wstęp

- 1.1. Zastosowanie zimnych zabiegów
- 1.2. Fizjologiczna reakcja naczyniowa na zimny bodziec
- 1.3. Receptory i czucie skórne
- 1.4. Podstawy czucia zimna i bólu nim wywołanego
- 1.5. Sposoby badania czucia powierzchniowego, ocena bólu i komfortu
  - 1.5.1. Protokół QST
  - 1.5.2. Skala bólu i komfortu
- 1.6. Sposoby pomiaru temperatury tkanki
  - 1.6.1. Kontaktowe metody pomiaru temperatury
  - 1.6.2. Bezkontaktowe metody pomiaru temperatury

### 2. Cel pracy

### 3. Materiał i metody

- 3.1. Materiał kliniczny
- 3.2. Przebieg badania
- 3.3. Opis metodyki okładu woreczkiem z lodem
- 3.4. Opis metodyki badania wybranych parametrów metody QST
- 3.5. Opis badania skali VAS oraz subiektywnego odczucia temperatury i komfortu
- 3.6. Pomiar temperatury metodą obrazową
- 3.7. Monitorowanie temperatury za pomocą termometru rezystancyjnego
- 3.8. Analiza statystyczna

### 4. Wyniki badań

- 4.1. Charakterystyka antropometryczna badanych
- 4.2. Przebieg temperatur w badaniu termowizyjnym
- 4.3. Przebieg temperatur w badaniu termometrem rezystancyjnym
- 4.4. Charakterystyka subiektywnego odbioru temperatury

4.5. Charakterystyka poczucia komfortu

4.6. Charakterystyka odbioru wrażeń sensorycznych

4.7. Charakterystyka odczuwania bólu w skali VAS

5. Dyskusja

6. Wnioski

7. Bibliografia

8. Streszczenie

9. Summary

## 1. Wstęp

Ręka ludzka jest kluczowym elementem ciała i teoretycznie można ją traktować jako organ, który służy, podobnie jak w przypadku wzroku, słuchu i węchu do komunikacji ze światem zewnętrznym [Dahlin i Lundborg, 2001].

Ważną cechą rąk jest rozbudowana wrażliwość czuciowa, dzięki której mogą one wykonywać nie tylko ruchy wymagające siły, ale i precyzyjne czynności manualne. Za funkcje rąk odpowiedzialny jest znaczny obszar kory mózgu, który na podstawie bogatej informacji sensorycznej koordynuje skomplikowane funkcje ruchowe [Yin i wsp., 2018]

Sprawność manualna należy do kluczowych funkcji człowieka, niezbędnych w czasie aktywności życia codziennego, jak i w pracy zawodowej [Dahlin i Lundborg, 2001]. Dlatego tak ważna jest sprawność sensoryczna. Niezbędnymi elementami warunkującymi odbiór bodźców są liczne receptory umiejscowione w skórze i różnych obszarach tkanki miękkiej. Mają one różną budowę i umiejscowienie, żeby odbierać odmienne bodźce ze środowiska zewnętrznego [Brzozowski, 2019].

Kolejną dość istotną funkcją ręki jest jej udział w termoregulacji [Peyne i wsp., 2018]. W przypadku przebywania w ciepłym środowisku, lub zastosowania ciepłego bodźca na rękę, dochodzi do reaktywnego rozszerzenia skórnych naczyń krwionośnych (wazodylatacja) [Bader i Macht, 1948]. Natomiast w sytuacji odwrotnej, przy przebywaniu w zimnym środowisku lub zastosowaniu zimnego bodźca, następuje początkowo skurcz obwodowych naczyń krwionośnych (wazokonstrykcja), co jest fizjologiczną reakcją obronną przed wychłodzeniem (hipotermią) [Piedrahita i wsp. 2008]. Prowadzi to do zmniejszenia krążenia krwi i w konsekwencji dalszy spadek temperatury, co może u części osób prowadzić do ryzyka wystąpienia zwiększonej wrażliwości na zimno [Nylander i wsp., 2016]. W przyszłości pojawić się mogą u tych osób problemy w kontakcie z zimnym bodźcem lub w tolerowaniu zimnego otoczenia [Castellani i wsp., 2006; DeGroot i wsp., 2003].

Często ochładzanie tkanki jest celowym działaniem, np. podczas stosowania zabiegów fizykalnych [Mcmaster i wsp., 1978], także w ramach postępowania pourazowego [Bleakley i wsp., 2004]. Procedura ta powoduje ryzyko odmrożenia [Sallis i

Chassay, 1999; Nadler i wsp., 2003] Ponadto ochłodzenie tkanek wpływa na zaburzenia percepcji bodźców, regulację i upośledzenie krążenia krwi, a także może prowokować ból i zmiany w komforcie termicznym [Smolander i wsp., 2004].

Zagadnienia te są nadal przedmiotem dyskusji i badań, zarówno w aspekcie efektywności jak i bezpieczeństwa zabiegów chłodzących, z uwagi na różnorodność stosowanych zimnych aplikacji oraz wpływu zmiennych czynników egzo- i endogennych.

### **1.1. Zastosowanie zimnych zabiegów**

Zabiegi fizykoterapeutyczne są obecnie powszechnie stosowane w profilaktyce i leczeniu chorób przewlekłych, a również w sporcie i odnowie biologicznej [Straburzyńska-Lupa i wsp., 2008].

Do jednych z najstarszych działów fizykoterapii należy termoterapia, która wykorzystuje w celach leczniczych transfer energii cieplnej. W jej ramach stosuje się zabiegi ciepłolecznicze, które dostarczają lub wzbudzają ciepło w tkankach, oraz zabiegi zimnolecznicze, które energię cieplną z tkanek odbierają. W obszarze zimnolecznictwa, zabiegi, które wykorzystują temperatury  $\leq 0^{\circ}\text{C}$  nazywamy krioterapią [Straburzyńska-Lupa i Straburzyński, 2003].

Terapia zimnem jest powszechnie stosowana jako nefarmakologiczna procedura terapeutyczna po urazach sportowych i zabiegach operacyjnych [Breslin i wsp., 2015], ale również jako element terapii chorób przewlekłych [Guillot i wsp., 2014] i procedur odnowy biologicznej [White i Wells, 2013].

Nadrzędnym celem tej terapii jest odebranie energii cieplnej z tkanek, najczęściej w procesie kondukcji, aby przyspieszyć efekt terapeutyczny [Kennet i wsp., 2007]. Zabiegi krioterapeutyczne wywołują w organizmie wiele fizjologicznych reakcji, takich jak: redukcja przepływu krwi, krwiaków i obrzęków, zmniejszenie metabolizmu komórkowego [Kanlayanaphotporn i Janwantanakul, 2005], lokalną hipoksję czy zmniejszenie aktywności enzymatycznej [Cina-Tschumi, 2007]. Ponadto krioterapia podnosi próg i tolerancję bólu poprzez spowolnienie przewodnictwa nerwowego i zmniejsza napięcie mięśniowe [Algaflly i George, 2007].

Obecnie w terapii stosuje się wiele zabiegów krioterapeutycznych, o różnych zakresach temperatur i czasie stosowania [Saito i wsp., 2004; Bleakley i wsp., 2006].

Należą do nich zabiegi wykorzystujące lód (temp. ok.  $0^{\circ}\text{C}$ ), a więc okłady z lodu [Navvabi i wsp., 2009], zamrożone mokre kompresy [Knigh, 1995; Merrick i wsp., 2003],

a także zasilane elektrycznie urządzenia do ciągłego chłodzenia [Holmström i Härdin, 2005].

Wykorzystuje się również roztwory chemiczne, które pozwalają osiągnąć niższe temperatury zabiegu, np. okłady żelowe (temp.  $-12^{\circ}$  do  $-15^{\circ}\text{C}$ ) [Weston i wsp., 1994], a także sprays zawierające skroplony gaz (temp. ok.  $-20^{\circ}\text{C}$ ), które podczas natrysku na powierzchnię skóry intensywnie odparowują odbierając z niej znaczne ilości ciepła [Bahadir i wsp., 2010].

Dostępne są również zabiegi wykorzystujące nadmuchy gazami technicznymi, takimi jak: pary azotu (temp. ok.  $-160^{\circ}\text{C}$ ), czy dwutlenek węgla (temp.  $-70^{\circ}\text{C}$ ) oraz zimne powietrze (temp.  $-35^{\circ}\text{C}$ ) [Mourot i wsp., 2007; Korman i wsp., 2012].

Od przeszło 30 lat stosuje się także krioterapię ogólnoustrojową (WBC- Whole Body Cryotherapy). Są to krótkie ( $< 3$  min) zabiegi wykorzystujące zimne powietrze, lub mieszaninę par azotu z powietrzem, gdzie temperatura zabiegowa w pomieszczeniu terapeutycznym wynosi poniżej  $-100^{\circ}\text{C}$  (na świecie uznano za optymalną temp.  $-110^{\circ}\text{C}$ ). Zabiegi stosowane są w kompleksowym leczeniu chorób przewlekłych, przede wszystkim reumatycznych [Gizińska i wsp., 2015], i również w leczeniu stanów pourazowych i wspomaganiu odnowy biologicznej w sporcie [Banfi i wsp., 2010].

Zabiegi krioterapeutyczne stosowane są m.in. ze względu na działanie przeciwbólowe. Wśród hipotez tłumaczących ten efekt wskazuje się na spowolnienie przewodnictwa w nerwach transmitujących ból [McMaster, 1982], zmniejszenie pobudliwości wolnych zakończeń nerwowych [Haines, 1970], podniesienie progu bólu [Olson, i Stravino, 1972], czy uwolnienie do krwi endorfin [Raether, 1983]. Według Knighta [1995], część tych mechanizmów działania przeciwbólowego ma miejsce podczas kriostymulacji, a inne w przypadku hipotermii. Zwraca się również uwagę na działanie przeciwzapalne i przeciwobrzękowe zabiegów krioterapeutycznych [Schmidt i wsp., 1979; Guillot i wsp., 2014].

Zmniejszenie tonusu mięśniowego jest kolejnym pożądanym skutkiem krioterapii [dos Santos i Oliveira, 2004; Alcantara i wsp., 2019]. Wg Everalla [1976], jest ono wynikiem spowolnienia, na skutek obniżenia temperatury, przewodnictwa nerwów motorycznych. Natomiast wg Hunta [1960], detonizacja mięśniowa zachodzi na drodze odruchowej po schłodzeniu skóry nad danym mięśniem (temperatura głębszych tkanek nie ulega zmianie). Istnieje również teoria, wg której dochodzi do zmniejszenia napięcia mięśniowego poprzez likwidację bólu i przerwanie tzw. „koła bólowego”.



Zabiegi krioterapeutyczne o krótkim czasie aplikacji mają raczej charakter bodźcujący poprzez receptory skórne (nadmuchy gazem- kriostymulacja), natomiast te aplikowane dłużej (okłady) mają na celu długotrwałe zmniejszenie temperatury tkanek (hipotermia) [Straburzyńska-Lupa i Straburzyński, 2003]. Rekomendowany czas długoterminowego zabiegu chłodzącego to 10 do 20 minut (2-4 razy dziennie) [Bleakley i wsp., 2004] do nawet 45 minut co 4h, w zależności od temperatury czynnika [Mac Auley, 2001]. Z uwagi na koszt i dostępność, jednym z najpowszechniej wykorzystywanych czynników krioterapeutycznych jest lód w różnych sposobach aplikacji. Należy zaznaczyć, że nie opracowano złotego standardu protokołu leczenia zimnem, który dawałby optymalną efektywność terapeutyczną przy urazach i dysfunkcjach tkankowych [Breslin i wsp., 2015].

## **1.2. Fizjologiczna reakcja naczyniowa na zimny bodziec**

System naczyniowy zbudowany jest z sieci elastycznych naczyń, które ulegają naprzemiennemu rozszerzaniu i zwężaniu w zależności od potrzeb. Unerwiane są one przez zazwojowe włókna współczulne, które w większości naczyń zapewniają neurogenne ich zwężenie poprzez spoczynkową aktywność toniczną. W naczynia krwionośne wbudowane są mięśnie gładkie unerwione przez sploty układu współczulnego. Zagęszczenie tych splotów jest różne w zależności od wielkości i lokalizacji naczyń. Bardzo bogato unerwione są naczynia znajdujące się w skórze, zwłaszcza zespolenia tętniczo-żylnie czyli tzw. anastomozy. To głównie naczynia oporowe przedwłośniczkowe wykazują większą współczulną, toniczną kontrolę nerwową niż naczynia pozawłośniczkowe. Jeżeli chodzi o duże naczynia żylnie to są one słabo unerwione, ale z uwagi na znaczną objętość krwi w nich krążącą, nawet niewielkie neurogenne zmiany ich średnicy powodują istotną zmianę krążenia. Do neurogennego rozszerzenia przeważającej części naczyń krwionośnych dochodzi wskutek zahamowania tonicznej aktywności współczulnej [Trzebski, 2001].

Do tej pory znanych jest wiele endo- i egzogennych czynników indukujących reakcję naczyniową, wśród których bardzo istotnym jest zimny bodziec. Miejscowe zaaplikowanie zimna wywołuje w skórnym układzie naczyniowym dwufazową reakcję [Straburzyńska-Lupa i Straburzyński, 2003].

W pierwszej fazie dochodzi do silnej reakcji skurczowej naczyń skórnych (wazokonstrykcja), co ma chronić przed utratą ciepła dla zachowania stałocieplności części rdzennej [Geurts, 2005]. Mechanizm ten jest związany zarówno z autonomiczną reakcją odruchową z termoreceptorów skórnych, jak również z bezpośrednim pobudzeniem mięśni gładkich tętniczek poprzez wyrzut epinefryny. Zmniejsza to obwodową perfuzję krwi, a w efekcie prowadzi do słabszego utlenowania i zaopatrzenia w składniki odżywcze tkanek, co spowalnia lokalny metabolizm [Brzozowski, 2019].

W obrębie kończyn istnieją mechanizmy zabezpieczające tkanki przed uszkodzeniem przez zimno. Po ok. 5-10 min po rozpoczęciu ekspozycji ręki na zimno dochodzi do nagłego rozszerzenia naczyń krwionośnych w opuszkach palców i zwiększenia obwodowego przepływu krwi, co prowadzi do wzrostu ich temperatury. Ta reakcja określana jest w piśmiennictwie jako CIVD (cold induced vasodilatation), po niej następuje nowa faza skurczu naczyń [Daanen, 2003]. Tak więc, w czasie działania zimna ma miejsce zwężenie i rozszerzenie naczyń krwionośnych, a konsekwencji spadek i wzrost krążenia krwi, które mogą następować cyklicznie tak długo jak trwa zimny bodziec. Po raz pierwszy zjawisko to opisał Lewis w 1930 roku nazywając te oscylacje krążenia, a co za tym idzie temperatury jako „hunting response” Lewis [1930].

Mechanizm tej reakcji do dzisiaj nie jest w pełni poznany. Przypuszcza się, że może ona być spowodowana odruchem aksonowym, w którym udział bierze wyrzut związków histaminopodobnych. Zjawisko to jest lokalnie wywołane wyrzutem acetylocholinoz z komórek nerwowych zlokalizowanych w ścianach naczyń [Anbar, 2002; Straburzyńska-Lupa i Straburzyński, 2003]. Ponadto, w warunkach obniżonej temperatury dochodzi do zmniejszenia wrażliwości naczyń na aminy katecholowe, co obniża ich napięcie i zmniejsza zwężenie [Straburzyńska-Lupa i Straburzyński, 2003].

W ostatnim czasie przypisuje się dużą rolę w zjawisku CIVD przetokom tętniczo żylnym – tzw. anastomozom (AVAs). Według Bergersen i wsp. [1999] to anastomozy dzięki swojej funkcji otwierania i zamykania obszarów krążeniowych mogą tak wydajnie i dość szybko zmieniać poziom ukrwienia tkanek. Zjawisko CIVD występuje najsilniej w palcach [Lewis, 1930; Keatinge, 1957], rękach [Chen i wsp., 1996; Daanen i wsp., 1997] i stopach [Fox i Wyatt, 1962]. Zostało również zaobserwowane na przedramionach i łydkach [Ducharme i wsp., 1991], a także twarzy i uszach [Fox i Wyatt, 1962; Brajkovic i wsp., 2006].

Według części autorów, podczas zjawiska CIVD, jeśli naczynia nie wykazują patologii, a chłodzenie nie jest zbyt intensywne i długotrwałe, anastomozy naprzemiennie się otwierają i zamykają pozwalając na oscylacyjny przepływ krwi przez tkanki [Daanen i Ducharme, 1999; Jansky i wsp., 2003]. W takiej sytuacji zjawisko to może być traktowane jako zabezpieczenie tkanki przed urazem wywołanym zimnem [Wilson i Goldman, 1970]. Jednakże, gdy bodziec chłodzący jest zbyt intensywny lub długotrwały to mechanizm cyklicznej reakcja naczyniowej związanej z fenomenem CIVD staje się niewydolny co może doprowadzić do martwicy tkanki. Należy również pamiętać, że skuteczność zjawiska CIVD jest w dużej mierze zależna od warunków środowiska w jakim człowiek się znajduje. Przy dużej wilgotności i niskiej temperaturze otoczenia, reakcja CIVD może być obniżona [Sawada i wsp., 2000].

### **1.3. Receptory i czucie skórne**

Człowiek odbiera informację o środowisku zewnętrznym i o stanie swojego organizmu za pomocą wyspecjalizowanych narządów odbiorczych, które są wyposażone w receptory wrażliwe na bodźce mechaniczne, termiczne i chemiczne oraz na promieniowanie świetlne [Brzozowski, 2019].

Rozróżniamy m.in. mechanoreceptory, termoreceptory i fotoreceptory. Ze względu na źródło bodźców wśród receptorów są rozróżniane eksteroreceptory, pobudzane przez bodźce pochodzące ze środowiska zewnętrznego, proprioreceptory obecne w narządzie ruchu i interoreceptory rozmieszczone w narządach wewnętrznych. Pobudzenie receptorów może nie być uświadomione i wtedy służy do regulacji pracy narządów. Może też być źródłem prostych doznań czyli czucia, albo podstawą złożonych czynności poznawczych, czyli percepcji [Ganong, 2007].

Zdolność odbioru wyspecjalizowanej informacji z otoczenia, która umożliwia percepcję zjawisk w otaczającym nas świecie nazywa się zmysłem. Tradycyjnie rozróżnia się pięć zmysłów wzrok, słuch, smak, węch i dotyk, ale dołączyć tu również należy czucie głębokie i czucie równowagi. W narządach zmysłu, z wyjątkiem zmysłu dotyku, funkcję receptorów pełnią specjalne komórki receptorowe, zwane komórkami zmysłowymi. W skład narządu zmysłu wchodzi też elementy niepobudliwe, ułatwiające lub modyfikujące działanie bodźca na receptor [Ganong, 2007].

Receptor dotyku natomiast to początkowy odcinek czuciowego włókna nerwowego, zwany częścią receptorową tego włókna. Odcinek ten jest otoczony elementami naskórka

i innymi elementami niepobudliwymi, które pośredniczą w przenoszeniu siły mechanicznej na receptor. Receptorami czucia bólu i temperatury są wolne zakończenia nerwowe [Brzozowski, 2019].

Narzędem czucia powierzchniowego jest skóra, wyposażona w receptory bodźców mechanicznych i termicznych. Skórne receptory są też zdolne do reagowania na bodźce chemiczne. Działanie bodźców o umiarkowanej intensywności, nieszkodliwych dla skóry, jest źródłem czucia dotyku i temperatury. Natomiast silne bodźce, grożące uszkodzeniem skóry, są przyczyną czucia bólu. Receptorami bodźców bólowych są nocyceptory [Ganong, 2007].

Skórę unerwiają trzy rodzaje włókien czuciowych A $\beta$ , A $\delta$  i C. Włókna nerwowe A $\beta$  otoczone osłonką mielinową są najgrubsze i najszybciej przewodzą impulsy nerwowe. Ich zakończenia są wrażliwe na słabe bodźce mechaniczne i pełnią rolę receptorów czucia dotyku. Zakończenia cieńszych włókien mielinowych A $\delta$  i bezmielinowych włókien C, są receptorami czucia bólu i temperatury. W skórze znajduje się szereg wyspecjalizowanych receptorów wymienionych w tabeli 1., które odbierają odmienne rodzaje bodźców [Brzozowski, 2019].

**Tab. 1.** Receptory czucia powierzchniowego. Na podstawie: Brzozowski, 2019, za zgodą.

<b>Receptory</b>	<b>Miejsce występowania</b>	<b>Rodzaj czucia</b>	<b>Włókna</b>	<b>Adaptacja</b>
Wolne zakończenia nerwowe	Naskórek, skóra właściwa	Temperatura, ból, nieprecyzyjne czucie dotyku	A $\delta$ , C	Bardzo wolna
Wolne zakończenia nerwowe	Powierzchnowa warstwa skóry właściwej	Swędzenie, łaskotanie	C	Bardzo szybka
Ciałka Paciniego	Tkanka podskórna	Dotyk, wibracje 150-300 Hz	A $\beta$	Bardzo szybka
Tarczki Merkela	Głęboka warstwa naskórka	Dotyk, nacisk	A $\beta$	Wolna
Ciałka Meissnera	Brodawki skóry	Dotyk, przesuwanie lekkich przedmiotów po powierzchni skóry, wibracje 30-40 Hz	A $\beta$	Szybka
Zakończenia Ruffiniego	Skóra właściwa	Dotyk, uciskanie skóry	A $\beta$	Wolna
Zakończenia nerwowe w skórze owłosionej	Mieszki włosów, wokół pochewki zewnętrznej korzenia włosa	Lekki dotyk, wibracje 30-40 Hz	A $\beta$	Szybka

Na zmysł dotyku składają się percepcja ciśnienia, wibracji i tekstury. Za w/w percepcje wrażeń sensorycznych odpowiadają cztery różne receptory skórne: ciała Paciniego, ciała Meissnera, tarczki Merkela, zakończenia Ruffiniego, znane również jako mechanoreceptory niskiego progu (*ang. low-threshold mechanoreceptors - LTMs*) [McGlone i Reilly, 2010 ].

LTMs jest to grupa receptorów skórnych wyspecjalizowana do przewodzenia mechanicznych sił, wywieranych na skórę. Receptory czucia dotyku są wrażliwe na słabe bodźce mechaniczne, dlatego pobudza je niewielkie odkształcenie skóry. Należy pamiętać, że stan pobudzenia receptora, nawet przy stałej sile bodźca, nie utrzymuje się na jednakowym poziomie [McGlone i Reilly, 2010 ].

Receptor ulega adaptacji. W zależności od szybkości adaptacji rozróżnia się receptory fazowe – szybkoadaptujące się, i receptory toniczne – wolnoadaptujące się [McGlone i Reilly, 2010].

Ciała Paciniego i Meissnera, sklasyfikowane jako szybkoadaptujące się (*ang. fast adapting - FA*), reagują na początkowy i końcowy kontakt mechaniczny przedmiotu ze skórą. Natomiast tarczki Merkela i zakończenia Ruffiniego sklasyfikowano jako wolnoadaptujące się receptory (*ang. slow adapting - SA*), przewodzące impuls w przypadku dłuższego kontaktu przedmiotu ze skórą [McGlone i Reilly, 2010].

Dalsza klasyfikacja dotyczy pola percepcyjnego LTMs, jak powierzchnia, w której są one wrażliwe, co związane jest z ich anatomicznym umiejscowieniem w skórze. Te leżące blisko powierzchni skóry na granicy skóry i naskórka, jak ciała Meissnera i tarczki Merkela, charakteryzują się małym polem recepcji (*ang. receptive field – RFs*). Natomiast te leżące głębiej w skórze właściwej, jak ciała Paciniego i zakończenia Ruffiniego, mają większe pole percepcji [McGlone i Reilly, 2010].

Jak wskazuje literatura każdy z tych receptorów odbiera i przekazuje czucie wibracji w różnych zakresach częstotliwościowych (tarczki Merkela 0.4-2Hz, ciała Meissnera 2-40Hz, ciała Paciniego 40-500Hz, zakończenia Ruffiniego 100-500Hz) [Bolanowski i wsp., 1988].

W skład receptorów Merkela wchodzi komórka Merkela wraz z zakończeniem unerwiającego go włókna A $\beta$ . Zakończenie to w miejscu kontaktu z komórką jest rozszerzone i tworzy tzw. tarczkę Merkela. Komórki Merkela znajdują się w skórze

owłosionej i nieowłosionej, a także w błonie śluzowej jamy ustnej. Ich typowe umiejscowienie to warstwa podstawna naskórka. Komórki te są szczególnie liczne w skórze opuszek palców i warg, czyli w obszarach o najbardziej precyzyjnym czuciu dotyku. Mają liczne wypustki, które wnikają w okoliczne komórki naskórka i przytwierdzają się do nich za pomocą desmosomów (połączeń międzykomórkowych). W ten sposób komórka Merkela może łatwo odkształcać się ze skórą i przenosić siłę bodźca dotykowego na przyległą do niej tarczkę Merkela [Brzozowski, 2019].

Receptory Merkela wskutek powolnej adaptacji pozostają aktywne przez cały czas działania siły na skórę. Dlatego ich pobudzenie stanowi źródło informacji o kontakcie przedmiotu ze skórą. Są zakończeniami włókien o małych polach recepcyjnych co pozwala rozróżniać szczegóły oddalone o około 0,5 mm. Dzięki tym właściwościom są wrażliwe na kształty, krawędzie, krzywizny i nierówności dotykanych przedmiotów, pozwalając, pozwalając rozpoznawać przedmioty bez udziału wzroku, a niewidomym umożliwiając czytanie alfabetem Braille'a [Brzozowski, 2019].

Kolejny rodzaj receptorów, również wolnoadaptujących się, receptory Ruffiniego, charakteryzują się dużym polem recepcji, dlatego nie wykrywają szczegółów dotykanych przedmiotów. Są szczególnie wrażliwe na rozciąganie skóry, spowodowane przesuwaniem się przedmiotu po skórze. Liczne zakończenia Ruffiniego znajdują się w skórze ręki, zwłaszcza w pobliżu stawów palców. Do pobudzenia zakończeń Ruffiniego dochodzi podczas rozciągania skóry przez poruszanie palcami. Informacja z zakończeń Ruffiniego oraz proprioceptorów umożliwia rozpoznawanie kształtu i położenia ręki podczas manipulowania przedmiotami. Umiejscowione w obrębie brodawek skóry na granicy skóry właściwej i naskórka, ze względu na duże pole recepcyjne, szybkoadaptujące się receptory Meissnera, również nie mają znaczenia w zakresie rozpoznawania szczegółów w obrębie przedmiotów. Są pobudzane, gdy trzymany przedmiot wyslizguje się z ręki. Informacja z tego receptora służy regulacji siły ścisku, niezbędnej do utrzymania przedmiotu [McGlone i Reilly, 2010].

Receptory o najszybszej adaptacji – receptory Paciniego, umiejscowione są najgłębiej na granicy skóry właściwej i tkanki podskórnej i dzięki szybkiej pobudliwości reagują na niewielkie, ale krótkotrwałe odkształcanie skóry. Nie wykrywają stałego odkształcania skóry, ani drgań o małej częstotliwości. Ten sposób reagowania ciałek Paciniego pozwala na ocenę szorstkości przedmiotu, ale tylko wtedy, gdy palec jest

przesuwany po badanej powierzchni. Napotykanie wtedy drobne nierówności odkształcają ciała Paciniego z optymalną częstotliwością. Informacja z ciałek Paciniego pomaga w posługiwaniu się narzędziami [Johnson, 2001; Brzozowski, 2019]. Impulsy nerwowe z opisanych receptorów przewodzone są dośrodkowo poprzez aksony włókien nerwowych szybkoprzewodzących z grupy A $\beta$  [McGlone i Reilly, 2010].

#### **1.4. Podstawy czucia zimna i bólu nim wywołanego**

Poza czuciem mechanicznym i bólem z nim związanym skóra może też odbierać bodźce termiczne [Brzozowski, 2019].

Czuciem temperatury nazywa się zdolność czucia ciepła i zimna, a odpowiadają za to termoreceptory, znajdujące się w skórze właściwej i błonach śluzowych (głównie jamy ustnej i górnych dróg oddechowych). Czucie zimna jest kluczowe dla przetrwania ssaków, które wykształciły strategie łagodzenia, unikania lub ucieczki od niskich temperatur [Belmonte i wsp., 2009].

Każdą temperaturę, którą odczuwamy możemy przypisać do jednej z czterech ogólnych kategorii: nieszkodliwa niska i wysoka temperatura oraz szkodliwe gorąco i zimno [Belmonte i wsp., 2009 ].

Głównie to temperatura chłodna lub ciepła będzie tą szukaną przez organizmy, w zależności od ich miejsca bytowania. W organizmie ludzkim odczucie chłodu występuje wtedy, gdy temperatura skóry obniża się o jeden stopień w stosunku do bazowej wartości ( $\sim 31^{\circ}\text{C}$ ). Badania wykazały również, że progi odczuwania chłodu i ciepła wynoszą odpowiednio poniżej  $\sim 31^{\circ}\text{C}$  i powyżej  $\sim 34^{\circ}\text{C}$  [Erpelding i wsp., 2012].

Progi bólu dla zimna i gorąca wynoszą odpowiednio  $\sim 12 \pm 9^{\circ}\text{C}$  i  $\sim 45 \pm 3^{\circ}\text{C}$ . Jednakże odczuciu zimna towarzyszy o wiele szerszy próg temperatur (od 0 do  $28^{\circ}\text{C}$ ), w porównaniu do gorąca (od 39 do  $50^{\circ}\text{C}$ ). Ekstremalne zimno jest odczuwane jako ból, ponieważ jest ono szkodliwym bodźcem, powodującym głębokie i nieodwracalne uszkodzenia tkanek gdy temperatura oscyluje w okolicach zera [Viana i Voets, 2019].



### 1.4.1. Fizjologia receptorów czucia zimna i bólu z zimna

Wrażenie zimna zależy od bodźców peryferyjnych przewodzonych przez wyspecjalizowane neurony czuciowe, które reagują na spadek temperatury w skórnych zakończeniach nerwowych [MacDonald i wsp., 2020].

Skórne czuciowe wolne zakończenia nerwowe lokalizują swoje ciała komórkowe w korzeniach grzbietowych i zwojach trójdzielnych, transmitując potencjały poprzez pseudojednobiegunowe aksony z tkanki obwodowej do centralnego układu nerwowego, w odpowiedzi na szkodliwe i nieszkodliwe bodźce termiczne [Campero i wsp., 2009].

Mimo, że czucie temperatury nie jest tak szeroko zbadane jak czucie dotyku czy bólu, to drogi wstępujące przewodzące czucie zimna ze skóry zostały szczegółowo zidentyfikowane w badaniu neurograficznym [Campero i wsp., 2009].

Zwoje nerwów grzbietowych przewodzą czucie zimna głównie na powierzchni blaszki rogów grzbietowych warstw I, II i III. W tym miejscu przychodzące sygnały czuciowe są na drodze łuków odruchowych modulowane w sieci neuronów łączących i transmitowane do mózgu aby wywołać adekwatną reakcję. Włókna aferentne przewodzące zimno zawierają w swoim składzie poli- i unimodalne, cienkie i grube typy włókien nerwowych [Yin i wsp., 2015].

Ponadto wyróżniamy niskoprogowe termoreceptory, reagujące na delikatny chłód oraz wysokoprogowe nocyceptory zimna, reagujące na silne oziębienie. Włókna C i A-delta niskoprogowych termoreceptorów są spontanicznie wzbudzone przy spoczynkowej temperaturze skóry, jednakże częstotliwość ich wzbudzenia wzrasta w odpowiedzi na niewielkie ochładzanie, po czym ulegają adaptacji po osiągnięciu nowego poziomu temperatury [McGlone i Reilly, 2010].

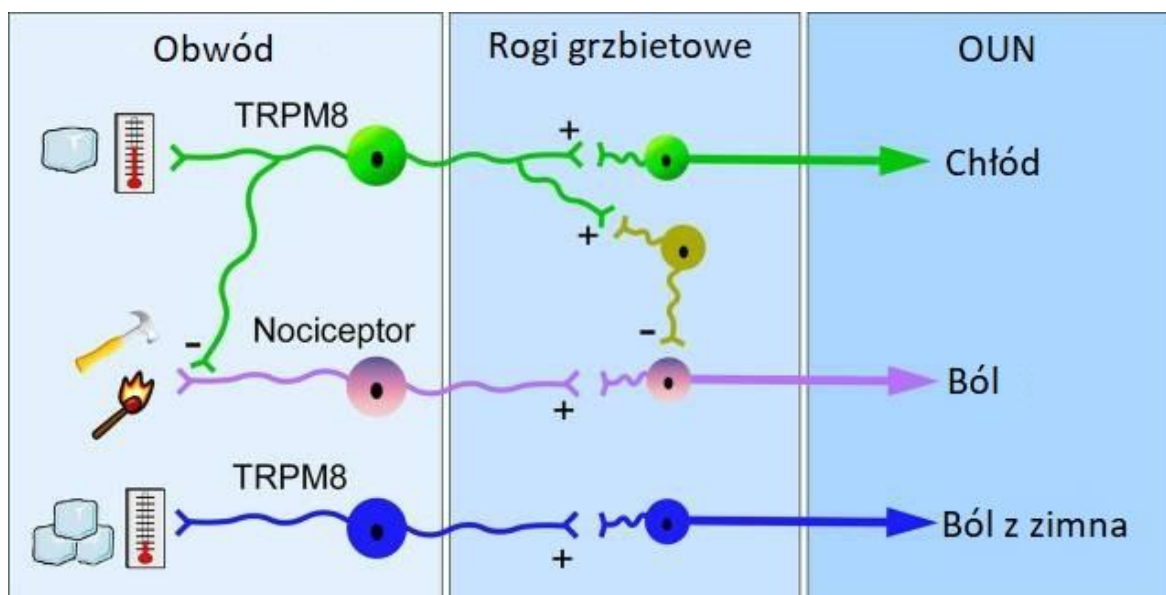
Odmienne jest w przypadku wysokoprogowych nocyceptorów zimna, które spoczynkowo są "uśpione" a aktywują niskoczęstotliwościowe, przedłużone w czasie bodźce, kiedy poziom oziębienia tkanki staje się dla niej niebezpieczny. Podczas gdy niskoprogowe termoreceptory zimna są raczej unimodalne, to nocyceptory wysokoprogowe wzbudzają się również podczas wysokiej temperatury i bodźca mechanicznego [MacDonald i wsp., 2020].

Ponadto temperatury poniżej 0°C, poprzez zamarzanie struktur tkankowych wzbudzają również nocyceptory standardowo niewrażliwe na zimno [Simone i Kajander, 1996]. Próg odczucia ochładzania u zdrowych pojawia się przy spadku temperatury o 1-2°C, a ból z zimna zaczyna się pojawiać u niektórych już w okolicy 20°C, który przechodzi w uczucie pieczenia w okolicach 0°C [Jensen i Finnerup, 2014].

W ostatnich latach badania nad czuciem temperatury zostały zrewolucjonizowane poprzez odkrycie i scharakteryzowanie roli specyficznych, przekąźnikowych kanałów jonowych, znajdujących się w neuronach czuciowych [Foulkes i Wood, 2007]. Owe kanały jonowe rodziny przejściowych potencjałów receptorowych (TRP- Transient Receptor Potential) funkcjonują jako molekularne termo-detektory [Jordt i wsp., 2003]. Szereg kanałów jonowych aktywuje się w odpowiedzi na różne zakresy temperaturowe, ale także inne bodźce (np. chemiczne). Aktywacja tych kanałów w momencie chłodzenia prowadzi do depolaryzacji błony i inicjacji przesyłu impulsów informujących układ nerwowy o zimnie [Palkar i wsp., 2015].

Dość specyficznymi kanałami są przejściowe potencjalne kanały kationowe receptora M z rodziny 8 czyli Transient receptors potential cation channel subfamily M (melastatin) member 8 (TRPM8). Reagują one na spadek temperatury poniżej 25°C [McKemy i wsp., 2002]. Są również są wrażliwe na działanie mentolu co daje np. wrażenia chłodu w jamie ustnej podczas jedzenia produktów z tą substancją [McCoy i wsp., 2011]. TRPM8 bierze udział w różnych odczuciach zimna takich jak nieszkodliwy chłód, szkodliwe zimno, zimna analgezja czy zimna allodynia [Colburn i wsp., 2007; Knowlton i wsp., 2011].

Rodzaj informacji, który jest przekazywany za sprawą TRPM8 do centralnego układu nerwowego CUN jest zależny od czynników współistniejących. Przykład takiego mechanizmu przedstawiony jest w rycinie 1.



**Ryc. 1.** Model funkcjonalny TRPM8. Przy niewielkim chłodzeniu neurony TRPM8 pośredniczą w odczuciu chłodu (zielony) ale także wyhamowują uczucie bólu bezpośrednio inhibitując nocyceptor lub poprzez rdzeniowe interneurony (żółty). Przy dużym chłodzeniu wzmagają uczucie bólu (granatowy). Na podstawie: Knowlton i wsp., 2013, za zgodą.

## 1.5. Sposoby pomiaru temperatury tkanki

### 1.5.1. Kontaktowe metody pomiaru temperatury

Narzędziem służącym do kontaktowego pomiaru temperatury jest m.in. termometr, który można definiować jako układ służący jako wskaźnik równowagi termicznej pomiędzy nim, a pozostałymi układami. Zerowa zasada termodynamiki mówi nam, że wartość odczytana na termometrze stanowi temperaturę każdego układu pozostającego z nim w stanie równowagi [Sieroń i Cieślak, 2007].

Rozróżnia się termometry cieczowe, gazowe i oporowe. W dwóch pierwszych stała ilość cieczy lub gazu zwiększa swoją objętość pod wpływem temperatury, co pozwala na odczytanie wartości temperatury ze skali zamontowanej obok zbiornika z cieczą lub gazem. W termometrze oporowym, zbudowanym z cienkiego drutu zawiniętego na ramkę i umieszczonego w osłonie, element termometryczny połączony jest przewodami z układem mierzącym opór elektryczny, który jest proporcjonalny do temperatury. Termometr oporowy jest jednym z najdokładniejszych przyrządów do pomiaru temperatury [Batagelj i wsp., 2003].

W celu kontaktowego pomiaru temperatury używa się również termorezystorów, termistorów, półprzewodnikowych czujników złączowych oraz termopar, a nawet termografii ciekłokrystalicznej. Termopary wykorzystują efekt termoelektryczny tj. zmiany w przepływie prądu w obwodzie, którego dwa połączenia wykonane z różnych metali, znajdują się w różnych temperaturach. Natomiast w termografii ciekłokrystalicznej wykorzystuje się przestrzenne uporządkowanie ciekłych kryształów [Sieroń i Cieślak, 2007].

### **1.5.2. Bezkontaktowe metody pomiaru temperatury**

Temperatura skóry może być monitorowana bezkontaktowo za pomocą pirometrów i termogramów optycznych. Mimo tego, że mierzą one ten sam zakres promieniowania cieplnego to wyniki mogą się różnić w zależności od zastosowanej techniki i wielkości obszaru badania [Bach i wsp., 2015].

Pirometr umożliwia badanie temperatury punktowe, natomiast termografia pozwala na przeprowadzenie analizy temperatury większych obszarów, również w czasie rzeczywistym [Cosma i Simha., 2018].

Historia badania temperatury i rozwoju termografii jest dobrze opisana w pracach Jones [1998], Ringa [2007] oraz Allena i Howella [2014].

Różne sposoby kontaktowego pomiaru temperatury były praktykowane już od czasów starożytnych, a następnie przez lata modyfikowane. Początki przełomu w badaniu temperatury przypisuje się astronomowi Sir John Herschelowi, który wykonywał pomiary temperatury poszczególnych barw spektrum słonecznego. Zmierzył temperaturę promieniowania znajdującą się poza pasmem widzialnym od strony barwy czerwonej i nazwał ten obszar „ciemnym ciepłem”, dzisiaj nazywanym promieniowaniem podczerwonym. Te prace kontynuował jego syn John Herschel, który skonstruował ewaporograf do tworzenia obrazów termicznych [Ring, 2007], co w efekcie doprowadziło do powstania termogramu [Ring, 2014].

W obecnych czasach dzięki zawansowanej technologii, wyszukane urządzenia termowizyjne przy wsparciu oprogramowania mają szerokie zastosowanie w przemyśle, wojskowości i medycynie [Ring, 2012].

Wszystkie przedmioty, które mają temperaturę powyżej zera absolutnego (-273.15°C lub 0K) emitują falę elektromagnetyczną związaną z wibracją cząstek, zależną od temperatury obiektu. Emisja promieniowania o różnej długości i częstotliwości fal pozwala na obserwacje takiego obiektu za pomocą nieinwazyjnego i bezkontaktowego urządzenia jakim jest kamera termowizyjna. Rejestruje ona temperaturę w postaci spontanicznie emitowanego promieniowania podczerwonego z tkanki ludzkiej. Promieniowanie podczerwone to fala elektromagnetyczna mieszcząca się w zakresie od 1µm do 14µm, czyli w spektrum elektromagnetycznym pomiędzy światłem czerwonym a mikrofalami [Childs i wsp., 2000].

Ciało ludzkie emituje promieniowanie w obszarze „długiej podczerwieni” (8-14µm). Jest ono następnie przekształcane przez oprogramowanie kamery w obraz zmiennych temperatur, które odzwierciedlają podskórny przepływ krwi, tworząc pośredni obraz tkankowej perfuzji [Miland i Mercer, 2006]. Patologie występujące w układzie krążenia jak i fizjologiczne procesy modyfikujące krążenie mogą być za pomocą tej metody skutecznie obserwowane [Bagavathiappan i wsp., 2008; Damnjanović i wsp., 2010; Ruijs i wsp., 2011].

Mimo, że termografia stosowana jest od dziesięcioleci, to dopiero postęp informatyczny w analizowaniu danych [Ammer, 2010] pozwolił na wykorzystanie jej w wielu klinicznych zaburzeniach krążenia [Coughlin i wsp., 2001; Adam i wsp., 2007; Sohng i wsp., 2020]. Dalszy postęp technologiczny i miniaturyzacja spowodowała upowszechnienie metody, i pozwoliła na wykonywanie analizy termicznej bez konieczności zapewnienia warunków laboratoryjnych przy równoczesnym utrzymaniu rzetelności i powtarzalności pomiaru [Mercer i Weerd, 2014].

## **1.6. Sposoby badania czucia powierzchniowego, ocena bólu i komfortu**

Badanie czucia powierzchniowego można przeprowadzić za pomocą wielu metod, np. klinicznego badania nocnego (*ang. clinical bedside examination*), ilościowego testowania sensorycznego (*ang. quantitative sensory testing - QST*), kwestionariuszy, standardowych metod elektrodiagnostycznych, laserowo wywoływanych potencjałów (*ang. laser evoked potentials - LEP*), funkcjonalnego neuroobrazowania (*ang. functional neuroimaging - fMRI and PET*) oraz biopsji skóry [Dworkin i wsp., 2003; Cruccu i wsp., 2004].

Kwestionariusze są formalnym rozszerzeniem ilościowych metod testowania sensorycznego, które powiększają tradycyjne sposoby neurologicznego badania funkcji somatosensorycznych [Greenspan, 2001; Gracely, 1999].

Do tej pory opracowano wiele różnorodnych procedur testowania ilościowego. Każda z nich pozwala na testowanie wybranego parametru funkcji sensorycznych. Z obecnych opracowań wynika, że zaawansowane metody pomiarowe są w stanie ocenić pełne spektrum doznań sensorycznych w każdym aspekcie funkcjonalnym i klinicznym [Cruccu i wsp., 2004, Dworkin i wsp., 2003; Gescheider i wsp., 2001; Gracely i wsp., 2003, Shy i wsp., 2003].

Niestety, istnieją pewne wady w/w metod. Po pierwsze, jest duży problem ze standaryzacją procedury badania i każdy parametr sensoryczny może być obciążony dużym błędem pomiarowym związanym z metodyką wykonania i wyborem metody. Po drugie, zastosowanie tych wszystkich testów dla każdego probanta spowodowałoby nadmierne rozciągnięcie w czasie eksperymentu. Był to argument za stworzeniem precyzyjnego, ale krótkiego i spójnego protokołu ilościowego testowania sensorycznego (QST) [Rolke i wsp., 2006a,b].

Równie ważnym aspektem czucia jest też wrażenie bólu i poczucie komfortu, które są cechami percepcji subiektywnej. Jest to istotny aspekt doznań, które są trudno mierzalne i dość zmienne, bo podlegające również wpływowi czynników psychosomatycznych [Andersen i wsp., 2018].

### **1.5.1 Protokół QST**

Niemieckie towarzystwo naukowe - German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS), bazując na wcześniej opublikowanych wynikach badań zaprezentowała wszechstronną listę rzetelnych i uznanych metod pomiaru wrażeń somatosensorycznych, przedstawioną jako kwestionariusz QST do badań na ludziach [Rolke i wsp., 2006a ].

Podając za Rolke i wsp. [2006b], obejmuje ona następujące parametry:

- próg detekcji zimna (cold detection threshold- CDT) i ciepła (warm detection threshold - WDT);
- ilość paradoksalnych wrażeń odczucia ciepła (paradoxical heat sensations – PHS),

- próg odczuwania bólu powodowanego zimnem (cold pain threshold – CPT) i ciepłem (heat pain threshold – HPT),
- próg detekcji dotyku (mechanical detection threshold – MDT),
- mechaniczny próg bólu i wrażliwość na ból mechaniczny (mechanical pain threshold - MPT),
- dynamiczna mechaniczna alodynia (dynamic mechanical allodynia - DMA),
- sumowanie czasowe bólu,
- próg detekcji wibracji (vibration detection threshold - VDT),
- próg bólu uciskowego (pressure pain threshold – PPT).

Kwestionariusz został tak skonstruowany, by jego przeprowadzenie w pełnej wersji na jednym obszarze nie zajmowało więcej niż 30 minut. Poszczególne parametry można testować niezależnie i nie muszą stanowić integralnej części kwestionariusza. Dlatego w badaniach często stosowane są krótsze wersje kwestionariusza QST, składające się z wybranych testów, w celu badania poszczególnych właściwości czuciowych. Jest on obecnie chętnie stosowany, głównie w zastosowaniach klinicznych, z uwagi na łatwość wykonania i krótki czas procedury [Rolke i wsp., 2006a,b; Magerl i wsp., 2010].

Kwestionariusz QST jest powszechnie wykorzystywany do określania zaburzeń neurologicznych u osób z bólem neuropatycznym. Ilościowe pomiary czucia somatycznego do tej pory wykorzystano w wielu badaniach [Huge i wsp., 2011; Shy i wsp., 2003; Devigili i wsp., 2008], zwracając uwagę na dużą rzetelność i przydatność diagnostyczną tych testów [Felix i Widerstrom-Noga, 2009]. Wyniki badań klinicznych były też korelowane z różnymi funkcjonalnymi zaburzeniami czucia i profilami sensorycznymi u osób zdrowych [Konopka i wsp., 2012].

### **1.5.2. Skala bólu i komfortu**

Odczucie bólu jest bardzo subiektywnym i osobistym doświadczeniem. Z uwagi na naturę bólu pomiar bezpośredni jest niemożliwy i należy bazować na osobistym raporcie badanego, pamiętając że jest on kształtowany przez wiele czynników, takich jak usposobienie, zdobyte doświadczenia czy wiele innych [Fillingim, 2017].

Dlatego nie dziwi fakt, że różne osoby poddane temu samemu bodźcowi bólowemu zgłaszają skrajnie odmienne odczucia [Nielsen i wsp., 2009; Cruz-Almeida i Fillingim, 2014].

Analogiczna sytuacja ma miejsce przy ocenie poziomu komfortu związanego ze środowiskiem, w którym badany przebywa, lub bodźcem, który jest na nim testowany. Do tej pory stworzono wiele narzędzi testowania odczucia bólu i komfortu w zależności od celu badania ale także kierując się poziomem komunikatywności badanych. Spośród nich można wymienić najbardziej popularne:

- numeryczna skala bólu (Numerical Rating Pain Scale) [Boonstra i wsp., 2016]
- Wong-Baker FACES Pain Scale [Garra i wsp., 2010b]
- skala FLACC [Crellin I wsp., 2018]
- skala płaczu (CRIES Scale) [Hand i wsp., 2010]
- skala komfortu (COMFORT Scale) [Boerlage i wsp., 2015]
- skala bólu McGill-a (McGill Pain Scale) [Ngamkham i wsp., 2012]
- kolorowo-analogowa skala (Color Analog Scale) [Le May i wsp., 2018]
- skala bólu Mankoskiego (Mankoski Pain Scale) [McMahon, 2019]
- Brief Pain Inventory [Mathias i wsp., 2011]

Stosowanie narzędzi testowania bólu i komfortu w odpowiedzi na chłodzenie tkanki było do tej pory głównie wykorzystywane w aspekcie działania przeciwbólowego zabiegów krioterapeutycznych.[Ernst i Fialka, 1994; Lane i Latham, 2009]. Zdecydowanie mniejszy nacisk kładzie się na zwiększenie odczucia bólu i zmianę komfortu jako efektu zabiegów chłodzących.



## 2. Cel pracy

Badania podjęto dla pogłębienia wiedzy na temat działania okładów z lodu stosowanych u młodych mężczyzn na temperaturę powierzchniową ręki, odbiór wybranych wrażeń sensorycznych oraz subiektywne odczucia komfortu termicznego związane z tym zabiegiem u młodych mężczyzn.

Ich celem było uzyskanie odpowiedzi na następujące pytania:

1. Jak przebiegają zmiany temperatury powierzchniowej rąk podczas i po 15 min aplikacji okładu z lodem, także w kontekście bezpieczeństwa stosowania zabiegu?
2. Jaki wpływ wywiera okład z lodem na wybrane wrażenia sensoryczne badane przy użyciu formularza QST?
3. Jaki wpływ wywiera standardowy zabieg okładu z lodem na odczucie komfortu termicznego i odbiór wrażeń temperaturowych?

### **3. Materiał i metody**

#### **3.1 Materiał**

Badania wykonano wśród 49 zdrowych ochotników, wyłącznie mężczyzn w wieku od 20 do 26 lat, którzy zgłosili chęć udziału w badaniach w odpowiedzi na ogłoszenie. Wszyscy uczestnicy badań deklarowali dobry stan zdrowia, brak urazów i chorób przewlekłych, oraz nie przyjmowanie żadnych leków. Charakterystykę badanych osób przedstawiono w tabeli 1.

Przed przystąpieniem do badań każdy z jej uczestników został zapoznany z procedurami, które przewidywał protokół badań, po czym wyraził świadomą, pisemną zgodę na uczestnictwo w nich. Uczestnicy byli poinformowani o możliwości odstąpienia od procedury badawczej na każdym jej etapie, bez podania przyczyny.

Uczestnicy eksperymentu zostali przydzieleni do dwóch grup:

- grupa I (badawcza), licząca 30 osób, u których wykonano na ręce dominującej okład woreczkiem z lodem,
- grupa II (kontrolna), licząca 19 osób, u których wykonano na ręce dominującej okład woreczkiem z wodą o temperaturze obojętnej.

Na prowadzenie badań zgodę wyraziła Komisja Bioetyczna przy Uniwersytecie Medycznym w Poznaniu Uchwałą nr 360/11.

#### **3.2 Przebieg badania**

Badania prowadzono podczas utrzymującego się przeciętnego stanu warunków pogodowych charakterystycznych dla klimatu nizinnego Polski, w miesiącu czerwcu, w godzinach przedpołudniowych. Pomieszczenie badawcze było klimatyzowane za pomocą przenośnego klimatyzatora firmy Desa AC10R (2,9 kW), co pozwoliło na utrzymanie temperatury na poziomie 22-24°C. Wilgotność powietrza w pomieszczeniu badawczym utrzymywała się w granicach 40%.

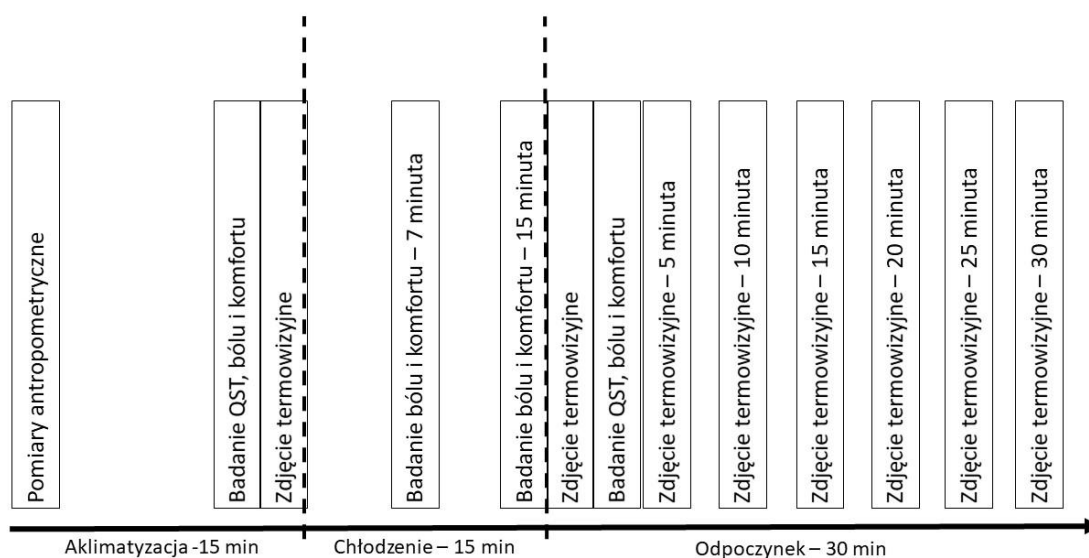
W dniu poprzedzającym badania wszystkie osoby zostały poinstruowane o konieczności przestrzegania następujących zasad:

-w dniu badań nie wolno palić tytoniu, pić kawy, alkoholu, ani stosować innych używek;

- nie wolno nakładać jakichkolwiek maści na dłonie, ręce powinny być umyte i odtuszczone;
- nie wolno podejmować intensywnego wysiłku fizycznego;
- nie wolno korzystać z innych zabiegów fizykalnych;
- w ciągu 15 minut przed badaniem i pomiędzy kolejnymi pomiarami nie wolno zaciskać pięści, rozcierać dłoni, trzymać rąk w kieszeni, dotykać przedmiotów itp. [Korman i wsp., 2012].

### Badani podlegali następującym po sobie procedurom:

Skrócony diagram przebiegu badania został przedstawiony na rycinie 2.



Ryc. 2. Schemat przebiegu procedury badawczej.

### Przed zabiegiem

- 1) zebranie danych personalnych, zapoznanie badanego z przebiegiem procedury badawczej i pisemne wyrażenie zgody na przeprowadzenie testu,
- 2) pomiary antropometryczne przeprowadzone zgodnie ze standardową procedurą pomiarową:
  - wysokość ciała (z dokładnością do 0,5 cm) za pomocą miary (WPT 60/150 OW, Radwag, Polska)

-masa ciała (z dokładnością do 0,5 kg) za pomocą wagi (WPT 60/150 OW, Radwag, Polska)

-wskaźnik WHR (ang. Waist-Hip Ratio) za pomocą taśmy krawieckiej (cm)

### **Aklimatyzacja badanego**

Cała procedura rozpoczynała się od aklimatyzacji. Badana osoba leżała przez 15 min na wznak na stole do masażu z głową podpartą zagłówkiem w pomieszczeniu, w którym wykonywano badania. Ramię ręki poddawanej zabiegowi było w niewielkim odwiedzeniu, a ręka spoczywała na macie izolacyjnej położonej na stoliku. Poziom blatu stolika był na równym poziomie z leżanką. Ręka badanego była zwrócona stroną dłoniową do blatu, z lekko rozchylonymi palcami. W trakcie aklimatyzacji została ustawiona kamera termowizyjna oraz podłączono termometry rezystancyjne.

**Po aklimatyzacji** przeprowadzano następujące procedury:

3) badanie QST przed aplikacją lodu:

- próg wrażliwości za pomocą włosów von Frey'a
- mechaniczny próg bólu za pomocą stymulatorów igłowych
- próg bólu uciskowego za pomocą stymulatora mechanicznego
- próg wibracji za pomocą kamertonu

5.) ocena:

- poziomu bólu za pomocą skali VAS (ang. visual analog scale),
- subiektywnego odczucia temperatury w dziewięciostopniowej skali,
- poczucia komfortu w pięciostopniowej skali [Smolander, Mikkelsen, 2004]

6.) wykonanie pierwszego zdjęcia termowizyjnego grzbietowej strony ręki

**Zabieg- okład workiem z lodem w grupie badanej lub workiem z wodą w grupie kontrolnej (czas 15 min)**

7.) w 7 i 15 min w trakcie aplikacji ocena:

- bólu w skali VAS
- subiektywnego odczucia temperatury i komfortu

**Natychmiast po zakończeniu zabiegu**

8.) wykonanie zdjęcia termowizyjnego grzbietowej strony ręki,

- ocena poziomu VAS oraz poczucia temperatury i komfortu
- badanie QST jak w punkcie d)

**Wypoczynek 30 minutowy w tej samej pozycji ciała jak podczas okładu.**

9.) wykonanie kolejnych 6 zdjęć termowizyjnych w pięciominutowych odstępach

czasu.

Począwszy od końca aklimatyzacji przez cały czas eksperymentu rejestrowana była temperatura z czujników rezystancyjnych w odstępach jednoczynowych.

### **3.3 Opis metodyki okładki woreczkiem z lodem (*ang. ice bag*) i woreczkiem z wodą o temp. obojętnej**

Do aplikacji chłodzącej posłużył worek na lód (*ice bag*) firmy Mueller (Niemcy) o średnicy 22,86 cm (9 cali), pojemności 946 ml i masie własnej 100 g, wypełniony:

-w grupie badawczej: 400 g porcjowanego lodu (firma Polaris Ice Bojanowo k/Gdyni, Polska) w kształcie walca i wadze każdej kostki 20 g;

-w grupie kontrolnej: wodą o temperaturze obojętnej (temperatura równa aktualnej temperatury kończyny zabiegowej  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ ), o masie odpowiadającej 400 g lodu.

Po wypełnieniu worków zostało z nich usunięte powietrze, by dokładniej przylegały do powierzchni ręki. W obu przypadkach worek położony był na grzbietową stronę ręki, ok. 1cm proksymalnie od linii stawu nadgarstkowego, tak żeby w pełni zakrywał palce. Aplikacja trwała 15 minut. [Hardaker i wsp., 2007; Dykstra i wsp., 2009].

### **3.4 Opis metodyki badania wybranych parametrów metody QST**

Testy QST wykonywano przed i po okładzie woreczkiem z lodem/wodą na badanej ręce. Bódcze aplikowano zgodnie z metodyką wykonywania procedur QST [Rolke i wsp., 2006a, b], a odbierane wrażenia sensoryczne podlegały subiektywnej ocenie badanych.

Ocenie poddano:

- Dotykowy próg detekcji - MDT (*Mechanical detection threshold*), przy wykorzystaniu zestawu standardowych włosów von Frey'a (0,25 do 512mN) (Touch Test) firmy FMI – (Föhr Medical Instruments GmbH, Niemcy). Włosy von Freya zapewniają jednolitą powierzchnię nacisku ( $<1\text{mm}^2$ ). Przy określaniu progu detekcji korzystano ze zmodyfikowanej „metody granicznej” (*method of limits*) [Weinstein, 1968; Fruhstrofer i wsp., 2001] uwzględniającej geometryczny, średni, dotykowy próg detekcji [Baumgärtner i wsp., 2002] uzyskany w pięciu seriach aplikacji bodźców o wzrastającej i malejącej intensywności.
- Mechaniczny próg bólu - MPT (*Mechanical pain threshold*), określany za pomocą zestawu siedmiu stymulatorów igłowych (*Pinprick punctate probes*) o standaryzowanej intensywności stymulacji (8, 16, 32, 64, 128, 256, 512mN) i cechujących się płaskim polem kontaktu o średnicy 0,2mm. Za pomocą

stymulatorów igłowych została określona średnia dla mechanicznego progu detekcji przy wykorzystaniu zmodyfikowanej „metody wartości granicznych (*method of limits*)” w pięciu seriach wzrastającej i obniżanej intensywności bodźców. Bodźce były aplikowane z 2sek. przerwą [Fruhstorfer i wsp.,2001; Weinstein, 1968].

- Próg bólu uciskowego - PPT (*Pressure pain threshold*), który określano przy pomocy stymulatora mechanicznego o polu kontaktu 1cm<sup>2</sup>, charakteryzującego się możliwością odczytu aplikowanego nacisku. Stymulator przykładano nad mięśnie kłębku kciuka i za pomocą 3 prób o wzrastającej sile nacisku (ok. 0,5kg/s odpowiadającej 50kPa/s) charakteryzowano ból głęboki poprzez określenie progu bólu oddziałującego na dany mięsień [Fischer, 1987; Kilo i wsp., 1994; Kosek i wsp., 1999; Rolke i wsp., 2005].
- Próg detekcji wibracji - VDT (*Vibration detection threshold*), który ustalano za pomocą kamertonu widełkowego typu Rydel-Seiffer (64Hz, skala 8/8) przykładanego do wyrostka rylcowatego kości łokciowej. Wykonano trzy serie pomiaru o obniżającej się intensywności bodźca, a za wynik progu wibracji przyjmowano najniższą widoczną wartość na skali kamertonu, w momencie zgłoszenia przez badanego zaniku wibracji [Goldberg i Lindblom, 1979; Fagius i Wahren, 1981].

### **3.5 Opis badania bólu w skali VAS oraz subiektywnego odczucia temperatury i komfortu**

Badanie przeprowadzono za pomocą wizualno-analogowej skali bólu wykorzystując 100 mm plastikową miarkę z przesuwalnym znacznikiem, od 0 (brak bólu) do 100 mm (ból nie do zniesienia). Proband ręką niebadaną przesuwiał znacznik w miejsce zgodne z jego odczuciem [Karcioglu i wsp., 2018].

Wykorzystano również dziewięciostopniową skalę (bardzo gorąco, gorąco, ciepło, delikatne ciepło, neutralnie, delikatne chłodno, chłodno, zimno, bardzo zimno) odczucia temperatury, na której badany zaznaczał swoje wrażenia [Fabbri, 2015].

Na pięciostopniowej skali komfortu, badany wskazywał swoje odczucie związane z aplikacją - komfort, delikatny dyskomfort, dyskomfort, duży dyskomfort, bardzo duży dyskomfort [Fabbri, 2015].

Wszystkie trzy skale użyto czterokrotnie podczas eksperymentu – po aklimatyzacji, w siódmej i piętnastej minucie w trakcie aplikacji oraz tuż po zakończeniu aplikacji [Smolander i wsp., 2004].

### **3.6 Pomiar temperatury metodą obrazową**

Badanie przeprowadzono za pomocą kamery termowizyjnej ThermaCam SC640 (Flir, Szwecja) o rozdzielczości 640x480 pikseli, czułości 30mK przy 30°C i błędzie pomiarowym 2°C. Kamera była zamontowana na statywie kolumnowym Salon 230 (Monfotto-Włochy), prostopadle do powierzchni grzbietowej badanej ręki, w odległości 20cm od niej.

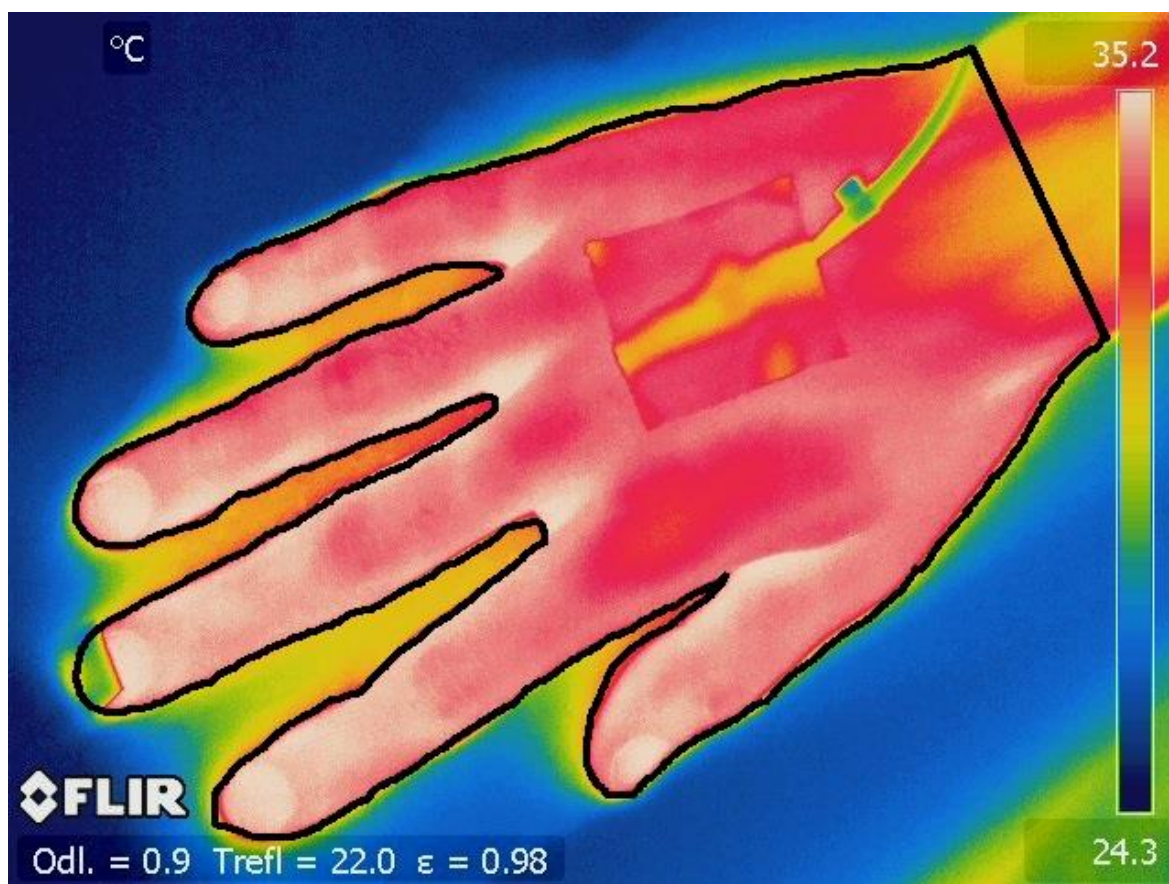
W pomieszczeniu odizolowano wszystkie źródła ciepła oraz osłonięto elementy odbijające promieniowanie (m.in. okno), które mogłyby rzutować refleks termiczny na badany obiekt.

W celu określenia zmian temperatury ręki po zastosowaniu okładu z lodem wykonano zdjęcia 8-krotnie: (po aklimatyzacji i badaniu QST I (**I**), bezpośrednio po zdjęciu okładu ale przed badaniem QST II (**II**), następnie 5min (**III**), 10 min (**IV**), 15min (**V**), 20 min (**VI**), 25 min (**VII**) i 30min (**VIII**) po aplikacji okładu).

Na podstawie uzyskanych zdjęć przeprowadzono analizę termiczną badanego obszaru. Do tego celu wyznaczono ROI (Region of Interest) – czyli obszar powierzchni skóry poddany ocenie. ROI obejmował grzbietową stronę ręki aż do linii stawu nadgarstkowego (ryc. 3).

Do komputerowej analizy zdjęć i wyliczenia średniej temperatury obszaru ręki wykorzystano program (ThermoCAM Reporter 2000 Pro Dec 02 Ed).

Przygotowanie pomieszczenia badawczego, procedura pomiarowa i analiza termogramów była przeprowadzona zgodnie z wytycznymi badań termograficznych prowadzonych w medycynie i sporcie podanych w literaturze [Korman i wsp., 2016, Ring i Ammer, 2012]



**Ryc. 3.** Poglądowe zdjęcie termowizyjne grzbietowej strony ręki wraz z wyznaczonym obszarem podlegającym analizie temperaturowej - ROI (Region of Interest)- zaznaczonym czarną linią.

### **3.7 Monitorowanie temperatury za pomocą termometru rezystancyjnego.**

Do pomiaru wykorzystano jeden sensor z urządzenia pomiarowego "termometr-PC-zmontowany" (AVT-Korporacja sp. z o.o., Polska).

Czujnik rezystancyjny o powierzchni kontaktu  $15\text{mm}^2$  był zamocowany na skórze ręki badanej za pomocą standardowego plastra medycznego o wymiarach  $2/3\text{cm}$ . Czujnik przytwierdzony był pomiędzy trzecią i czwartą kością śródrečza na wysokości połowy odległości pomiędzy stawem nadgarstkowym a stawami śródrečzno-palcowymi.

Dane temperatury były drogą przewodową rejestrowane na komputerze z częstotliwością co minutę od momentu rozpoczęcia aklimatyzacji aż do końca fazy wypoczynku. Do dalszej analizy zostały wybrane odczyty temperaturowe zgodne czasowo z momentem wykonania zdjęć termowizyjnych.



### 3.8 Analiza statystyczna

Wyniki uzyskane w badaniach poddano analizie statystycznej.

Dla zmiennych ilościowych:

We wstępnej fazie obliczono statystyki opisowe i statystyki rozrzutu tj. średnie, mediana, minimum, maksimum i kwartyle dolny (Q1) i górny (Q3) oraz odchylenie standardowe. W celu dobrania odpowiednich testów statystycznych sprawdzono zgodności rozkładów z rozkładem normalnym (z rozkładem Z) przy pomocy testu normalności W Shapiro-Wilka.

Ponieważ dla większości zmiennych w co najmniej w jednej z grup (badanej lub kontrolnej) nie było rozkładów zgodnych z rozkładem normalnym, który jest warunkiem koniecznym zastosowania klasycznych testów statystycznych porównania średnich, zastosowano testy nieparametryczny porównujące całe rozkłady zmiennych:

- dla porównania grup (badana vs. kontrolna) zastosowano test U Manna-Witneya;
- dla porównania dwóch terminów (przed zabiegiem vs. zaraz po zabiegu) zastosowano test kolejności par Wilcoxon;
- dla porównania trzech terminów (przed zabiegiem vs. zaraz po zabiegu vs. 30 min po zabiegu) zastosowano test Anova Friedmana z testami post-hock (dla wyznaczenia szczegółowych różnic).

Dla zmiennych jakościowych (względne odczuwanie temperatury lub odczucie komfortu):

We wstępnej fazie obliczono tablice licznosci, które odpowiadają obliczeniu statystyk opisowych dla zmiennych ilościowych. Dla porównania tych zmiennych między grupami zastosowano test niezależności  $\chi^2$  Pearsona.

Dla wizualizacji obliczeń zastosowano wykresy typu:

- ramka – wąsy,
- profili zmian średniej,
- histogram,
- kolumnowy.

W celu zbadania zależności pomiędzy różnymi zmiennymi ilościowymi zastosowano korelacje rang Spearmana.

Przy weryfikacji hipotez przyjęto poziom istotności  $p = 0,05$ .

Obliczenia wykonano przy pomocy programu Statistica 10.0.

## 4. Wyniki badań

### 4.1. Charakterystyka badanych osób

W tabeli 2. przedstawiono charakterystykę badanych grup.

Grupa badana licząca 30 mężczyzn, w średnim wieku  $23,6 \pm 1,81$  lat. Grupa kontrolna licząca 19 badanych mężczyzn w średnim wieku  $22,95 \pm 1,31$ .

Badane grupy nie różniły się między sobą pod względem wieku, płci, masy i wysokości ciała, a także wskazanej ręki dominującej.

**Tab. 2.** Charakterystyka badanych osób, z uwzględnieniem podziału na grupy.

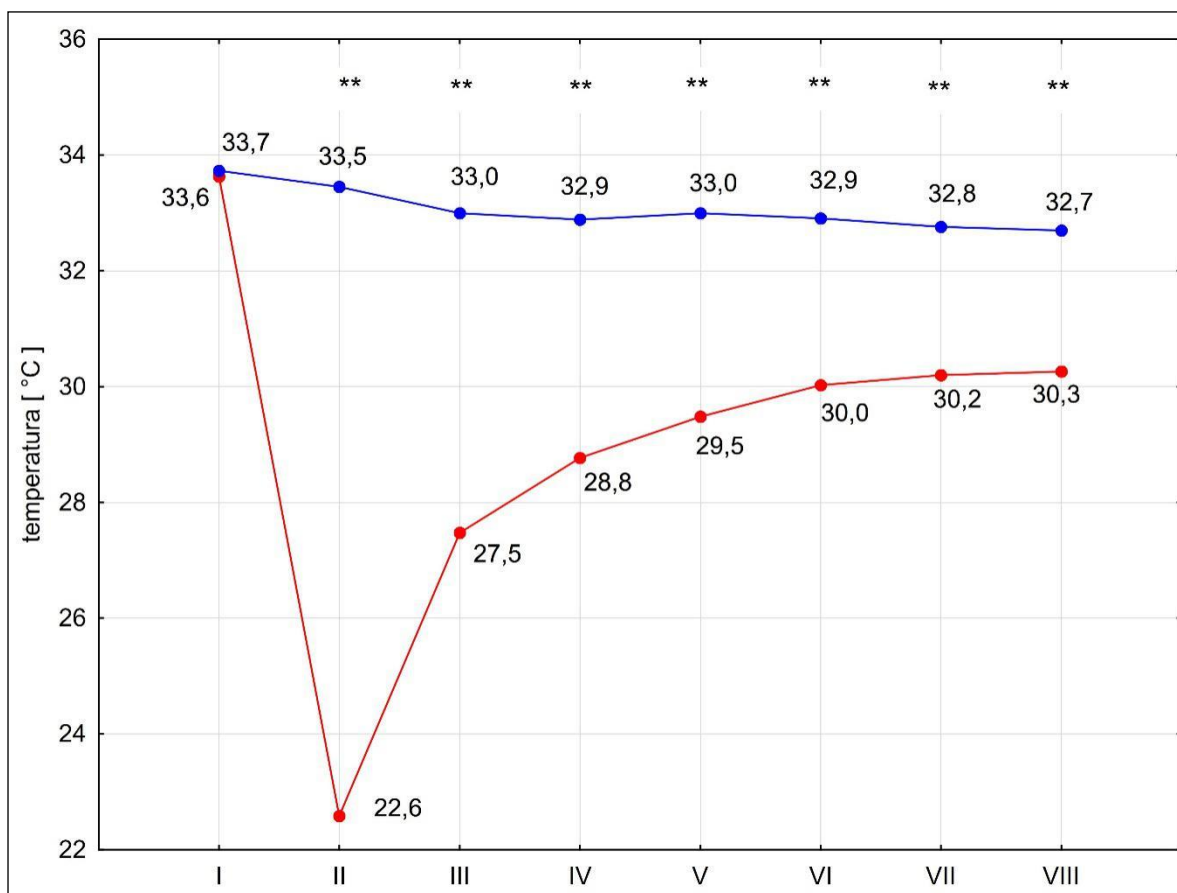
	Grupa badana (n=30)		Grupa kontrolna (n=19)		p
	$\bar{x} \pm SD$		$\bar{x} \pm SD$		
Ręka dominująca	L- 0	P - 30	L- 0	P - 19	
Wiek (lata)	23,6 $\pm$ 1,81		22,95 $\pm$ 1,31		0,225
Masa ciała (kg)	80,96 $\pm$ 10,44		78,76 $\pm$ 11,72		0,188
Wysokość ciała (cm)	182,12 $\pm$ 6,2		180,97 $\pm$ 5,55		0,266
BMI	24,427 $\pm$ 3,067		24,021 $\pm$ 3,079		0,445

Gdzie:  $\bar{x}$  – średnia,  $SD$  – odchylenie standardowe, L/P-lewa/prawa, p – poziom istotności testu U Manna-Whitneya

### 4.2. Przebieg temperatur w badaniu termowizyjnym

Przed okładem i w trakcie jego trwania mierzono temperaturę ręki przy pomocy kamery termowizyjnej oraz przy pomocy termometru rezystancyjnego.

Zmiany temperatur w trakcie trwania zabiegu przedstawiono na ryc.4 dla pomiaru wykonanego przy pomocy kamery termowizyjnej oraz na ryc.6 dla pomiaru wykonanego przy pomocy termometru rezystancyjnego.



**Ryc. 4.** Profile zmian średniej temperatury [°C] powierzchniowej ręki, mierzonej kamerą termowizyjną w grupie badanej – kolor czerwony, n=30 (pod wpływem okładu workiem z lodem) i kontrolnej – kolor niebieski, n=19 (pod wpływem okładu workiem z wodą o temperaturze obojętnej).

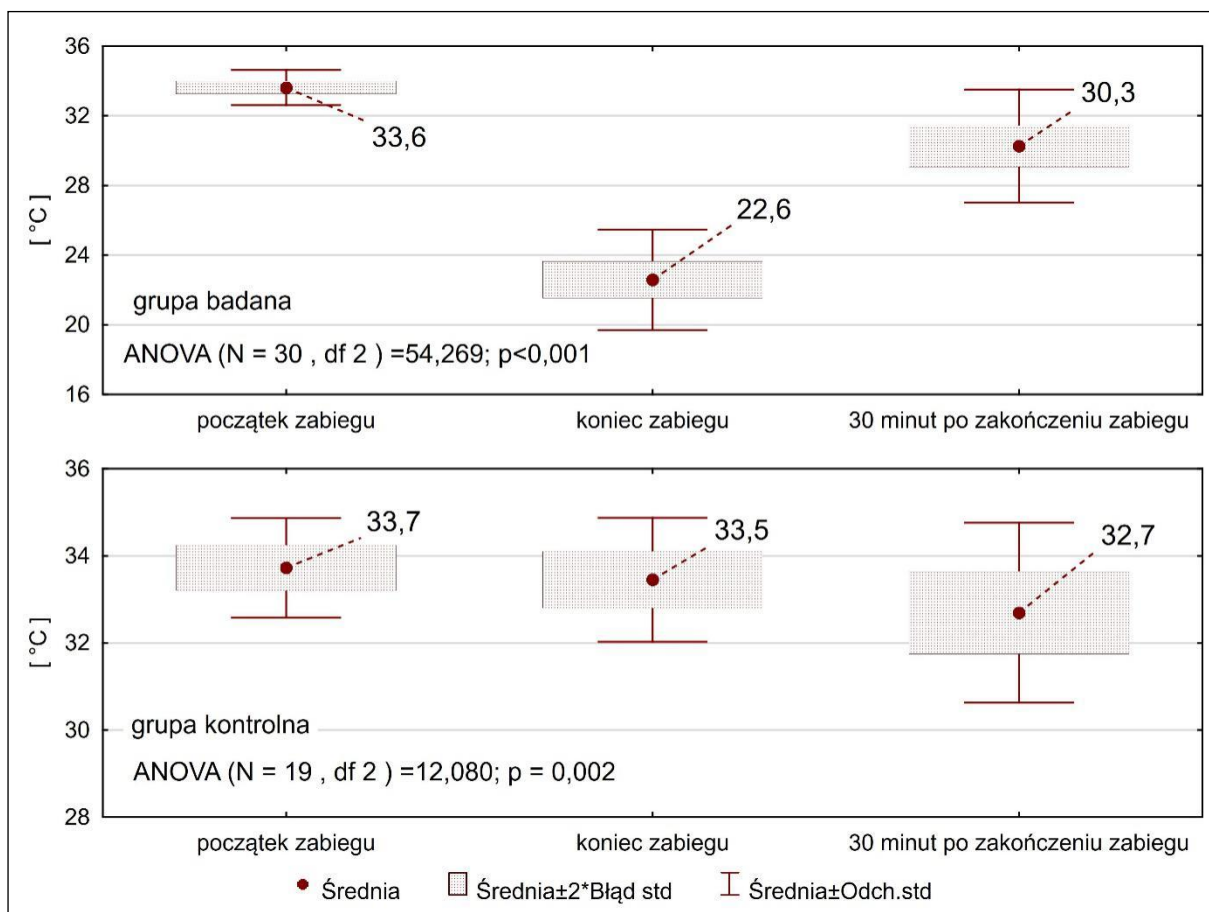
Gdzie na wykresie zastosowano następujące oznaczenia: I – przed zabiegiem. II - po 15 minutach okładu. III - 5 min. po zdjęciu okładu, IV - 10 min. po zdjęciu okładu, V - 15 min. po zdjęciu okładu, VI - 20 min. po zdjęciu okładu, VII - 25 min. po zdjęciu okładu, VIII - 30 min. po zdjęciu okładu;

\*\* –  $p < 0,01$  – poziom istotności testu U Manna-Whitneya.

Średnia temperatura ręki badanej kamerą termowizyjną w grupie badawczej przed zabiegiem wynosiła  $33,6 \pm 1,01^{\circ}\text{C}$  (min.  $30,8^{\circ}\text{C}$ , maks.  $35,2^{\circ}\text{C}$ ). Średnia temperatura powierzchniowa ręki badanej u wszystkich osób, z tej grupy, znacznie spadała po aplikacji lodu osiągając średnio  $22,6 \pm 2,88^{\circ}\text{C}$  (min.  $17,3^{\circ}\text{C}$ , maks.  $29,3^{\circ}\text{C}$ ).

Średnia temperatura powierzchniowa ręki badanej kamerą termowizyjną w grupie kontrolnej po aklimatyzacji wynosiła  $33,7 \pm 1,14^{\circ}\text{C}$  (min.  $31^{\circ}\text{C}$ , maks.  $35,3^{\circ}\text{C}$ ), gdy średnia temperatura powierzchniowa ręki badanej po aplikacji wody osiągnęła  $33,5 \pm 1,42^{\circ}\text{C}$  (min.  $30,2^{\circ}\text{C}$ , maks.  $35,5^{\circ}\text{C}$ ).

Tylko przed zabiegiem temperatury powierzchniowe badanych rąk, badane kamerą termowizyjną, nie różnią się istotnie pomiędzy grupą badaną a grupą kontrolną ( $p=0,410$ ). Po 15 minutach zastosowaniu okładów różnice temperatur pomiędzy grupami są wysoce istotne –  $p < 0,001$ . Takie zróżnicowanie utrzymuje się aż do 15 minut po zdjęciu okładów. W 20 minut po zdjęciu okładu różnica utrzymuje się na poziomie  $p = 0,001$ , w 25 minut na poziomie  $p = 0,002$ , a w 30 minut na poziomie  $p = 0,008$



**Ryc. 5.** Ilustracja porównania przy pomocy testu ANOVA Friedmana temperatur powierzchniowych dłoni, mierzonych kamerą termowizyjną, pomiędzy trzema terminami trwania zabiegu, w grupie badanej i grupie kontrolnej

Z porównania przy pomocy testu ANOVA Friedmana między trzema terminami w grupie badanej wynika, że istnieje statystycznie istotna różnica temperatur mierzonych (przy pomocy kamery termowizyjnej): na początku zabiegu, na jego koniec oraz 30 minut po zdjęciu okładu workiem z lodem ( $p < 0,001$ ). Różnica ta spowodowana jest szczegółowymi różnicami temperatur:

- pomiędzy temperaturą na początek zabiegu a temperaturą na koniec zabiegu okładu,  $p < 0,01$

- pomiędzy temperaturą na początek zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu,  $p < 0,01$
- pomiędzy temperaturą na koniec zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu (workiem z lodem),  $p < 0,01$

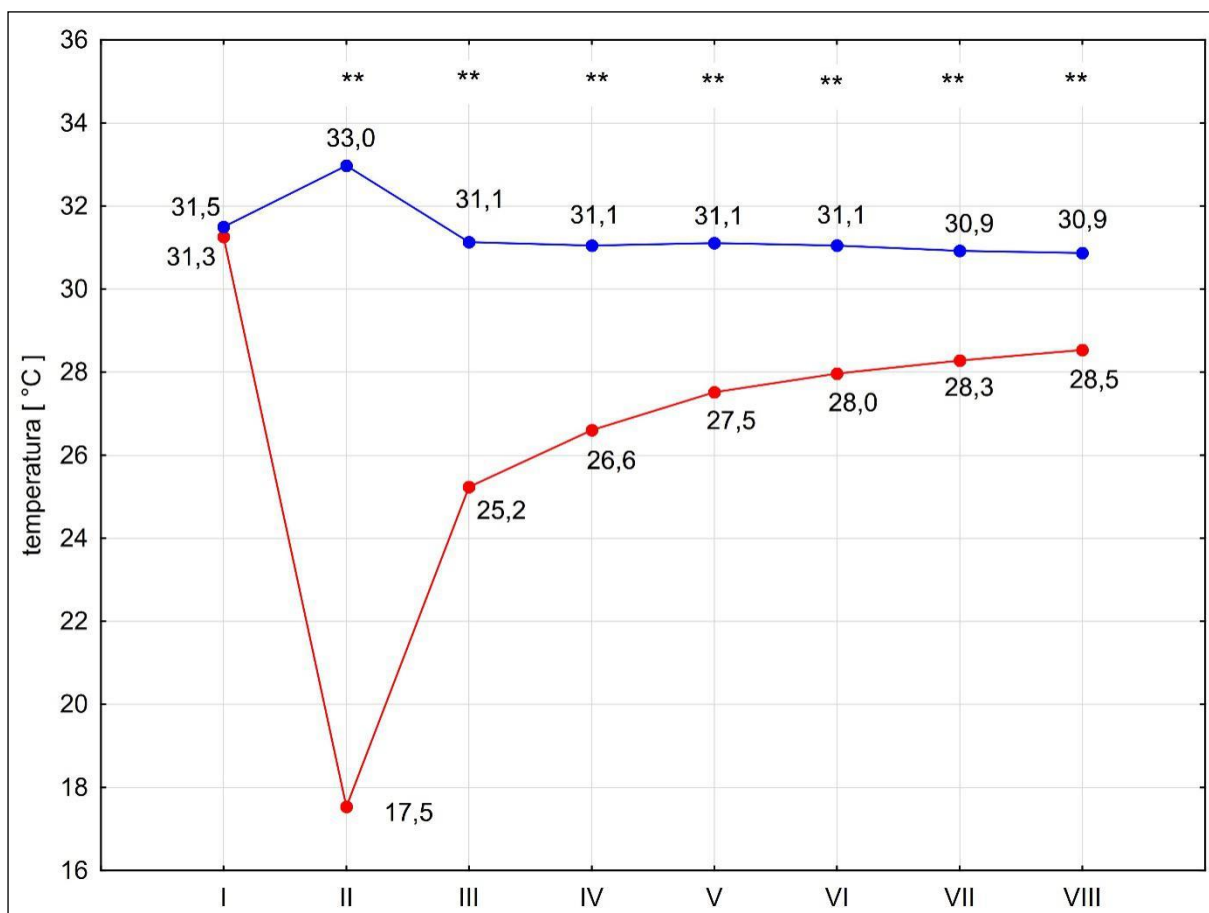
Analogicznie w grupie kontrolnej różnica temperatur powierzchniowych ręki pomiędzy omawianymi terminami jest statystycznie istotna na poziomie  $p = 0,002$ . Różnica ta spowodowana jest szczegółową różnicą pomiędzy temperaturą na początku zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu (workiem z wodą o temperaturze neutralnej) na poziomie  $p < 0,01$ .

Istotność różnic szczegółowych wyznaczono testem post-hoc dla testu ANOVA Friedmana.

#### **4.3. Przebieg temperatur w badaniu termometrem rezystancyjnym**

Średnia temperatura ręki w grupie badanej, badanej termometrem rezystancyjnym, **przed zabiegiem** wynosiła  $31,3 \pm 1,12^{\circ}\text{C}$ . (min.  $29^{\circ}\text{C}$ , maks.  $33^{\circ}\text{C}$ ). Średnia temperatura powierzchniowa ręki badanej znacznie spadała **po aplikacji okładu** osiągając  $17,5 \pm 2,20^{\circ}\text{C}$  (min.  $13^{\circ}\text{C}$ , maks.  $22^{\circ}\text{C}$ ).

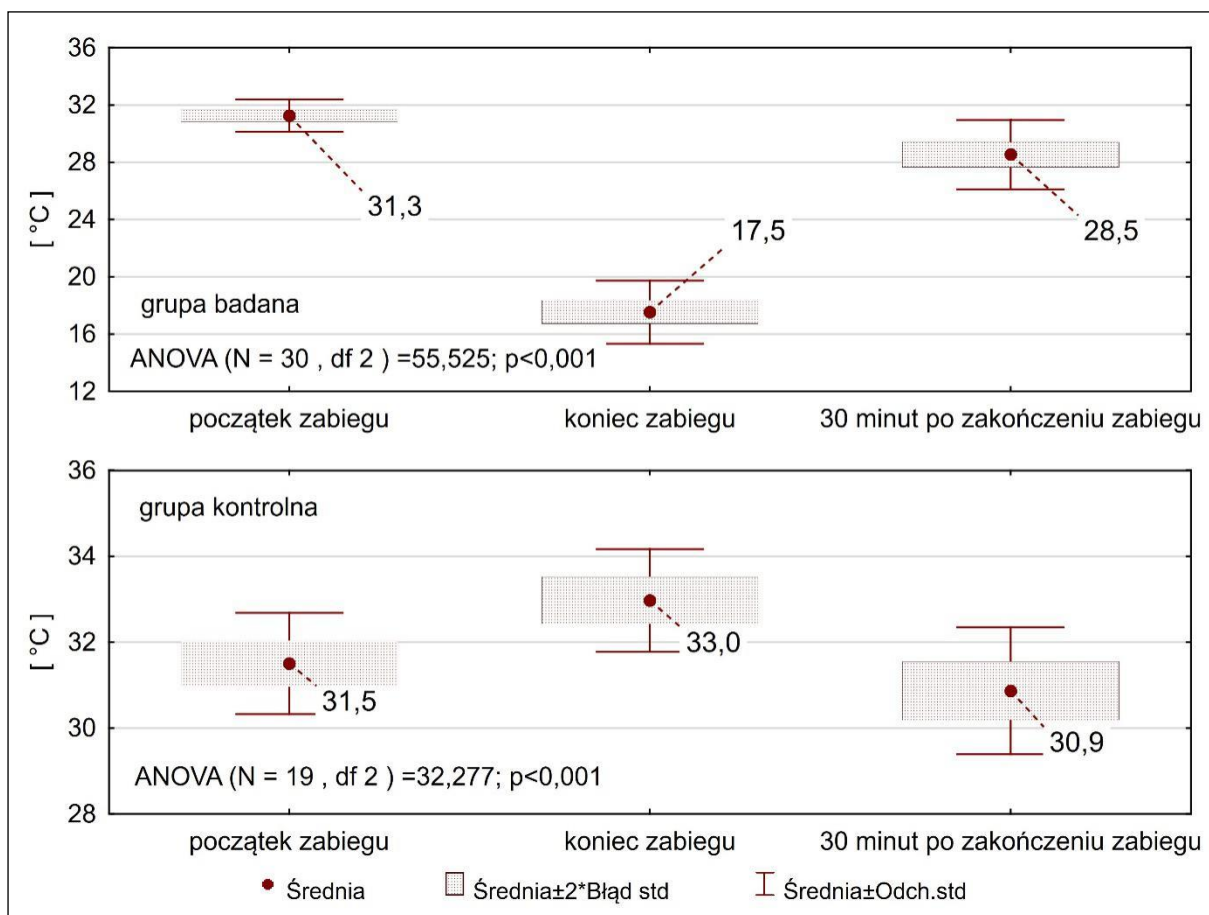
W grupie kontrolnej średnia temperatura ręki, badana termometrem rezystancyjnym, **przed zabiegiem** wynosiła  $31,5 \pm 1,18^{\circ}\text{C}$ . (min.  $29^{\circ}\text{C}$ , maks.  $33,5^{\circ}\text{C}$ ). Średnia temperatura powierzchniowa ręki **po aplikacji okładu** osiągnęła  $33,0 \pm 1,20^{\circ}\text{C}$  (min.  $30,0^{\circ}\text{C}$ , maks.  $35^{\circ}\text{C}$ ).



**Ryc. 6.** Profile zmian średniej temperatury [°C] powierzchniowej ręki, mierzonej termometrem rezystancyjnym w grupie badanej – kolor czerwony, n=30 (pod wpływem okładu workiem z lodem) i kontrolnej – kolor niebieski, n=19 (pod wpływem okładu workiem z wodą o temperaturze obojętnej).

Gdzie na wykresie zastosowano następujące oznaczenia: I – przed zabiegiem, II - po 15 minutach okładu. III - 5 min. po zdjęciu okładu, IV - 10 min. po zdjęciu okładu, V - 15 min. po zdjęciu okładu, VI - 20 min. po zdjęciu okładu, VII - 25 min. po zdjęciu okładu, VIII - 30 min. po zdjęciu okładu; p – poziom istotności testu U Manna-Whitneya.

Tylko przed zabiegiem temperatury powierzchniowe badanych rąk, badane termometrem rezystancyjnym, nie różnią się istotnie pomiędzy grupą badaną a grupą kontrolną (p=0,535). Po 15 minutach zastosowaniu okładów różnice temperatur pomiędzy grupami są wysoce istotne –  $p < 0,001$ . Takie zróżnicowanie utrzymuje się przez cały okres trwania pomiarów.



**Ryc. 7.** Ilustracja porównania przy pomocy testu ANOVA Friedmana temperatur powierzchniowych dłoni, mierzonych termometrem rezystancyjnym, pomiędzy trzema terminami trwania zabiegu, w grupie badanej i grupie kontrolnej

Z porównania przy pomocy testu ANOVA Friedmana między trzema terminami w grupie badanej wynika, że istnieje statystycznie istotna różnica pomiędzy temperatur mierzonych (przy pomocy termometru rezystancyjnego): na początku zabiegu, na jego koniec oraz 30 minut po zdjęciu okładu workiem z lodem ( $p < 0,001$ ). Różnica ta spowodowana jest szczegółowymi różnicami temperatur:

- pomiędzy temperaturą na początek zabiegu a temperaturą na koniec zabiegu okładu,  $p < 0,01$
- pomiędzy temperaturą na początek zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu,  $p < 0,01$
- pomiędzy temperaturą na koniec zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu (workiem z lodem),  $p < 0,01$ .

Analogicznie w grupie kontrolnej różnica temperatur powierzchniowych ręki pomiędzy omawianymi terminami jest statystycznie istotna na poziomie  $p < 0,001$ . Różnica



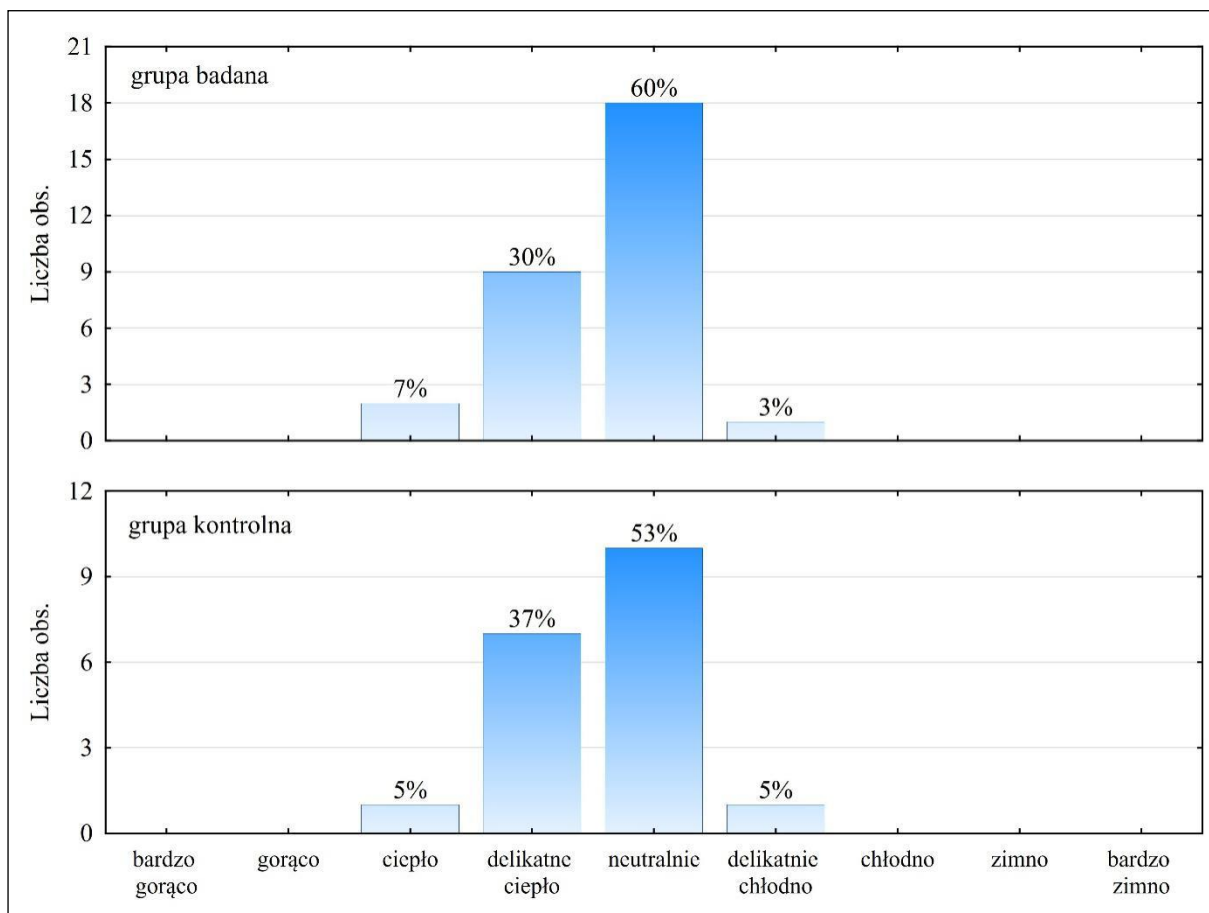
ta spowodowana jest szczegółowymi różnicami temperatur:

- pomiędzy temperaturą na początek zabiegu a temperaturą na koniec zabiegu okładu,  $p < 0,01$
- pomiędzy temperaturą na koniec zabiegu a temperaturą 30 minut po zdjęciu okładu (workiem z wodą o temperaturze neutralnej),  $p < 0,01$ .

Istotność różnic szczegółowych wyznaczono testem post-hoc dla testu ANOVA Friedmana.

#### 4.4. Charakterystyka subiektywnego obioru temperatury

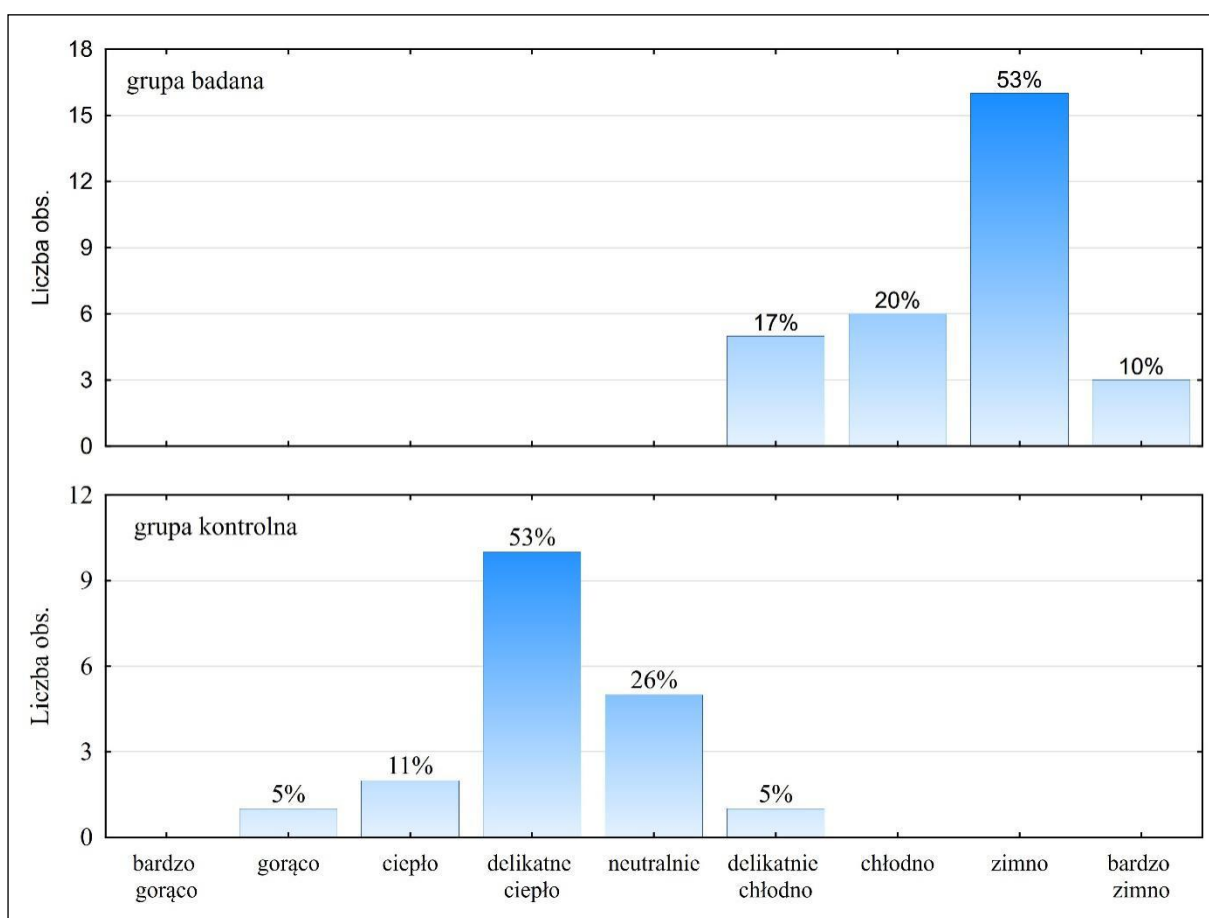
W trakcie trwania zabiegu pytano badanych o subiektywne odczuwanie temperatury ręki. Pytanie zadawane było przed zabiegiem, w siódmej i w piętnastej minucie trwania okładu oraz bezpośrednio po zakończeniu zabiegu. Badani mieli do dyspozycji dziewięciostopniową skalę subiektywnego odczuwania temperatury: bardzo gorąco, gorąco, ciepło, delikatne ciepło, neutralnie, delikatnie chłodno, chłodno, zimno, bardzo zimno.



Ryc. 8. Histogramy odczuwania temperatury przed okładem w obydwóch grupach.

**Przed zabiegiem** (ryc. 8) nie stwierdzono statystycznie istotnej zależności pomiędzy przynależnością do grupy a subiektywnym odczuwaniem temperatury ręki ( $\chi^2$  (df=3) = 0,421; p=0,936).

Najwięcej osób zarówno z grupy badanej (60%), jak i grupy kontrolnej (53%) wskazało na neutralne odczuwanie temperatury ręki. Pojedyncze osoby stwierdzały, że odczuwają ciepło (7% grupy badanej i 5% grupy kontrolnej) oraz delikatne chłódno ręki (3% grupy badanej i 5% grupy kontrolnej).



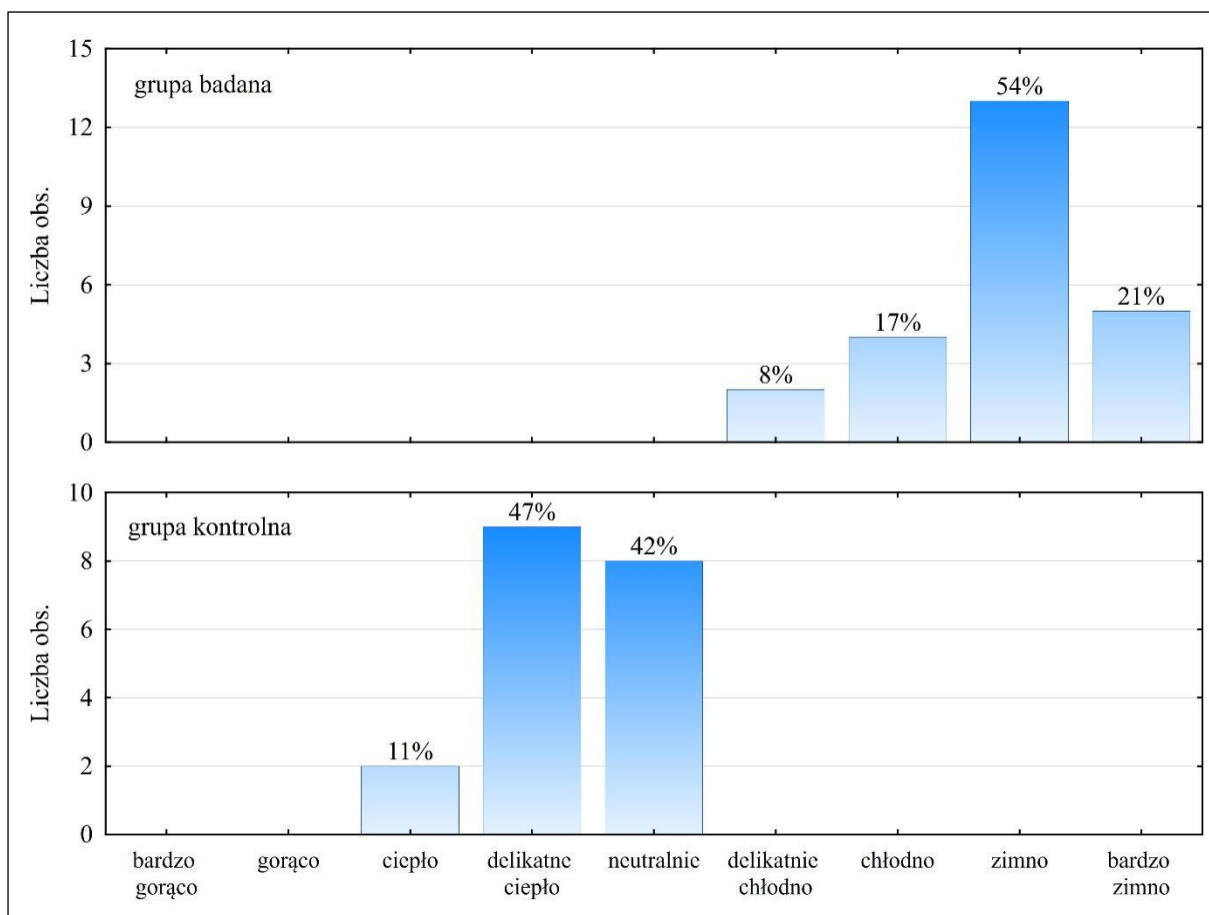
**Ryc. 9.** Histogramy odczuwania temperatury w siódmej minucie trwania okładu w obydwóch grupach

**Po siedmiu minutach trwania okładu** (ryc. 9) wszyscy członkowie grupy badanej odczuwali delikatne chłódno (17%), chłódno (20%), zimno (53%) lub bardzo zimno (10%), podczas gdy osoby z grupy kontrolnej wskazały na gorąco (5%), ciepło (11%), delikatne ciepło (53%), neutralnie (26%) oraz delikatnie chłódno (5%).

W grupie badanej procent osób odczuwających temperaturę ręki jako chłódno

statystycznie różni się od 0% na poziomie  $p=0,010$ , odczuwających jako zimno różni się od 0% na poziomie  $p<0,001$ . Procent tej grupy odczuwających w temperatury jako delikatnie chłodno oraz bardzo zimno nie różni się statystycznie od 0%.

W grupie kontrolnej procent odczuwających temperatury jako delikatne ciepło różni się od 0% na poziomie  $p<0,001$ , a neutralnie na poziomie  $p=0,016$ . Procenty osób z grupy kontrolnej odczuwających temperaturę ręki jako gorąco, ciepłu lub delikatnie chłodno statystycznie nie różnią się od zera.

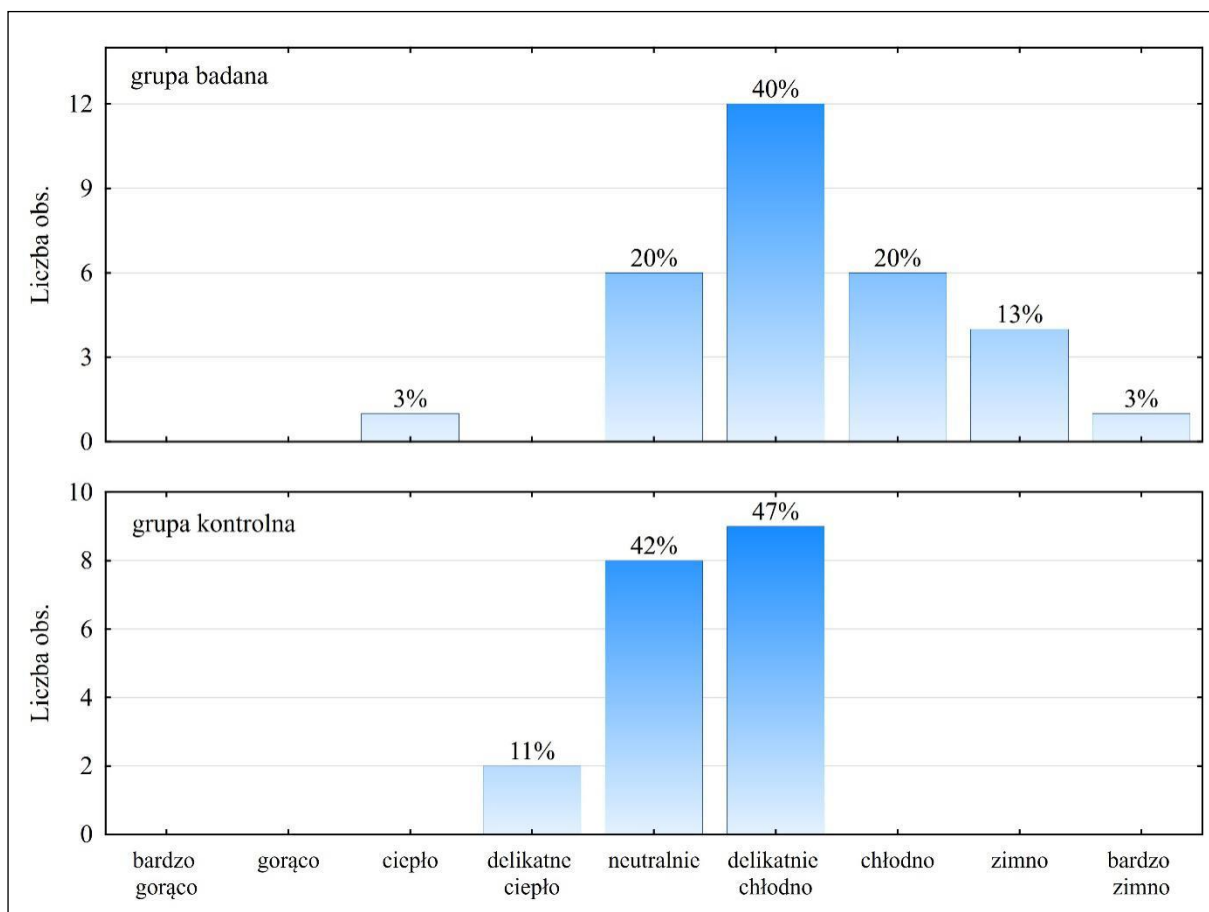


**Ryc. 10.** Histogramy odczuwania temperatury w piętnastej minucie trwania okładu w obydwóch grupach

**Po piętnastu minutach trwania okładu** (ryc. 10) osoby z grupy badanej w dalszym ciągu odczuwały temperaturę ręki jako: delikatnie chłodno (8%), chłodno (17%), zimno aż 54% grupy oraz bardzo zimno 21%. W tym procent osób odczuwających temperaturę jako chłodno statystycznie różni się od 0% na poziomie  $p<0,001$ , a procent odczuwający temperaturę jako bardzo zimno różni się od 0% na poziomie  $p = 0,008$ . Procenty osób

odczuwających delikatnie chłodno lub chłodno nie różnią się statystycznie od zera.

W grupie kontrolnej pacjenci temperaturę ręki odczuwali tylko jako ciepło (11%), delikatne ciepło (47%) oraz neutralnie (42%). W tym procenty osób odczuwające temperaturę ręki jako delikatne ciepło różni się od zera na poziomie  $p=0,001$  oraz neutralnie różni się statystycznie od zera na poziomie  $p=0,002$ . Procent osób odczuwających temperaturę jako ciepło nie różni się statystycznie od zera.



**Ryc. 11.** Histogramy odczuwania temperatury bezpośrednio po zakończeniu okładu w obydwóch grupach

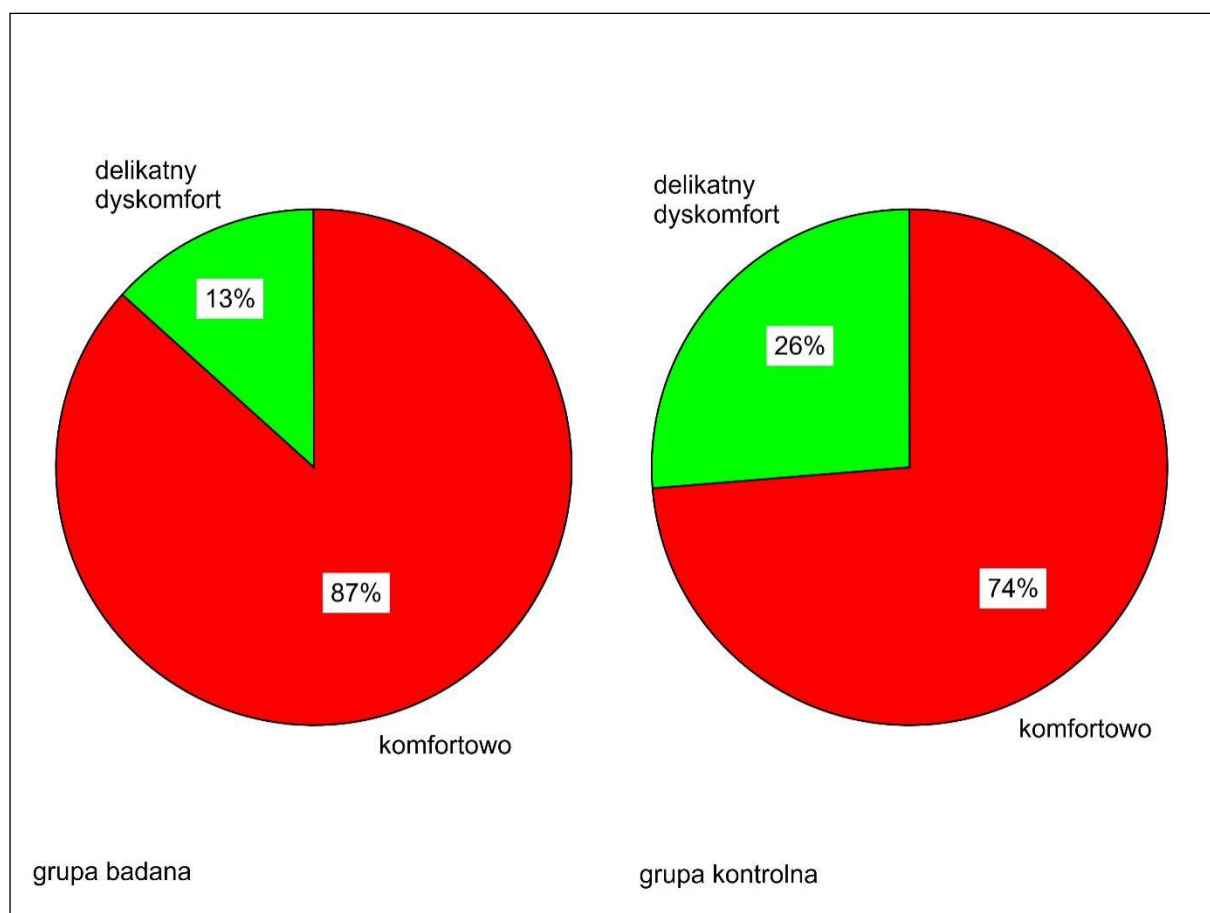
**Bezpośrednio po zakończeniu okładu** w grupie badanej odczuwanie temperatury ręki przesunęło się w kierunku neutralnego odczuwania. Jedna osoba stwierdziła nawet, że odczuwa ciepło. Temperaturę odczuwało neutralnie 20% badanych, delikatnie chłodno 40%, chłodno 20%, zimno 13%, a tylko jedna osoba (3%) stwierdziła, że odczuwa temperaturę ręki jako bardzo zimno.

W grupie kontrolnej odczuwanie temperatury ręki przesunęło się w kierunku chłodu: 11% badanych odczuwało temperaturę jako delikatne ciepło, 42% neutralnie oraz aż 47%

grupy odczuwało temperaturę jako delikatnie chłodno. Z porównania dwóch wskaźników struktury wynika brak różnic statystycznie istotnych pomiędzy procentami osób z obu grup odczuwających temperaturę neutralnie oraz delikatnie ciepło. Tylko 20% grupy badanej statystycznie różni się od zera procent osób z grupy kontrolnej odczuwających temperaturę jako chłodno na poziomie  $p = 0,010$ .

#### 4.5. Charakterystyka poczucia komfortu

Osoby z grupy badanej i grupy kontrolnej pytani byli o subiektywne odczucie komfortu ręki poddanej eksperymentowi. Pytanie takie było zadawane czterokrotnie: bezpośrednio przed zabiegiem (okład workiem z lodem w grupie badanej i workiem z wodą o temperaturze neutralnej w grupie kontrolnej), pod koniec 7 minuty trwania okładu, pod koniec 15 minuty trwania okładu oraz bezpośrednio po zabiegu. Pięciostopniowa skala subiektywnego czucia komfortu zawiera odpowiedzi: komfortowo, delikatny dyskomfort, dyskomfort, duży dyskomfort, bardzo duży dyskomfort.

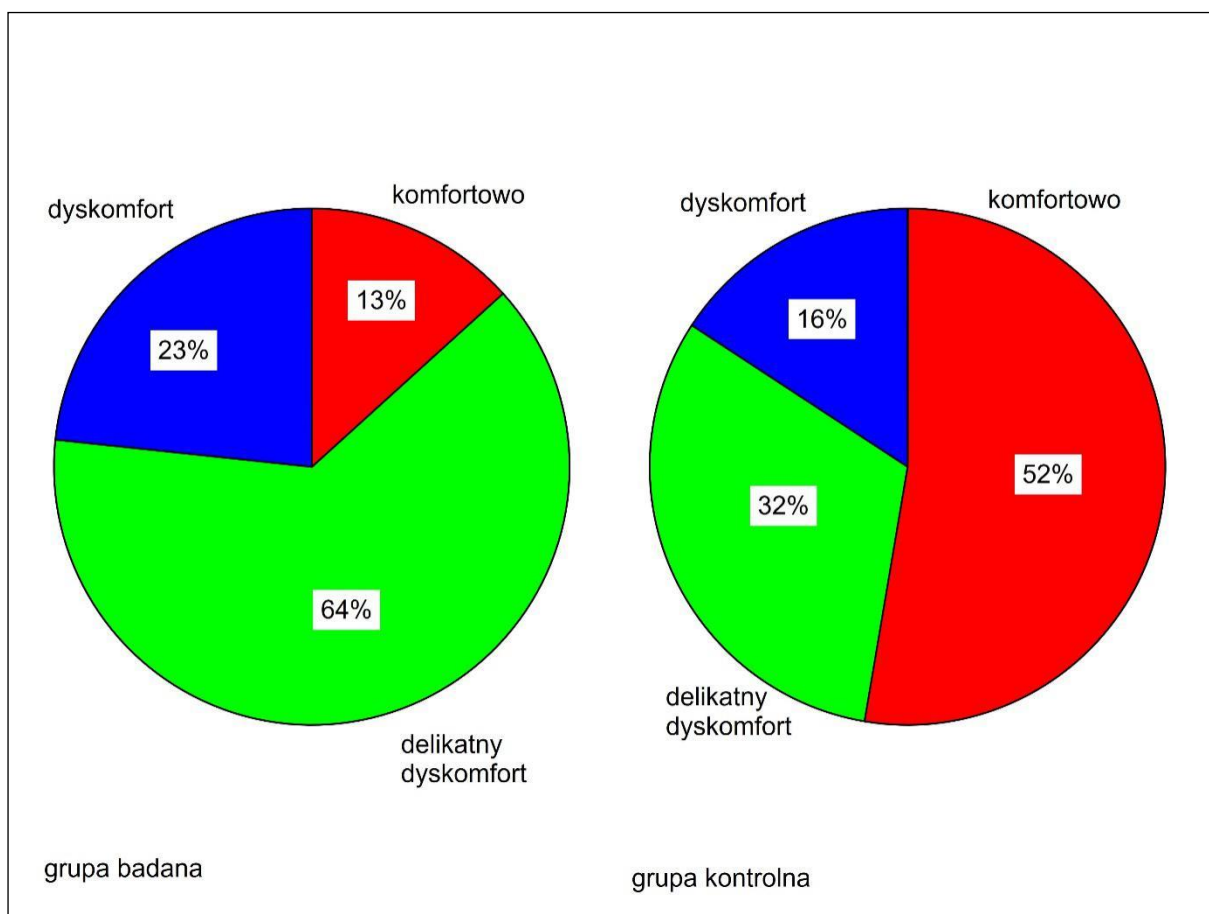


**Ryc. 12.** Subiektywne odczucie komfortu ręki poddanej eksperymentowi, w obydwóch grupach, bezpośrednio przed zabiegiem

Tylko cztery osoby (13%) z grupy badanej udzieliło odpowiedzi „delikatny dyskomfort” do określenia subiektywnego odczucia komfortu ręki podanej eksperymentowi bezpośrednio **przed okładem workiem** z lodem, natomiast pozostałe osoby udzieliły odpowiedzi „komfort”.

W grupie kontrolnej pięć osób (26%) udzieliło odpowiedzi „delikatny dyskomfort” bezpośrednio przed okładem workiem z wodą o temperaturze obojętnej, natomiast pozostałe 74% osób udzieliło odpowiedzi „komfort”.

Subiektywne odczuwanie komfortu jest statystycznie niezależne. Grupy nie różnią się statystycznie między sobą przed zabiegiem okładu (są jednorodne). ( $\chi^2(df=1) = 1,308$ ;  $p = 0,253$ )

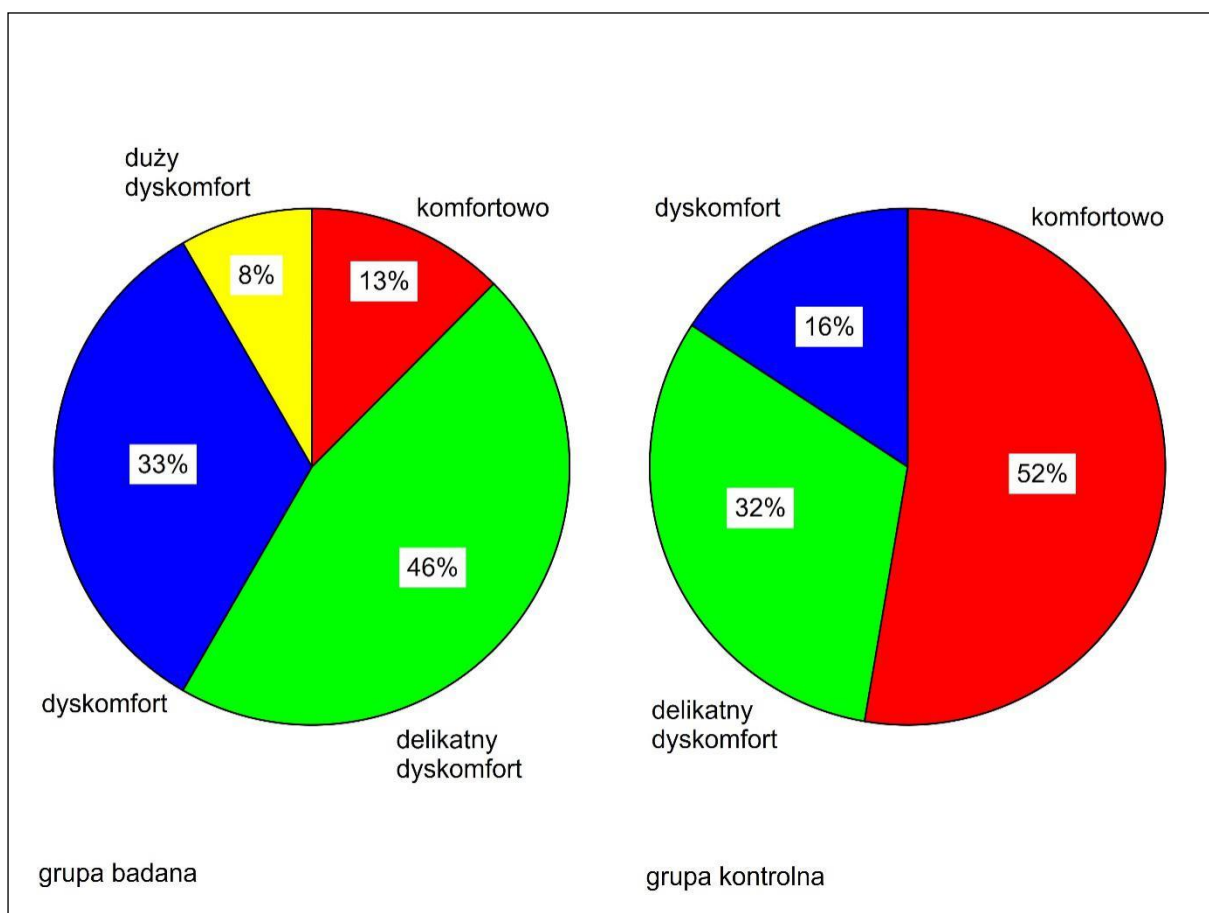


**Ryc. 13.** Subiektywne odczucie komfortu ręki poddanej eksperymentowi, w obydwóch grupach, pod koniec 7 minuty okładu.

W grupie badanej cztery osoby (13,3%) udzieliły odpowiedzi „komfortowo” do określenia subiektywnego odczucia komfortu ręki podanej eksperymentowi **pod koniec 7 minuty okładu** workiem z lodem, 63,3% badanych udzieliło odpowiedzi „delikatny dyskomfort”, a 23,3% badanych udzieliło odpowiedzi „dyskomfort”.

Dla porównania w grupie kontrolnej w tym samym czasie 52,6% badanych udzieliło odpowiedzi „komfortowo” do określenia subiektywnego odczucia komfortu ręki podanej eksperymentowi, gdy 31,6% badanych udzieliło odpowiedzi „delikatny dyskomfort”, oraz 15,8% badanych udzieliło odpowiedzi „dyskomfort”.

Na mocy testu  $\chi^2$  niezależności Pearsona istnieje statystycznie istotna zależność pomiędzy grupą a odczuwaniem komfortu ręki poddawanej zabiegowi, pod koniec 7 minuty trwania zabiegu. ( $\chi^2(df=2)=8,911$ ;  $p = 0,012$ ). Zależność ta związana jest z różnicami, statystycznie istotnymi, pomiędzy dwoma procentami odczuwania komfortu jako „komfort” na poziomie  $p = 0,003$  oraz jako „delikatny dyskomfort” na poziomie  $p = 0,030$ .

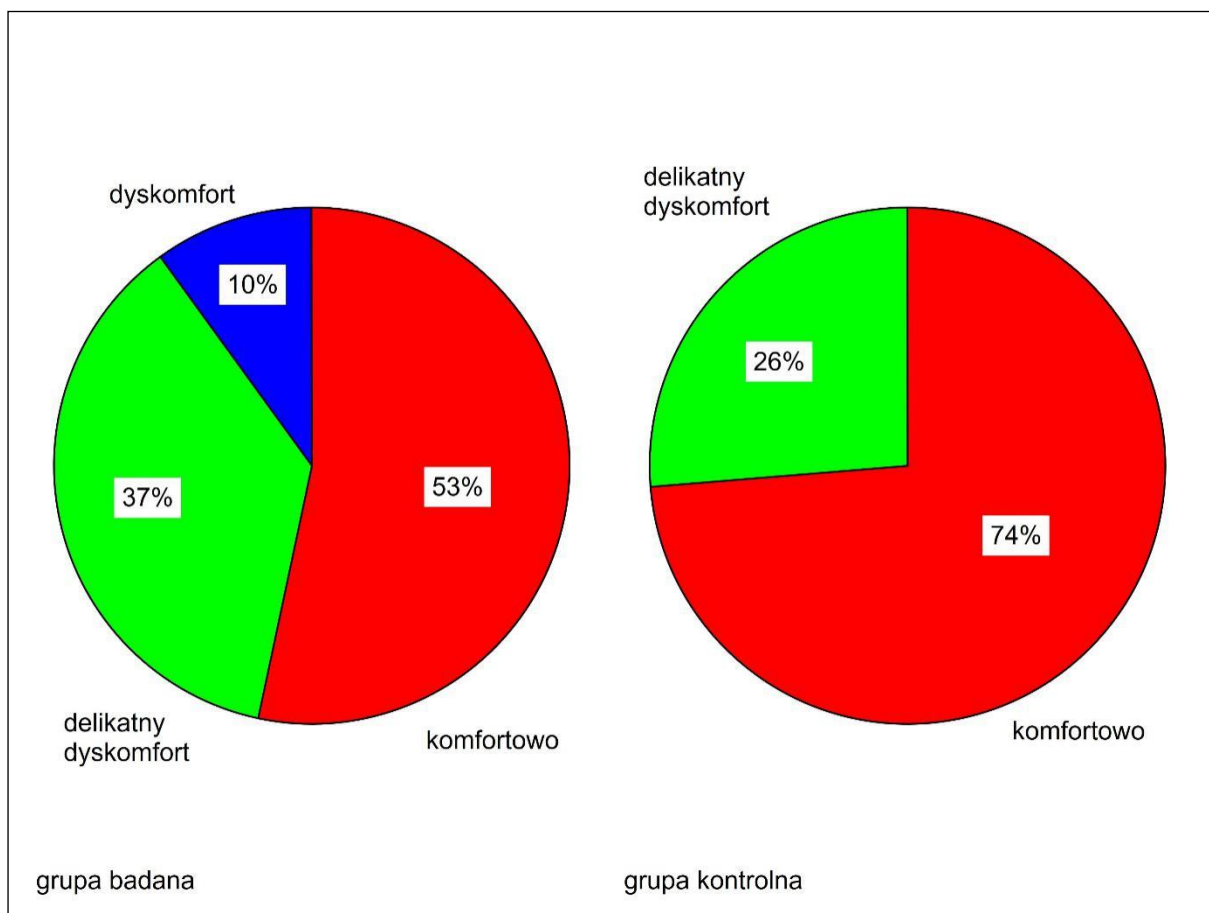


**Ryc. 14.** Subiektywne odczucie komfortu ręki poddanej eksperymentowi, w obydwóch grupach, pod koniec 15 minuty okładu.

Pod koniec 15 minuty okładu (ryc.14.) 45,8 % osób z grupy badanej dla określenia subiektywnego odczucia komfortu ręki użyło określenia „delikatny dyskomfort”, 33,3% określiła to jako „dyskomfort”. Tylko 12,5% osób z grupy badanej odpowiedziały „komfortowo” i 8,3% udzieliło odpowiedzi „duży dyskomfort”.

W tym samym czasie z grupy kontrolnej 52,4% osób udzieliło dla określenia subiektywnego odczuwania komfortu ręki odpowiedzi „komfortowo”, 31,6% określiła to jako „delikatny dyskomfort” oraz 15,8% udzieliło odpowiedzi „dyskomfort”.

Na mocy testu  $\chi^2$  niezależności Pearsona istnieje statystycznie istotna zależność pomiędzy grupą a odczuwaniem komfortu ręki poddawanej zabiegowi, pod koniec 15 minuty trwania zabiegu. ( $\chi^2(df=3)=9,054$ ;  $p = 0,029$ ). Zależność ta związana jest z różnicą, statystycznie istotną, pomiędzy dwoma procentami odczuwania komfortu jako „komfort” na poziomie  $p = 0,004$ .



**Ryc. 15.** Subiektywne odczucie komfortu ręki poddanej eksperymentowi, w obydwóch grupach, bezpośrednio po zakończeniu 15 minutowego okładu.



**Bezpośrednio po zakończeniu zabiegu okładu** aż 53,3% grupy badanej subiektywnie odczucie komfortu ręki określiło jako „komfortowo”, 36,7% jako „delikatny komfort”. Tylko 3 osoby (3% grupy) określiło to odczucie jako „dyskomfort”.

Osoby z grupy kontrolnej subiektywnie odczucie komfortu ręki poddawanej zabiegowi określiło jako „komfortowo” – 73,7%, lub „delikatny dyskomfort” pozostałe 26,3% grupy.

Po zakończeniu zabiegu ponownie subiektywne odczuwanie komfortu jest statystycznie niezależne. Grupy nie różnią się statystycznie między sobą i jak przed zabiegiem okładu są jednorodne. ( $\chi^2$  (df=2) = 3,069; p = 0,216)

#### **4.6. Charakterystyka odbioru wrażeń sensorycznych**

Ostatnią grupą wyników są zmiany odczuwania wybranych parametrów sensorycznych pod wpływem zabiegu okładu leczniczego trwającego 15 minut.

Wybranymi parametrami były: próg detekcji mechanicznej (mN), próg bólu mechanicznego (mN), próg detekcji wibracji (j) oraz próg bólu uciskowego (mN)

**Tab. 3.** Różnice odczuwania wybranych parametrów sensorycznych przed zabiegiem (badanie I) i po zabiegu (badanie II), w grupie badanej zastosowano okład workiem z lodem a w grupie kontrolnej okład workiem z wodą o temperaturze obojętnej.

Parametr (jednostka)	Grupa badana (n=30)			Grupa kontrolna (n=19)		
	Badanie I $\bar{x}\pm SD$	Badanie II $\bar{x}\pm SD$	p	Badanie I $\bar{x}\pm SD$	Badanie II $\bar{x}\pm SD$	p
Próg detekcji mechanicznej (mN)	0,14±0,11	0,28±0,3	0,001	0,1±0,11	0,11±0,09	0,266
Próg bólu mechanicznego (mN)	297,95±70,45	362,61±116,04	0,001	221,71±105,47	235,09±103,73	0,221
Próg detekcji wibracji (j)	5,32±2,21	5,07±2,24	0,617	6,84±1,45	6,35±2,08	0,017
Próg bólu uciskowego (mN)	38,3±14,21	43,49±16,43	0,009	35,49±10,67	35,04±15,93	0,687

Gdzie:  $\bar{x}$  – średnia,  $SD$  – odchylenie standardowe,  $p$  - poziom istotności testu kolejności par Wilcoxona, badanie I – przed zabiegiem, badanie II – po zabiegu.

W grupie badanej po okładzie workiem z lodem względem stanu z przed okładu istotnie wzrósł próg odczuwania detekcji mechanicznej ( $p=0,001$ ), próg bólu mechanicznego ( $p=0,001$ ) i bólu uciskowego ( $p=0,009$ ). Nieistotnie zmniejszył się próg detekcji wibracji ( $p=0,617$ ).

W grupie kontrolnej po okładzie workiem z wodą o temperaturze obojętnej względem stanu z przed okładu istotnie zmniejszył się tylko próg detekcji wibracji ( $p=0,017$ ). Nieistotnie zwiększył się próg odczuwania detekcji mechanicznej ( $p=0,266$ ) i bólu mechanicznego ( $p=0,221$ ). Nieistotnie zmniejszył się próg odczuwania bólu uciskowego ( $p=0,687$ ).

**Tab. 4.** Różnice odczuwania wybranych parametrów sensorycznych przez osoby z grupy badanej (grupa I) i grupy kontrolnej (grupa II). Przed zabiegiem i po zabiegu zastosowania okładu leczniczego, workiem z lodem w grupie badanej i okładu workiem z wodą o temperaturze obojętnej w grupie kontrolnej.

Parametr (jednostka)	Przed zabiegiem			Po zabiegu		
	Grupa I $\bar{x}\pm SD$	Grupa II $\bar{x}\pm SD$	p	Grupa I $\bar{x}\pm SD$	Grupa II $\bar{x}\pm SD$	p
Próg detekcji mechanicznej (mN)	0,14±0,11	0,1±0,11	0,055	0,28±0,3	0,11±0,09	0,020
Próg bólu mechanicznego (mN)	297,95±70,45	221,71±105,47	0,012	362,61±116,04	235,09±103,73	0,002
Próg detekcji wibracji (j)	5,32±2,21	6,84±1,45	0,013	5,07±2,24	6,35±2,08	0,076
Próg bólu uciskowego (mN)	38,3±14,21	35,49±10,67	0,784	43,49±16,43	35,04±15,93	0,069

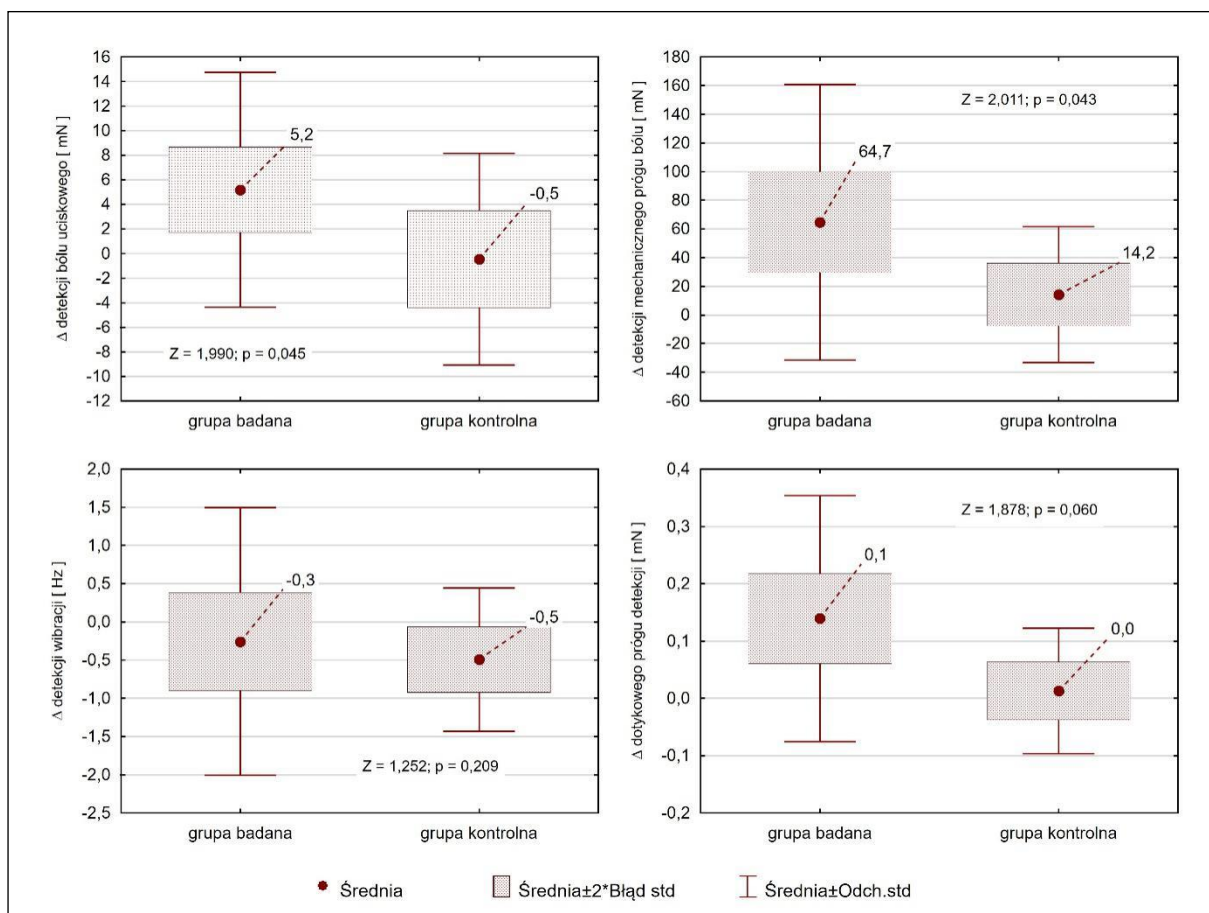
Gdzie:  $\bar{x}$  – średnia, SD – odchylenie standardowe, p - poziom istotności testu U Manna-Whitneya, grupa I – grupa badana, grupa II – grupa kontrolna

W tabeli 4 pokazano porównanie pomiędzy grupami odczuwania wybranych parametrów sensorycznych w dwóch terminach badań. Przed zastosowaniem okładu (badanie I) i po zastosowaniu okładu (badanie II).

Dla badania I istotnie statystycznie kształtuje się różnica pomiędzy grupami w przypadku progu bólu mechanicznego ( $p=0,012$ ) i progu detekcji wibracji ( $p=0,013$ ).

W badaniu II, z tych dwóch zmiennych, tylko próg bólu mechanicznego utrzymuje różnicę statystycznie istotną ( $p=0,002$ ) – w przypadku tej zmiennej potrzebne jest przeanalizowanie porównania między grupami przyrostów. Nieistotną natomiast jest różnica w przypadku progu detekcji wibracji ( $p=0,076$ ).

W badaniu I, na granicy istotności kształtuje się również różnica pomiędzy wynikami obu grup dla progu detekcji mechanicznej ( $p=0,055$ ) oraz nieistotną jest różnica progu bólu uciskowego ( $p=0,784$ ). W badaniu II istotnie statystycznie kształtuje się różnica w przypadku progu detekcji mechanicznej ( $p=0,020$ ). Nieistotną natomiast jest różnica w przypadku progu bólu uciskowego ( $p=0,069$ ).



**Ryc. 16.** Ilustracja porównania, przy pomocy testu U Manna-Whitneya, między grupami przyrostów ( $\Delta$ ) odczuwania wybranych parametrów sensorycznych na skutek zastosowania okładów (w grupie badanej workiem z lodem i w grupie kontrolnej workiem z wodą o temperaturze neutralnej).

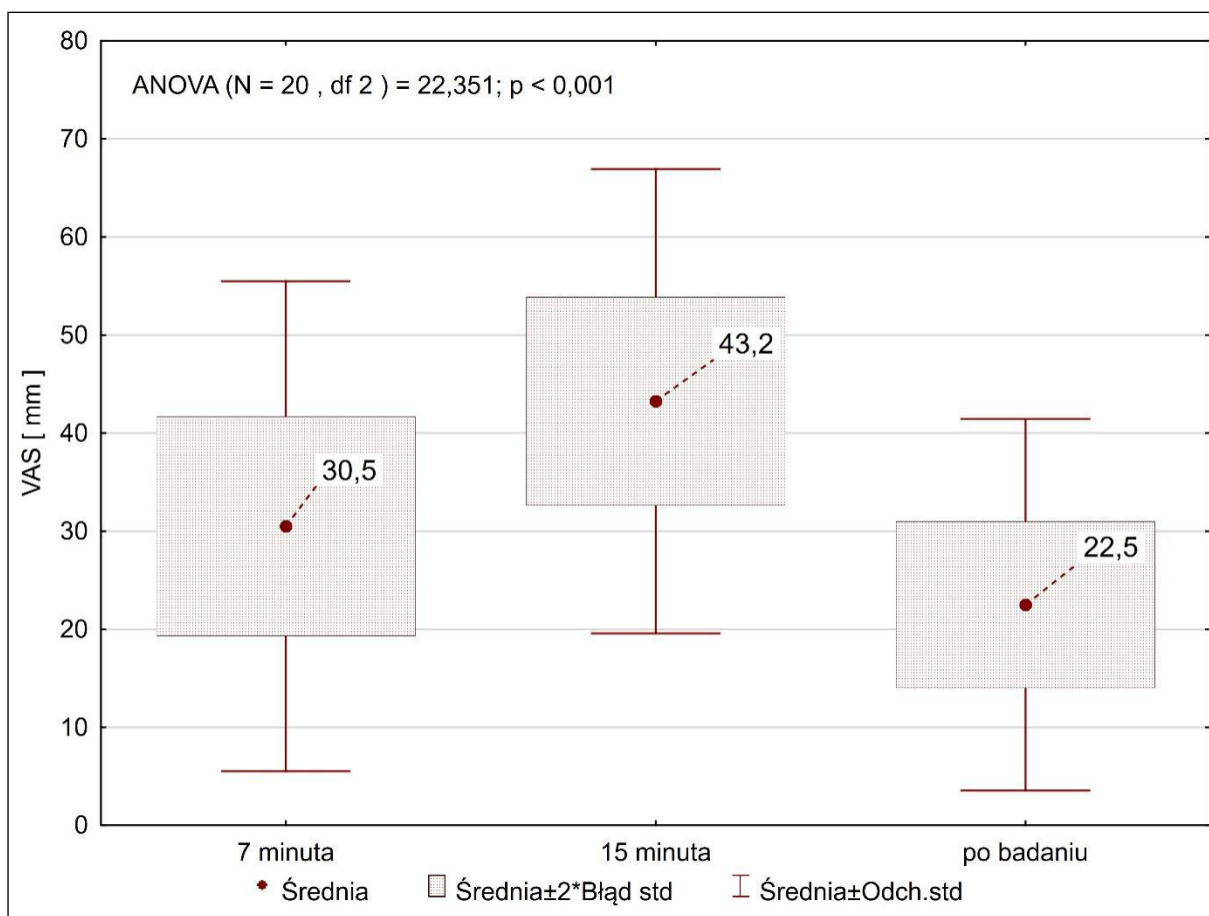
Nie stwierdzono istotnych różnic przyrostów odczuć sensorycznych między grupami, na skutek okładu workiem z lodem w grupie badanej i okładu workiem z wodą o temperaturze neutralnej w grupie kontrolnej, w zakresie zmian prógu detekcji wibracji ( $p=0,209$ ) i zmian prógu detekcji mechanicznej ( $p=0,060$ ). Stwierdzono istotne różnice przyrostów detekcji prógu bólu uciskowego ( $p=0,045$ ) i detekcji prógu bólu mechanicznego ( $p=0,043$ ) ( $p$  - poziom istotności testu U Manna-Whitneya).

#### 4.7. Charakterystyka odczuwania bólu w skali VAS

Na rycinie 14 przedstawiono poziomy odczucia bólu mierzonego za pomocą skali VAS (0-100 mm) na koniec 7 i 15 minuty okładu oraz bezpośrednio po usunięciu okładu workiem z lodem dla 20 osób z grupy badanej.

Na koniec siódmej minuty okładu workiem z lodem zarejestrowano średni ból u badanych z grupy badawczej na poziomie  $30,5 \pm 25,0$ , na koniec piętnastej minuty ból

wzrósł na poziom  $43,2 \pm 23,7$ , a bezpośrednio po ściągnięciu okładu spadł do poziomu  $22,5 \pm 20,0$ .



**Ryc. 17.** Średnie poziomy odczucia bólu mierzonego za pomocą skali VAS (0-100 mm) na koniec 7 i 15 minuty okładu oraz bezpośredni po ściągnięciu okładu workiem z lodem dla 20 osób z grupy badanej.

Na podstawie testu ANOVA Friedmana odczuwania bólu wyrażonej w skali VAS, różnica 20 osób grupy badanej, pomiędzy tymi trzema terminami jest statystycznie istotna na poziomie  $p < 0,001$ . Różnica ta jest spowodowana szczegółowymi różnicami:

- pomiędzy końcem 7 minuty trwania okładu, a końcem 15 minuty na poziomie  $p < 0,05$
- pomiędzy końcem 15 minuty trwania okładu, a bezpośrednio po zdjęciu okładu na poziomie  $p < 0,01$

Szczegółowe różnice przeanalizowane są przy pomocy testu post-hoc dla testu ANOVA Friedmana.

W grupie kontrolnej odczuwanie bólu było na poziomie 0 przez cały czas trwania testu. Porównując wyniki widać istotne statystycznie różnice w występowaniu bólu u badanych z obu grup.

## 5. Dyskusja

Zabiegi krioterapeutyczne są stosowane w kompleksowym postępowaniu [Swenson, 1996; Bouzigon i wsp., 2016] w niektórych chorobach przewlekłych, szczególnie reumatycznych [Guillot i wsp., 2014], stanach pourazowych [Malanga i wsp., 2015] oraz jako czynnik wyłącznie przeciwbólowy [Trescot, 2003].

Stosuje się różne czynniki chłodzące takie jak: zabiegi wykorzystujące lód (kąpiele w wodzie z lodem, kompresy lodowe, masaż kostką lodu i inne), okłady żelowe (cold packi), systemy chłodzące wykorzystujące glikol, nadmuchy zimnym powietrzem, dwutlenkiem węgla, parami ciekłego azotu i wiele innych [Ernst i Fialka, 1994; Bahadır i wsp., 2010; Hayter i wsp., 2016].

Jednym z najbardziej powszechnych i tanich zabiegów są aplikacje wykorzystujące worek z lodem (ice pack). Stosowane są w świeżych stanach po urazach tkanek miękkich [Collins, 2008; Hotfiel, 2019], chorobach reumatycznych [Guillot, 2019], stanach pooperacyjnych [Greenstein, 2007] i wielu innych [Cavalieri, 2007].

Mimo, iż znaleźć można prace badawcze wykazujące że zaaplikowanie zimna istotnie wpływa na obniżenie temperatury powierzchniowej skóry [Belitsky i wsp., 1987] oraz modyfikację parametrów sensorycznych [Herrera i wsp., 2010], to nadal niewiele wiadomo jaki wpływ na te parametry wywiera okład woreczkiem z lodem. Jest to o tyle istotne, gdyż właśnie okłady woreczkiem z lodem są często stosowane w ramach leczenia ostrego stanu po urazie. Stąd istnieje potrzeba prowadzenia badań dotyczących także tego sposobu aplikacji, które poszerzą wiedzę dotyczącą ich biologicznego działania i bezpiecznego stosowania.

### 5.1. Badanie zmian temperatury powierzchniowej skóry okolicy poddanej zabiegowi (grzbietowej strony ręki)

W badaniach własnych okład z lodem zastosowano na grzbietową powierzchnię ręki. Należy zaznaczyć, że ręka jest bardzo dobrym lokalnym wskaźnikiem zmian naczyniowych, a także fizjologicznych reakcji naczyniowych występujących pod wpływem różnych czynników fizycznych [Stansberry, 1999].

Znaczenie ma gęsta sieć naczyń krwionośnych i występowanie dużej ilości przetok tętniczo-żylnych, inaczej nazywanych anastomozami, których budowę i rozmieszczenie w ciele opisali Clark i Clark [1934]. Grant i Bland [1931] odkryli istnienie wielu przetok tętniczo-żylnych, zwłaszcza w łożysku paznokcia, opuszkach palców i na dłoniowych stronach palców. Zgodnie z pracą Hale i Burch [1960] anastomozy rozwijają się, gdy zapotrzebowanie na przepływ krwi rośnie. Ich rola jest kluczowa w procesie termoregulacji. Jednym z czynników, pod wpływem którego dochodzi do otwierania i zamykania przetok, jest zmiana temperatury tkanki. Pod jej wpływem anastomozy reagują podobnie jak tętniczki. Podczas otwarcia przetok duże ilości krwi przepływają przez tkanki, co tłumaczy ich ogromną rolę w zjawisku CIVD (cold induced vasodilation) [Daanen, 2003].

Duże znaczenie ma także niewielka ilość izolacyjnej warstwy tkanki tłuszczowej na rękach. Dzięki temu zmiany w ukrwieniu ręki znacznie szybciej są widoczne na powierzchni skóry [Otte i wsp., 2002].

Dodatkowym argumentem dla wyboru ręki do badania była powszechność stosowania aplikacji chłodzących w tym obszarze ciała. Okolica ręki i nadgarstka z uwagi na zwiększone ryzyko urazów jest często poddawana zabiegom chłodzącym.

Należy jednak wziąć pod uwagę, iż temperatura ciała zależy od wielu czynników egzogennych, tj. temperatury otoczenia, ciśnienia i wilgotności [Sanyal i Maji, 2001] oraz endogennych tj. zmiany metabolizmu wewnętrznego i zmiany w ukrwieniu narządów i tkanek wewnętrznych za pośrednictwem działania układu autonomicznego [Krauchi i Wirz-Justice, 1994; Krauchi, 2002]

Temperatura powierzchniowa ciała wykazuje cykliczne zmiany, zgodne z rytmem okołodobowym [Krauchi, 2002; Jang i wsp., 2017]. Jak sugeruje Jones [1998], zwłaszcza temperatura palców rąk i stóp wykazuje duże fluktuacje w zależności od pory dnia i osobniczej zmienności. Jak dotąd wiadomo, że rytm okołodobowy może wpływać proces trawienny [Krauchi, 2002], zaburzenia snu [Lack i wsp., 2008] czy wysiłek fizyczny [Calogiuri, 2011]. Dlatego badania prowadzono zawsze o stałej porze dnia z zachowaniem ścisłej metodyki [Burgess i wsp., 2001]

Istotne znaczenie ma rodzaj zastosowanego chłodziwa (substancji chłodzącej). Jak ustalili Kanlayanaphotporn i Janwantanakul [2005] różne czynniki chłodzące mają

odmienną skuteczność, mimo identycznego sposobu aplikacji. Porównywali okład z lodu, żelu, zamrożonego groszku i mieszaniny wody z alkoholem. Wszystkie czynniki chłodzące miały tę samą masę i temperaturę (-20°C) oraz były opakowane foliowymi woreczkami jednakowych wymiarów. Mimo identycznych aplikacji pod kątem parametrów fizycznych, wykazano największy stopień schłodzenia tkanki przy użyciu wypełnienia w postaci mieszaniny wody z alkoholem.

Jak wykazał Dykstra i wsp. [2009], nawet wykorzystanie tego samego czynnika chłodzącego, ale w różnej postaci rozdrobnienia (kostki lodu, skruszony lód, mieszanina wody z lodem) istotnie wpływa na stopień schłodzenia tkanki.

Biorąc pod uwagę różnice związane z zastosowaniem przez innych autorów odmiennych aplikacji chłodzących na tkanki, takich jak okład żelowy, mieszanina wody z lodem czy płatki lodowe lub kompres [Belitsky, 1987; Merrick i wsp., 2003] w badaniach własnych zastosowano jeden rodzaj okładu i przebiegi zmian temperaturowych odnoszą się wyłącznie do aplikacji worka z kostkami lodu o tej samej kubaturze i masie. Dlatego zastosowanie innych powszechnie stosowanych zabiegów chłodzących prawdopodobnie będzie- w świetle tego co powiedziano powyżej- powodowało odmienne przebiegi i zmiany wartości temperatur w tkance, a co za tym idzie prawdopodobnie inne odczucie sensoryczne i granice ryzyka odmrożenia.

W badaniach własnych aplikacja krioterapeutyczna została wykonana na rękę po okresie 15 min aklimatyzacji. Podczas pierwszego pomiaru temperatury, który nastąpił po aklimatyzacji ale przed aplikacją, nie stwierdzono różnic między grupami. Świadczyć to może o homogeniczności badanych grup [Katic i wsp., 2017] i prawidłowo przeprowadzonej procedurze aklimatyzacyjnej [Schwartz i wsp., 2015; Zontak i wsp., 1998].

Temperatura ciała różni się w zależności od lokalizacji pomiaru, także w obrębie samej ręki. W dostępnym piśmiennictwie znaleźć można niewiele prac ukazujących rozkład temperatur ręki, zwłaszcza na stronie dłoniowej [Leijon-Sundqvist i wsp., 2014]. Jak wskazują badania Sangiorgi i wsp. [2004] istnieją anatomiczne i mikrostrukturalne różnice w układzie naczyniowym między powierzchnią grzbietową i dłoniową ręki, które prawdopodobnie wpływają na różnice temperatur spoczynkowych. Może to również wpływać na przebieg reakcji temperaturowej [Rasmussen i Mercer, 2004].



Istotnym czynnikiem mogącym wpływać na nierównomierność rozkładu temperatury na ręce jest także występowanie licznych anastomoz tętniczo-żylnych w łożysku paznokcia i na grzbietowej stronie dystalnych części palców [Hale i Burch, 1960]. Poprzez istotne zmiany w perfuzji krwi mają one kluczowy wpływ na temperaturę średnią całej grzbietowej strony ręki [Daanen, 1991].

Tłumaczyć to może dlaczego w uzyskanych wynikach własnych występują istotne różnice w temperaturach bezwzględnych w zależności od zastosowanej metody pomiarowej. Różnica w temperaturach pomiędzy badaniem termowizyjnym a termometrem rezystancyjnym wyniosła średnio  $2,4 \pm 1,7^{\circ}\text{C}$  przez cały czas eksperymentu. W przypadku pomiaru termometrem rezystancyjnym temperatura jest odczytywana tylko z powierzchni styku czujnika ze skórą (ok.  $20 \text{ mm}^2$ ). Jest to temperatura jednego punktu na ręce i nie odzwierciedla temperatury innych obszarów ręki. Może to powodować trudności interpretacyjne, ponieważ takie pomiary mogą być porównywane do badań o identycznej lokalizacji pomiaru. Wydaje się, że badania termowizyjne z uwagi na uśredniony pomiar obszarowy z całej grzbietowej powierzchni ręki wydają się bardziej przydatne dla celów omawianego problemu badawczego.

W prezentowanej pracy wykorzystano dwie spośród wielu metody pomiaru temperatury powierzchniowej skóry.

Metoda starsza, wykorzystująca czujniki rezystancyjne, mimo swoich ograniczeń nadal jest powszechnie stosowana w pomiarach na tkance ludzkiej [Psikuta i wsp. 2014]. Jej zaletą jest pomiar ciągły w wielu obszarach ciała równocześnie. Ponadto może być stosowana pod izolacyjną warstwą odzieży i jest pozbawiona błędów związanych ze zmienną emisyjnością powierzchni skóry. Metoda ta wykorzystywana była często do badań temperatury ciała w ruchu [Tyler, 2011], gdzie badanie wymagające statycznego pomiaru, jak w przypadku termowizji, jest niemożliwe do wykonania [Buono i wsp., 2007].

Niestety, obszar pomiaru temperatury w tej metodzie jest ograniczony, tak jak powiedziano powyżej, do powierzchni styku czujnika ze skórą. Ponadto, na wynik pomiaru może wpływać technika przytwierdzenia sensora [Cheung i Sweeney, 2001], jak i siła z jaką naciska on na tkanki, a co za tym idzie naczynia [Mehanty i Roemer, 1979].

Drugą metodą pomiarową wykorzystaną w badaniach własnych była metoda termowizyjna. Mimo, że kamery IR są znane od dziesięcioleci to dopiero dzięki zaawansowanym technikom analizy i interpretacji obrazów [Ammer, 2010; Damnjanović i wsp., 2010] zaczęto powszechnie stosować termowizję w ocenie zmian krążeniowych, w wielu aspektach klinicznych [Pools i wsp., 2006; Bagavathiappan i wsp., 2008].

Charakterystyczną cechą badania termowizyjnego jest bezkontaktowe próbkowanie temperaturowe wielu punktów (zależnie od rozdzielczości kamery) obserwowanego obszaru ciała. Dzięki temu uśrednienie temperatur całego obszaru grzbietowej strony ręki zmniejsza błąd pomiarowy.

Termowizja ma również pewne wady. Mimo, że emisyjność ciała ludzkiego jest obecnie dobrze znana [Hardy, 1934; Steketee, 1973; Sanchez-Marin i wsp., 2009] to powierzchnia paznokci może w niewielkim stopniu wypaczać wynik pomiaru z uwagi na trudną do oszacowania emisyjność struktury [Villaseñor-Mora i wsp., 2013]. Metoda ta sprawdza się raczej w ocenie statycznej, co ogranicza jej zastosowanie, m.in. w sporcie. Pomimo tego, termowizja jest obecnie uznanym sposobem do oceny zmian temperaturowej tkanki [Jones, 1998].

Jak podaje Daanen [2003], temperatura skóry jest opóźnionym wykładnikiem zjawisk toczących się w głębszych tkankach. Należy pamiętać, że krążąca krew w tkankach jest głównym transmitterem ciepła w organizmie, a co za tym idzie gra kluczową rolę w termoregulacji. Nawet niewielkie modyfikacje przepływu krwi w danej części ciała, są wyrażane zmianą emisji promieniowania cieplnego na powierzchni tego obszaru. Wydaje się, że w prezentowanych badaniach ocena termowizyjna jest bardziej optymalną metodą pomiarową, głównie z uwagi na możliwość uśrednienia temperatury obszaru ręki.

Trudno jest porównać uzyskaną w badaniach własnych wartość temperatury wyjściowej badanych rąk z wynikami badań innych autorów, ponieważ niewiele jest prac obejmujących ten obszar ciała, a te istniejące prezentują rozbieżne wyniki temperatury początkowej [Blanchard i wsp., 1989]. Może to po części wynikać z odmiennej metodyki pomiaru [Ruddock i wsp., 2017] oraz różnych warunków aklimatyzacji [Korman i wsp., 2016]. Dlatego istotniejsze w prezentowanym pomiarze są przebiegi zmian temperaturowych w trakcie eksperymentu oraz wartość temperatury minimalnej obserwowanej po aplikacji chłodzącej.

Zastosowanie aplikacji chłodzącej na tkanki powoduje natychmiastowe i intensywne obniżanie się temperatury powierzchniowej danego obszaru ciała [Shitzer i wsp., 1997; Knight, 1995]. Wykonanie 15 minutowej aplikacji w prezentowanym eksperymencie wywołało istotne obniżenie powierzchniowej temperatury średnio o 11,05°C. Jest to po części efekt działania samego czynnika chłodzącego odbierającego ciepło z tej powierzchni, ale również termoregulacyjnego skurczu naczyń powierzchniowych [Enwemeka i wsp., 2002]. Ta fizjologiczna reakcja naczyniowa pozwala na utrzymanie przez pewien czas stabilnej temperatury rdzennej organizmu [Charkoudian, 2003].

W przedstawianych badaniach własnych, po 15 minutowym okładzie lodem temperatura ręki istotnie się obniżyła do poziomu  $22,6 \pm 2,88^{\circ}\text{C}$  w pomiarze termowizyjnym i  $17,5 \pm 2,20^{\circ}\text{C}$  wg. czujnika rezystancyjnego. Jest to zgodne z wynikami innych autorów [Swenson i wsp., 1996; Breslin i wsp., 2015].

Jednakże uzyskane przez różnych autorów wartości temperatury minimalnej tkanek są już bardzo rozbieżne. W pracy Kennet i wsp. [2007] uzyskali temperaturę pozabiegową na poziomie  $19,56^{\circ}\text{C}$ . Zabieg był wykonany na stawie skokowym przy wykorzystaniu litrowego worka z lodem przez 20 minut. Ponadto temperatura początkowa tkanki wynosiła  $28,8^{\circ}\text{C}$  natomiast w pracy własnej była na poziomie  $33,6$  (termowizja) i  $31,3$  (czujnik rezystancyjny).

Znacznie niższą temperaturę po zabiegu, rzędu  $10,2^{\circ}\text{C}$  uzyskali Kanlayanaphotporn i Janwantanakul [2005] stosując m.in. okład z lodu na udo przez 20 minut.

Natomiast w badaniach Belitsky i wsp. [1987] zaaplikowanie 500 g okładu z lodem przez 15 minut na mięsień trójgłowy łydki, zawiniętego w wilgotny ręcznik spowodowało obniżenie temperatury zaledwie do  $20,1^{\circ}\text{C}$ . Zastosowanie przez Tomchuk i wsp. [2010] na tę samą okolicę ciała okładu lodowego o masie 1580 g dało po 15 minutach obniżenie temperatury powierzchniowej do poziomu  $16,4^{\circ}\text{C}$ . Podobną temperaturę łydki ( $16,3^{\circ}\text{C}$ ) uzyskał Dykstra i wsp. [2009] stosując 2000 g okład z lodu przez 20 minut.

Jak można zaobserwować stopień schłodzenia tkanki może być bardzo różny, mimo wykorzystania pozornie identycznego czynnika chłodzącego na tę sama okolicę ciała. Poza pracami omawiającymi zanurzenie ręki w zimnej wodzie z lodem, nie ma

w zasadzie opracowań opisujących 15 minutowy okład z lodu na rękę, do których można byłoby odnieść wyniki badań własnych.

Należy pamiętać, że przedłużające się ochładzanie tkanki może stwarzać ryzyko odmrożenia, które jest jednym powikłań zabiegów krioterapeutycznych.[Sallis i Chassay, 1999; Nadler i wsp., 2003] Dochodzi do niego w momencie, gdy możliwości termoregulacyjne zostały już wyczerpane i następuje niekontrolowany spadek temperatury tkanki, a w efekcie jej uszkodzenie [Wilkerson, 1986]. Ryzyko odmrożenia jest osobniczo zmienne. Także choroby współistniejące takie jak, niewydolność krążeniowa, cukrzyca, depresja, reumatoidalne zapalenie stawów czy objaw Raynauda mogą zwiększyć ryzyko odmrożenia [Imray i wsp., 2009]. Co interesujące palenie tytoniu nie zwiększa ryzyka odmrożenia, mimo stwierdzanych u palaczy zaburzeń krążenia obwodowego [Mäkinen i wsp., 2009]. Podobnie, u osób zaadaptowanych do zimna, mniejsze jest ryzyko odmrożenia [Meehan, 1955; Castellani i Young, 2016].

Jak już wcześniej było wspomniane, prawidłową reakcją na działanie zimna jest intensywny skurcz naczyń krwionośnych indukowany przez współczulny układ nerwowy. Przedłużające się chłodzenie wywołuje następujące po sobie fluktuacje krążeniowe opisane po raz pierwszy przez Lewisa [1930] jako „hunting response”. Zjawisko to jest najbardziej widoczne w rękach, stopach i twarzy [Bergersen i wsp., 1999]. Pozwala to na zachowanie przez pewien czas funkcji rąk i stóp mimo pojawiającej się hipotermii. Jednakże, jeżeli czas chłodzenia się wydłuża lub chłodzenie zwiększa swoją intensywność dochodzi do trwałego skurczu naczyń. To powoduje nagłe, dalsze obniżanie temperatury kończyny i istotnie zwiększa ryzyko odmrożenia [Brändström, 2013].

Może dojść do odmrożenia bez zamarznięcia tkanek, gdy temperatura skóry spadnie do poziomu co najmniej 10 - 15°C przez wystarczająco długi czas (non-freezing cold injury). Gdy temperatura skóry spadnie poniżej 10°C dochodzi do stanu „przedodmrożeniowego”, w postaci zwolnienia przepływu krwi, zwężenia mikronaczyniowego i wycieku osocza do przestrzeni śródmiąższowej [Ikäheimo i Hassi, 2011]. Natomiast gdy temperatura tkanki spadnie poniżej 0°C, dochodzi do uszkodzeń w związku z zamarzaniem płynów komórkowych (freezing cold injury) [Holmer, 1997].

W przypadku odmrożenia powierzchownego początkowo pojawia się uczucie palącego bólu, które przechodzi w uczucie odrętwienia, aż do całkowitej utraty czucia. Skóra tego obszaru blednie. Tego typu odmrożenia można podzielić na dwa stopnie. W

przypadku pierwszego występują powierzchowne odmrożenia skóry z rumieniem. Natomiast w drugim stopniu dochodzi do odmrożenia również głębokich warstw skóry wraz występującym rumieniem, obrzękiem oraz pęcherzami wypełnionymi surowicą bogatą w tromboksany i prostaglandyny [Ikäheimo i Hassi, 2011].

Powikłaniem krioterapii są najczęściej lokalne odmrożenie I lub II stopnia [Wilkerson, 1986]. Należy zauważyć, że w przypadku badań własnych nie stwierdzono odmrożenia u żadnej z badanych osób. Może to być związane z tym, że badaniami objęto wyłącznie młodych zdrowych mężczyzn, a minimalna temperatura pozabiegowa, zbadana termometrem rezystancyjnym wynosiła 13°C.

Po zakończeniu aplikacji okładu z lodu rozpoczął się proces powrotnego ucieplenia tkanki. W ciągu kilku minut naczynia powierzchowne ulegają rozszerzeniu (wazodylatacja). W pierwszych 5 minutach obserwowany jest największy przyrost temperatury, co znajduje potwierdzenie w wielu wcześniejszych pracach [Keramidas i wsp., 2014; Norrbrand i wsp., 2017]. W dalszych punktach pomiarowych, aż do 30 minuty, temperatura ciągle rośnie dążąc do poziomu wyjściowego.

Należy pamiętać, że przebieg powrotnego ogrzewania tkanek jest osobniczo zmienny. Norheim i wsp. [2018] przebadali 255 zdrowych, młodych mężczyzn i wyznaczył trzy wzorce powrotu temperatury do wyjściowej po zabiegu chłodzącym. Najliczniejszą grupę stanowiły osoby o szybkim tempie powrotu temperatury (wzorzec pierwszy). Pozostali wykazywali wzorzec średniego i wolnego powrotu temperaturowego. Zaobserwował również, że osoby o wolnym powrocie temperaturowym wykazują niską temperaturę spoczynkową. W przypadku badań własnych trudno jednoznacznie wskazać, w której grupie znajdowali się badani, ale ich dość wysoka spoczynkowa temperatura rąk może sugerować, że zgodnie z pracą Norheim i wsp. [2018] reprezentowali wzorzec pierwszy, czyli osób o szybko ocieplających się tkankach po zimnej stymulacji.

Po 30 minutach od zakończenia aplikacji chłodzącej badana grupa nadal nie uzyskała temperatury przedzabiegowej. Zarówno w badaniu termowizyjnym jak i czujnikiem rezystancyjnym temperatura skóry nadal była istotnie niższa od temperatury wyjściowej.

Obserwacja ta jest zbieżna z wynikami prac innych badaczy, mimo zastosowanych przez nich innych czynników chłodzących i czasów aplikacji. W pracy Norrbrand i wsp.

[2017] po zanurzenie dłoni na 30 minut w wodzie (8°C), 15 minutowy czas powrotnego ucieplenia tkanek był niewystarczający do uzyskania temperatury przedzabiegowej. Podobnie w doświadczeniu Breslin i wsp. [2015] gdzie na staw kolanowy zaaplikowany został okład żelowy (-20°C) oraz okład z lodu (-10°C) przez 20 minut, lub w doświadczeniu Tomchuk i wsp. [2010] gdzie aplikacja worka z lodem na łydkę trwała 30 minut. W wszystkich trzech przypadkach 60 minutowy czas obserwacji pozabiegowej był niewystarczający do uzyskania przedzabiegowej temperatury tkanek.

Powrót do temperatury spoczynkowej w ciągu 30 minut od zabiegu obserwowali niektórzy autorzy. Miedzy innymi Mourot i wsp. [2007], po aplikacji chłodzącej na rękę w postaci worka z lodem przez 15 minut oraz nadmuchu dwutlenkiem węgla (-78°C) przez 3 minuty. Podobnie Hohenauer i wsp. [2019] już w ciągu 20 minut po aplikacji obserwowali powrót do temperatury spoczynkowej stosując kąpiel w wodzie (10°C) przez 10 minut oraz zabieg w kriokomorze (-135°C) przez 2,5 minuty.

Należy przypomnieć, że przedstawione czasy pozabiegowego ucieplenia tkanek można odnieść wyłącznie do osób zdrowych. Jak wynika z pomiarów prowadzonych u osób zdrowych przez Fricke [1984], obniżenie temperatury skóry o ok. 17°C powoduje, że czas powrotnego ucieplenia przekracza 50 minut. Natomiast w przypadku osób chorujących na reumatoidalne zapalenie stawów o średniej i dużej aktywności choroby powrót temperatury do wartości wyjściowej, podobnie jak w pracy Korman i wsp. [2012], odnotowano już po 15 minutach.

Warto również zauważyć, że szybkość powrotnego ucieplenia tkanek może również być zależna od sposobu pomiarowego. Jak zauważył Keramidas i wsp. [2014], w ręce pozabiegowo szybciej ucieplają się palce niż śródreczę, a co za tym idzie obszarowe pomiary termowizyjne będą bardziej obiektywne od pomiarów punktowych. To potwierdził również Knight [1995], który zauważył, że powrót temperatury do wartości wyjściowej po 40 min zabiegu w wodzie o temp. 2°C wynosił dla palców ok. 10- 20 min, a trwał godziny w przypadku przedramienia czy stopy.

Wydaje się również, że w zabiegach krioterapeutycznych, im bodziec jest intensywniejszy i krócej działający, tym czas powrotnego ogrzania jest krótszy. Jest to zgodne ze znanymi prawami obowiązującymi w fizjoterapii mówiącymi, że „czynniki termiczne działające krótko mają głównie charakter bodźca, działające dłużej powodują miejscowe i ogólne zmiany temperatury” [Straburzyńska-Lupa i wsp., 2008]

Należy również zwrócić uwagę, że badania zostały wykonane wśród osób młodych, w 3. dekadzie życia i z wielu względów trudno uzyskane wyniki odnosić do starszych grup wiekowych. Zaobserwowano m.in., że u osób starszych (>70lat) słabiej przebiega reakcja skurczowa naczyń w reakcji na zimny bodziec, w stosunku do osób młodszych (+/- 20 lat) [Degroot i Kenney, 2007]. Z wiekiem obniża się również termiczna wrażliwość. Wiele czynników takich jak płytsze umiejscowienie termoreceptorów w skórze, osłabienie krążenia oraz przewodnictwa nerwowego wpływa na upośledzenie termorecepcji [Guergova i Dufour, 2010]. Wynika z tego, że osoby starsze słabiej reagują naczyniowo na bodziec zimny niż osoby dorosłe młodsze [Sawada, 1996].

## **5.2. Badanie wrażeń sensorycznych za pomocą testu QST**

W prezentowanej pracy wykonano ilościowy test czucia (Quantitative sensory testing- QST), w celu oceny wpływu zabiegu krioterapeutycznego na wybrane parametry wrażliwości sensorycznej. Jest to test opracowany głównie do klinicznej oceny zaburzeń wrażeń sensorycznych [Rolke i wsp., 2006a].

Zaburzenia czucia mogą być wynikiem chorobowych i urazowych zmian strukturalnych [Brown i wsp., 2016,] oraz reakcji fizjologicznych [Tihanyi i Köteles, 2017].

Procedura QST pozwala na ocenę zakresu i nasilenia zmian sensorycznych. W niektórych dysfunkcjach lub schorzeniach może ukazać zaburzenia czucia zanim pojawią się kliniczne objawy lub zmiany strukturalne tkanki [Lundström, 2002].

W badaniach klinicznych test odnoszony jest do wartości referencyjnych ustalonych na podstawie badań zdrowych ochotników [Powell-Roach i wsp., 2019]. Dlatego test jest chętnie wykorzystywany do oceny zmian sensorycznych przeważnie w bólach neuropatycznych [Krumova i wsp., 2012; Pickering i wsp., 2019], ale również dysfunkcjach mięśniowo-szkieletowych [Georgopoulos i wsp., 2019], naczyniowych [Lang i wsp., 2006] a nawet nowotworowych [Martland i wsp., 2019].

W prezentowanej pracy wartości referencyjne były mniej istotne, ponieważ badana grupa była z założenia zdrowa, a test QST miał posłużyć ocenie zmian sensorycznych w odpowiedzi na wymuszenie termiczne jakim był zabieg chłodzący. W prezentowanej pracy do grupy badanej kwalifikowani byli wyłącznie młodzi mężczyźni, ponieważ

m.in. płeć [Filligim i wsp., 2009] i wiek [Riley i wsp., 2014] mogą mieć wpływ na wrażliwość termiczną i sensoryczną, w tym także bólową.

Zastosowano tylko wybrane parametry z testu QST, takie jak: dotykowy próg detekcji (MDT), mechaniczny próg bólu (MPT), próg bólu uciskowego (PPT) oraz próg detekcji wibracji (VDT).

Przeprowadzenie całościowego testu QST trwa około 1 godzinę [Rolke i wsp., 2006a]. W prezentowanej pracy dynamika fizjologicznych reakcji po zimnym bodźcu nie pozwoliłaby na rzetelne przeprowadzenie tak długiego testowania. Dlatego usunięto z protokołu QST testowanie wrażliwości termicznej [Yarnitsky i Sprecher, 1994], progów bólu termicznego [Granot i wsp., 2003] oraz wskaźnika czasowego sumowania bodźców bólowych (wind-up ratio) [Magerl i wsp., 1998], który ma raczej zastosowanie w stanach patologicznych. Cel pracy przewidywał ocenę wrażliwości dotykowej i skuteczności przeciwbólowej standardowego zabiegu krioterapeutycznego, w którym zmiana progu wrażliwości temperaturowej nie jest istotnym parametrem.

W dostępnym piśmiennictwie nie znaleziono prac, w których metoda QST wykorzystana byłaby do oceny wrażeń sensorycznych u zdrowych osobników po standardowym zabiegu krioterapeutycznym. Wydaje się, że praca w tym ujęciu ma charakter nowatorski, jednocześnie nie pozwala to jednak, ze względu na brak odpowiednich danych, na bezpośrednie porównania z wynikami z piśmiennictwa.

W prezentowanych badaniach po zakończeniu aplikacji chłodzącej uzyskano w grupie badanej istotne podwyższenie progu detekcji mechanicznej ( $p < 0.001$ ), progu bólu mechanicznego ( $p < 0.001$ ) i uciskowego ( $p < 0.05$ ).

Podobny wynik uzyskali Oono i wsp. [2013] badając zmianę czucia w obszarze twarzoczaszki, na prawym mięśniu żwaczu po aplikacji chłodzącej o temperaturze  $10^{\circ}\text{C}$  przez 10 minut, a następnie ponawiając chłodzenie przez 4 minuty między każdym testem czuciowym. Uzyskali oni tuż po zakończeniu zabiegu istotne podwyższenie progów MDT, MPT i PPT. Ponadto powtórzyli test QST 15 minut od zakończenia procedury chłodzącej i wykazali powrót badanych parametrów do wartości wyjściowych. Równolegle prowadzili obserwację termowizyjną testowanego obszaru i po tym samym czasie również wykazali powrót temperatury twarzy do stanu przedzabiegowego.



Uzyskane przez nich wyniki mogą sugerować, że w przypadku zabiegów chłodzących powrót temperatury tkanki do stanu spoczynkowego może też świadczyć o przywróceniu fizjologicznego poziomu badanych parametrów czuciowych.

Co ciekawe próg wrażliwości skóry na impuls elektryczny, jak wynika z badań [Hugosdottir i wsp., 2019], również spada po schłodzeniu skóry.

Jak dotąd powstało wiele prac wskazujących wpływ chłodzenia skóry na podniesienie progu czucia [Strigo i wsp., 2000] i progu odczuwania bólu [Oosterveld i Rasker, 1994]. Jednakże odmienne lokalizacje testowania, różne metodyki chłodzenia, często wykonywane na grupach pacjentów, powodują trudności interpretacyjne w odniesieniu do badań własnych.

Potwierdza to znany po zimnym zabiegu efekt hipoestezji i hipoalgezji [Algaflly i George, 2007], i jednocześnie dowodzi zasadności stosowania wykorzystanego zabiegu dla celów przeciwbólowych [Ernst i Fialka, 1994].

Do tej pory istnieje kilka teorii wyjaśniających mechanizm hipoalgezji i hipoestezji w odpowiedzi na schłodzenie tkanki. Klasyczna zakłada, że zmniejszenie odczuwania bodźców jest efektem blokowania nerwu [Zhang i wsp., 2016]. Dodatkowo aferentna informacja ze skórnych receptorów zimna wywołuje lokalny skurcz naczyń i zmniejszone krążenie krwi wokół receptorów czuciowych [Isii i wsp., 2007]. Co więcej niska temperatura spowalnia przewodnictwo nerwowe [Halar i wsp., 1980]. Reasumując przytoczony zabieg chłodzący stymuluje zmielinizowane włókna typu A $\delta$ , które aktywują drogi hamujące ból, co w efekcie podnosi próg czucia dotyku i bólu.

W prezentowanej pracy, oceniano również zmianę progu czucia wibracji VDT. Co warto zauważyć w badaniu początkowym zaobserwowano istotne różnice badanego parametru pomiędzy grupami ( $p=0.013$ ), podobnie jak w przypadku mechanicznego progu bólu MPT ( $p=0.012$ ).

Taką niejednorodność badanych wykazał również w swojej pracy Thyagarajan i Dyck [1994]. Może to świadczyć o dużej zmienności osobniczej opisywanego parametru, która przy małej liczebności grup badanych daje niejednoznaczny wynik.

W przedstawianej pracy założono, że zabieg chłodzący wpłynie na próg detekcji wibracji. Co prawda są dostępne badania [Verrillo i Bolanowski, 1986; Klinenberg i Rempel, 1996], w których wykazano wpływ obniżonej temperatury skóry na podniesienie

VDT. Jednakże w prezentowanej pracy parametr VDT nie zmienił się istotnie ( $p=0.617$ ) po wykonaniu zabiegu chłodzącego.

Podobne obserwacje uzyskali Thyagarajan i Dyck [1994] badając próg detekcji wibracji po chłodzeniu przodostopia okładem żelowym. Czas aplikacji był zmienny i kończył się gdy temperatura tkanki spadła o co najmniej  $12^{\circ}\text{C}$  w stosunku do temperatury początkowej. Nie wykazali oni żadnej istotnej zmiany w badanym parametrze. Warto zaznaczyć, że w odróżnieniu do grupy badanej, w grupie kontrolnej doszło do istotnego podwyższenia wartości VDT ( $p=0.017$ ) po wykonaniu aplikacji placebo.

Podobnie, taka niespójność wyników po aplikacji może świadczyć o dużej osobniczej zmienności [Alanazy i wsp., 2018] przy mało licznej grupie badanych.

Należy jednak wziąć pod uwagę wpływ wielu innych czynników endo- i egzogennych, m.in. odmienne progi detekcji przy różnych częstotliwościach wibracji [Klinenberg i wsp., 1996]. Jak wskazują Harazin i wsp. [2003], przy badaniu wibracji częstotliwościami do 125Hz (w badaniach własnych użyto kamertonu 64Hz) temperatura skóry nie ma istotnego wpływu na wynik detekcji wibracji.

Warto też zauważyć, że odmiennie do pozostałych metod QST, badanie VDT kamertonem jest obarczone większym błędem pomiarowym. Pierwszy błąd wynika z subiektywnego odczucia badanego i momentu zgłoszenia ustąpienia wibracji, natomiast drugi błąd jest związany z obserwacją i precyzją odczytu wyniku z drżących odważników kamertonu poprzez badacza.

Dodatkowo małe doświadczenie badacza w wykonaniu opisanego testu mogło istotnie wpłynąć na uzyskany wynik pomiaru. Wydaje się zatem, że testowanie zmiany VDT po zastosowaniu zabiegu chłodzącego, u młodych zdrowych osób, za pomocą kamertonu 64Hz, jest niejednoznaczne i nie powinno być zalecanym sposobem oceny progu czucia wibracji.

Zresztą dostępna literatura [Maiya i wsp., 2019; Lanting i wsp., 2020] wskazuje na wykorzystanie tego narzędzia diagnostycznego głównie w stanach chorobowych (patologicznych), gdzie zaburzenia czucia wibracji są znacznie bardziej zaznaczone.

W kontekście zaburzeń czucia wywołanych zimnem, istotnym elementem jest również poziom „czucia głębokiego” czyli propriocepcji stawów [Costello i Donnelly, 2010] oraz precyzji ruchów. Jeżeli chodzi o ręce przy obniżonej ich temperaturze,

to literatura wskazuje jednoznacznie, że ich zręczność istotnie się zmniejsza [Castellani i wsp., 2018].

Natomiast w przypadku propriocepcji obecna wiedza jest niejednoznaczna. Część prac wskazuje na upośledzenie propriocepcji przy obniżonej temperaturze tkanek [Uchio i wsp., 2003; Surenkok i wsp., 2008]. Dostępne są jednak prace przedstawiające standardowe chłodzące aplikacje fizykalne, wykonane zgodnie z metodyką zabiegową, które nie wpływają negatywnie na propriocepcję [Dover i Powers, 2004; Wassinger i wsp., 2007]. Jak sugerują Costello i Donnelly [2010] może to być związane z niewystarczającym ochłodzeniem głębszych tkanek i brakiem wpływu na neurofizjologię struktur okołostawowych i mięśni, Dochodzi jedynie do obniżeniem temperatury skóry i upośledzenia funkcji powierzchniowych receptorów. Biorąc pod uwagę, że w prezentowanej pracy pomiar czucia wibracji nie wskazywał jednoznacznie na jej osłabienie za sprawą zabiegu chłodzącego, można podejrzewać, że zabieg nie miał również wpływu na parametr propriocepcji.

Należy również pamiętać, że z wiekiem, podobnie jak w przypadku krążeniowych reakcji termoregulacyjnych upośledzeniu ulega także wrażliwość sensoryczna [Heft i Robinson, 2017]. Dlatego przedstawione w badaniach własnych poziomy wrażliwości czuciowej testowane na młodych zdrowych osobach nie mogą stanowić wartości referencyjnych dla badań prowadzonych w innych przedziałach wiekowych.

W prezentowanej pracy przeprowadzono również ocenę odczucia bólu w trakcie aplikacji chłodzącej. Wykorzystano skalę VAS, która jest dość prostym i powszechnie stosowanym narzędziem diagnostycznym do badania wrażenia bólu. Co prawda zabiegi chłodzące są głównie stosowane w celu uśmierzania bólu w stanach patologicznych [Sauls 1999; Garra i wsp., 2010; Watkins i wsp., 2014] lub jako jego modulator wywołanego innym czynnikiem bólowym [Ravn i wsp., 2012; da Silva i wsp., 2018].

Należy jednak pamiętać, że u osób zdrowych obniżenie temperatury tkanki, w pewnym zakresie temperaturowym poniżej 19°C dla dłoniowej strony ręki i 16°C dla grzbietowej strony ręki [Havenith i wsp., 1992] wzbudza ból, co przy dalszym spadku temperatury stanowi również sygnał ryzyka odmrożenia [Fudge, 2016]. Za tę rozbieżność czuciową bólu odpowiada skomplikowany system receptorowo neuronalny, w którym kluczową rolę odgrywają przejściowe potencjalne kanały kationowe receptora M z rodziny

8 czyli TRPM8 (Transient receptors potential cation channel subfamily M (melastatin) member 8).

Powodują one zgodnie z ryc.1 odczucie chłodu, ale również wzbudzenie lub uśmierzenie bólu w zależności od intensywności czynnika chłodzącego i czynników współistniejących [Knowlton i wsp., 2013].

W badaniach własnych wykonanie aplikacji chłodzącej wywołało ból na poziomie 30,5mm (VAS) w 7 minucie zabiegu, który wzrósł istotnie w 15 minucie do 43,2mm ( $p < 0.001$ ).

Wynika z tego, że zastosowanie bodźca zimnego o odpowiedniej intensywności i przez określony czas wzbudza lokalny ból w tkance, co potwierdziło wiele wcześniejszych prac [Davis, 1998; Viana i Voets, 2019].

W eksperymencie Chen i Johnson [2010] zanurzenie ręki w wodzie o temperaturze 1°C spowodowało średnio po 12 s pojawienie się bólu, które po kolejnych 10 s osiągnął średni poziom 58 mm (VAS). Podobnie w pracy Geng i wsp. [2006] gdzie kontakt opuszków palców z materiałem o temperaturze 0°C spowodował osiągnięcie progu bólu już po ok. 30 s w przypadku drewna i po ok. 20 s w przypadku materiału nylonowego.

Ciekawe obserwacje przedstawili również Moss i wsp. [2016] stosując termosondę kontaktową o powierzchni 15 cm<sup>2</sup> ściśle przytwierdzoną do skóry kłębu kciuka, która obniżała swoją temperaturę o 1°C/s rozpoczynając od 32°C. Badani zgłaszali przejście uczucia chłodu w ból przy temperaturze sondy ok. 11,08°C. W tym momencie oceniali ból na poziomie 35,8 mm skali VAS. Autorzy zwrócili jednak uwagę na bardzo dużą zmienność osobniczą w kontekście interpretacji poziomu bólu i momentu wskazania jego progu. Wskazywali na badanych, którzy do końca testu, czyli uzyskania 0°C na sondzie nie zgłaszali odczucia bólu.

Warto przypomnieć, że podobne obserwacje odnotowano w pracy własnej w przypadku niektórych parametrów QST. Jak się okazuje znaczenie ma również materiał, który jest w bezpośrednim kontakcie z miejscem poddawany zabiegowi. To oznacza, że istotny jest rodzaj czynnika chłodzącego (zanurzenie w wodzie, okład z worka plastikowego lub gumowego, kompres z materiału bawełnianego, nadmuch zimnym gazem i inne), ale również stosowanie różnych materiałów nakładanych bezpośrednio na skórę o różnych właściwościach izolacyjnych [Qian i Fan, 2006].

W badaniach własnych zastosowano do aplikacji zimna gumowy worek o szorstkiej fakturze, co prawdopodobnie spowolniło transfer temperatury z tkanek. Jak tłumaczy Havenith i wsp. [1992] ochładzanie tkanki w wolniejszym tempie powoduje większe oziębienie głębszych struktur i stymulowanie położonych tam receptorów bólu.

To oznacza, że uczucie bólu wzrasta wraz ze spadkiem tempa chłodzenia. Zjawisko to potwierdzają także wcześniejsze prace Wilson i Goldman [1970] oraz Molnar i wsp. [1978] w których to autorzy schładzając tkankę na małej powierzchni w szybkim tempie (próg odmrożenia w ciągu 4 minut) uzyskali odczucie bólu dopiero tuż przed punktem odmrożenia.

Zarówno osobnicza zmienność jak również liczba zmiennych, które występują podczas zabiegu chłodzącego tłumaczy trudności w interpretacji otrzymanych wyników oraz konfrontacji ich z dostępną literaturą. Ponadto brakuje prac do dyskusji, które oceniały parametr bólu u osób zdrowych przy zbliżonej metodyce eksperymentu.

### **5.3. Badanie komfortu termicznego i odbiór wrażeń temperaturowych**

Dodatkowo w prezentowanej pracy przeprowadzono analizę poziomu komfortu [Smolander i wsp., 2004] podczas całego procesu chłodzenia. Odczucie komfortu jest często przedstawiane w różnych skalach opisowych [Smolander i wsp., 2004; Buratti i wsp., 2016], czasami przeliczanych na skale numeryczną [Yasuoka i wsp., 2012] lub procentową [Guéritee i wsp., 2015], oraz zamiennie stosowane ze skalą bólu [Vosselman i wsp., 2014].

W prezentowanej pracy zastosowano dwie opisowe skale komfortu. Pierwsza charakteryzowała odczucia termiczne od „bardzo gorąco” przez siedem pośrednich stanów do „bardzo zimno”. W grupie badanej, zarówno w 7. (53% badanych) jak i 15. (54% badanych) minucie zabiegu, większość badanych odczuwała „zimno”. Tuż po zakończeniu aplikacji odczucie badanych (40%) zmieniło się na „delikatne chłodno”. Wskazywać to może, że subiektywne wrażenie temperatury może nie być zależne wprost od temperatury tkanki, a bardziej uwarunkowane kontaktem skóry z materiałem chłodzącym [Havenith i wsp., 1992]. Tym bardziej, że powrotne ogrzewanie tkanki po aplikacji chłodzącej trwa minuty [Norheim i wsp., 2018], natomiast zmniejszenie odczucia zimna w prezentowanych badaniach pojawiło się natychmiast po zakończeniu zabiegu.

W grupie kontrolnej aplikacja placebo wywołała uczucie „delikatne ciepło” zarówno w 7. (53% badanych) jak i 15. (47% badanych) minucie pomiaru. Może to wynikać z zatrzymania fizjologicznego procesu wypromieniowywania nadmiaru energii cieplnej z ręki, która jest wynikiem metabolizmu lokalnego, ale także elementem termoregulacyjnym, koniecznym do zachowania równowagi termicznej ciała [Fiala i wsp., 2001]. Warto zwrócić uwagę, że tuż po zdjęciu aplikacji placebo 47% badanych wskazało uczucie „delikatne chłodno”. Mogło to być spowodowane uwolnieniem procesu odparowywania zbierającego się potu na skórze [Gagnon i Crandall, 2018].

Odczucie temperatury w większości doniesień naukowych badana jest w kontekście stymulacji ogólnoustrojowych [Aljawabra i Nikolopoulou, 2018] i raczej jako element bodźca środowiskowego [Farbu i wsp., 2019]. Brakuje natomiast publikacji badających na subiektywne wrażenie odczucia temperatury w badaniach wykonywanych lokalnie.

W prezentowanej pracy zastosowano również drugą skalę opisową (duży dyskomfort, dyskomfort, delikatny dyskomfort, komfort) odczucia komfortu [Smolander i wsp., 2004].

W grupie badanej wraz z upływem czasu zabiegu poziom dyskomfortu narastał, mimo, że zgodnie z wynikiem poprzedniej skali, poziom odczucia zimna zmienił się nieznacznie.

Podobnie w pracy Voselmann i wsp. [2014] zaobserwowano narastający stopień dyskomfortu i odmiennie niż w pracy własnej nasilające się uczucie zimna wraz z upływającym czasem zabiegu. Jednakże autorzy tej pracy wykonali test chłodzenia ogólnoustrojowego w pomieszczeniu o temperaturze otoczenia 13°C przez 200 minut.

Odmienne wyniki uzyskał Cheung [2015], wykonując zanurzenie ręki na 30 minut w wodzie o temperaturach 5,8,10 i 15°C. W trakcie zabiegu nie odnotował on istotnego obniżenia komfortu w stosunku do początku zabiegu. Co więcej wykazał istotnie niższy komfort czuciowy w przypadku najzimniejszego zabiegu, w stosunku do pozostałych aplikacji, które nie różniły się względem siebie.

Warto zauważyć, że w badaniach własnych, w grupie kontrolnej zastosowanie aplikacji placebo wywołało u części badanych nasilenie dyskomfortu (delikatny dyskomfort 32% badanych, dyskomfort 16% badanych) w stosunku do pomiaru pierwszego. Można podejrzewać, że było to związane z niezmiennym uciskiem na tkanki

worka z wodą oraz koniecznością pozostania w niezmienniej pozycji przez cały okres eksperymentu. Te same czynniki mogły również zmodyfikować odczucie komfortu w przypadku grupy badanej. To mogłoby tłumaczyć rozbieżności w odczuwanym poziomie komfortu, w stosunku do odczucia zimna w trakcie trwania zabiegu.

## 6. Wnioski

1. Piętnastominutowy okład woreczka z kostkami lodu na rękę spowodował istotne obniżenie temperatury powierzchniowej po zabiegu, która nie powróciła do stanu przedzabiegowego w ciągu 30 minutowej obserwacji. Jednocześnie wartość uzyskanej temp. minimalnej ( $13^{\circ}\text{C}$ ) wskazuje, że 15 min okład z kostkami lodu na rękę wydaje się być zabiegiem bezpiecznym, gdyż nie obniża temperatury skóry do poziomu stwarzającego ryzyko odmrożenia.
2. Obniżenie temperatury ręki, może skutkować zaburzeniami percepcji bodźców czuciowych (badanych zgodnie z protokołem QST). Podwyższeniu ulega próg detekcji dotyku oraz bólu uciskowego i mechanicznego. Nie zaobserwowano zmiany w obszarze czucia wibracji.
3. Podczas 15 minutowej aplikacji okładu z lodu na rękę obserwowano zwiększenie odczucia dyskomfortu, bez zmian odczucia zimna, w kolejnych minutach zabiegu. W 15. min dla ok. 33% badanych zabieg związany był z dyskomfortem, a dla ok. 8% z dużym dyskomfortem.
4. Uzyskane wyniki sugerują, że 15 min okład z lodu wykonany na okolicę ręki może zmniejszać dolegliwości bólowe, równocześnie nie stwarza ryzyka odmrożenia, ale dla ok. 40% badanych związany jest z odczuciem dyskomfortu/ dużego dyskomfortu pod koniec zabiegu.



## 7. Bibliografia

1. Adam, M., Ng, E. Y., Tan, J. H., Heng, M. L., Tong, J. W., & Acharya, U. R. (2017). Computer aided diagnosis of diabetic foot using infrared thermography: A review. *Computers in biology and medicine*, 91, 326-336.
2. Alanazy, M. H., Alfurayh, N. A., Almweisheer, S. N., Aljafen, B. N., & Muayqil, T. (2018). The conventional tuning fork as a quantitative tool for vibration threshold. *Muscle & nerve*, 57(1), 49-53.
3. Alcantara, C. C., Blanco, J., De Oliveira, L. M., Ribeiro, P. F. S., Herrera, E., Nakagawa, T. H., ... & Russo, T. L. (2019). Cryotherapy reduces muscle hypertonia, but does not affect lower limb strength or gait kinematics post-stroke: a randomized controlled crossover study. *Topics in stroke rehabilitation*, 26(4), 267-280.
4. Algafly, A. A., & George, K. P. (2007). The effect of cryotherapy on nerve conduction velocity, pain threshold and pain tolerance. *British journal of sports medicine*, 41(6), 365-369.
5. Aljababra, F., & Nikolopoulou, M. (2018). Thermal comfort in urban spaces: a cross-cultural study in the hot arid climate. *International journal of biometeorology*, 62(10), 1901-1909.
6. Allen, J., & Howell, K. (2014). Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements. *Physiological measurement*, 35(7), R91.
7. Ammer, K. (2010). Temperature gradients in Raynaud's phenomenon. Comparison by gender, age class and finger involvement. *Thermol. Int*, 20(3), 100-109.
8. Anbar, M. (2002). Assessment of physiologic and pathologic radiative heat dissipation using dynamic infrared imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 972(1), 111-118.
9. Andersen, T. E., Ravn, S. L., Manniche, C., & O'Neill, S. (2018). The impact of attachment insecurity on pain and pain behaviors in experimental pain. *Journal of psychosomatic research*, 111, 127-132.
10. Bach, A. J., Stewart, I. B., Disher, A. E., & Costello, J. T. (2015). A comparison between conductive and infrared devices for measuring mean skin temperature at rest, during exercise in the heat, and recovery. *PloS one*, 10(2), e0117907.

11. Bader, M. E., & Macht, M. B. (1948). Indirect peripheral vasodilatation produced by the warming of various body areas. *Journal of applied physiology*, 1(3), 215-226.
12. Bagavathiappan, S., Saravanan, T., Philip, J., Jayakumar, T., Raj, B., Karunanithi, R., ... & Jagadeesan, K. (2008). Investigation of peripheral vascular disorders using thermal imaging. *The British Journal of Diabetes & Vascular Disease*, 8(2), 102-104.
13. Bahadır, C., Dayan, V. Y., Ocak, F., & Yiğit, S. (2010). Efficacy of immediate rewarming with moist heat after conventional vapocoolant spray therapy in myofascial pain syndrome. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 18(2), 147-152.
14. Banfi, G., Lombardi, G., Colombini, A., & Melegati, G. (2010). Whole-body cryotherapy in athletes. *Sports medicine*, 40(6), 509-517.
15. Batagelj, V., Bojkovski, J., & Drnovšek, J. (2003). Methods of reducing the uncertainty of the self-heating correction of a standard platinum resistance thermometer in temperature measurements of the highest accuracy. *Measurement science and technology*, 14(12), 2151.
16. Baumgärtner, U., Magerl, W., Klein, T., Hopf, H. C., & Treede, R. D. (2002). Neurogenic hyperalgesia versus painful hypoalgesia: two distinct mechanisms of neuropathic pain. *Pain*, 96(1-2), 141-151.
17. Belitsky R.B., Odam S.J., Huxley-Kozey C. (1987): *Evaluation of the effectiveness of wet ice, dry ice, and cryogenic packs in reducing skin temperature*. *Phys. Ther. Jul. 67 (7)*, 1080-1084.
18. Belmonte, C., Brock, J. A., & Viana, F. (2009). Converting cold into pain. *Experimental brain research*, 196(1), 13-30.
19. Bergersen, T. K., Hisdal, J., & Walløe, L. (1999). Perfusion of the human finger during cold-induced vasodilatation. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 276(3), R731-R737.
20. Blanchard, E. B., Morrill, B., Wittrock, D. A., Scharff, L., & Jaccard, J. (1989). Hand temperature norms for headache, hypertension, and irritable bowel syndrome. *Biofeedback and Self-Regulation*, 14(4), 319-331.
21. Bleakley, C., McDonough, S., & MacAuley, D. (2004). The use of ice in the treatment of acute soft-tissue injury: a systematic review of randomized controlled trials. *The American journal of sports medicine*, 32(1), 251-261.

22. Bleakley, C. M., McDonough, S. M., & MacAuley, D. C. (2006). Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols. *British journal of sports medicine*, 40(8), 700-705.
23. Boerlage, A. A., Ista, E., Duivenvoorden, H. J., De Wildt, S. N., Tibboel, D., & van Dijk, M. (2015). The COMFORT behaviour scale detects clinically meaningful effects of analgesic and sedative treatment. *European Journal of Pain*, 19(4), 473-479.
24. Bolanowski Jr, S. J., Gescheider, G. A., Verrillo, R. T., & Checkosky, C. M. (1988). Four channels mediate the mechanical aspects of touch. *The Journal of the Acoustical society of America*, 84(5), 1680-1694.
25. Boonstra, A. M., Stewart, R. E., Köke, A. J., Oosterwijk, R. F., Swaan, J. L., Schreurs, K. M., & Schiphorst Preuper, H. R. (2016). Cut-off points for mild, moderate, and severe pain on the numeric rating scale for pain in patients with chronic musculoskeletal pain: variability and influence of sex and catastrophizing. *Frontiers in psychology*, 7, 1466.
26. Bouzigon, R., Grappe, F., Ravier, G., & Dugue, B. (2016). Whole-and partial-body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications. *Journal of Thermal Biology*, 61, 67-81.
27. Brajkovic, D., & Ducharme, M. B. (2006). Facial cold-induced vasodilation and skin temperature during exposure to cold wind. *European journal of applied physiology*, 96(6), 711-721.
28. Brändström, H. (2013). Accidental hypothermia and local cold injury: physiological and epidemiological studies on risk. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 57(2), 265-265.
29. Breslin, M., Lam, P., & Murrell, G. A. (2015). Acute effects of cold therapy on knee skin surface temperature: gel pack versus ice bag. *BMJ open sport & exercise medicine*, 1(1), e000037.
30. Brown, S. H., Wernimont, C. W., Phillips, L., Kern, K. L., Nelson, V. S., & Yang, L. J. S. (2016). Hand sensorimotor function in older children with neonatal brachial plexus palsy. *Pediatric neurology*, 56, 42-47.
31. Buono, M. J., Jechort, A., Marques, R., Smith, C., & Welch, J. (2007). Comparison of infrared versus contact thermometry for measuring skin temperature during exercise in the heat. *Physiological measurement*, 28(8), 855.

32. Buratti, C., Palladino, D., & Ricciardi, P. (2016). Application of a new 13-value thermal comfort scale to moderate environments. *Applied Energy*, 180, 859-866.
33. Burgess H.J., Sletten T., Savic N., Gilbert S.S., Dawson D. (2001): Effects of bright light and melatonin on sleep propensity, temperature, and cardiac activity at night. *J. Appl. Physiol.* 91, 1214-1222.
34. Calogiuri G., A. Weydahl, E. Roveda. Effects of sleep loss and strenuous physical activity on the rest–activity circadian rhythm: A study on 500 km and 1,000 km dogsled racers. *Biol. Res. Nurs.* Oct;13(4):409-18, 2011
35. Campero, M., Baumann, T. K., Bostock, H., & Ochoa, J. L. (2009). Human cutaneous C fibres activated by cooling, heating and menthol. *The Journal of physiology*, 587(23), 5633-5652.
36. Castellani, J. W., & Young, A. J. (2016). Human physiological responses to cold exposure: Acute responses and acclimatization to prolonged exposure. *Autonomic Neuroscience*, 196, 63-74.
37. Castellani, J. W., Young, A. J., Ducharme, M. B., Giesbrecht, G. G., Glickman, E., & Sallis, R. E. (2006). Prevention of cold injuries during exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(11), 2012-2029.
38. Castellani, J. W., Yurkevicius, B. R., Jones, M. L., Driscoll, T. J., Cowell, C. M., Smith, L., ... & O'Brien, C. (2018). Effect of localized microclimate heating on peripheral skin temperatures and manual dexterity during cold exposure. *Journal of Applied Physiology*, 125(5), 1498-1510.
39. Charkoudian, N. (2003, May). Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. In *Mayo clinic proceedings* (Vol. 78, No. 5, pp. 603-612). Elsevier.
40. Cavalieri, T. A. (2007). Managing pain in geriatric patients. *Journal of the American Osteopathic Association*, 107(Supplement 4), ES10.
41. Chen, F., Liu, Z. Y., & Holmér, I. (1996). Hand and finger skin temperatures in convective and contact cold exposure. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 72(4), 372-379.
42. Chen, C. C., & Johnson, M. I. (2010). A comparison of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) at 3 and 80 pulses per second on cold-pressor pain in healthy human participants. *Clinical physiology and functional imaging*, 30(4), 260-268.

43. Chesterton, L. S., Foster, N. E., & Ross, L. (2002). Skin temperature response to cryotherapy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(4), 543-549.
44. Cheung, S., & Sweeney, D. (2001). The influence of attachment method and clothing on skin temperature sensor accuracy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(5).
45. Cheung, S. S. (2015). Responses of the hands and feet to cold exposure. *Temperature*, 2(1), 105-120.
46. Childs, P. R., Greenwood, J. R., & Long, C. A. (2000). Review of temperature measurement. *Review of scientific instruments*, 71(8), 2959-2978.
47. Cina-Tschumi, B. (2007). Evidence-based impact of cryotherapy on postoperative pain, swelling, drainage and tolerance after orthopedic surgery. *Pflege*, 20(5), 258-267.
48. Clark, E. R., & Clark, E. L. (1934). The new formation of arterio-venous anastomoses in the rabbit's ear. *American Journal of Anatomy*, 55(3), 407-467.
49. Colburn, R. W., Lubin, M. L., Stone Jr, D. J., Wang, Y., Lawrence, D., D'Andrea, M. R., ... & Qin, N. (2007). Attenuated cold sensitivity in TRPM8 null mice. *Neuron*, 54(3), 379-386.
50. Collins, N. C. (2008). Is ice right? Does cryotherapy improve outcome for acute soft tissue injury?. *Emergency Medicine Journal*, 25(2), 65-68.
51. Cosma, A. C., & Simha, R. (2018). Thermal comfort modeling in transient conditions using real-time local body temperature extraction with a thermographic camera. *Building and Environment*, 143, 36-47.
52. Costello, J. T., & Donnelly, A. E. (2010). Cryotherapy and joint position sense in healthy participants: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(3), 306-316.
53. Coughlin, P. A., Chetter, I. C., Kent, P. J., & Kester, R. C. (2001). The analysis of sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value of cold provocation thermography in the objective diagnosis of the hand–arm vibration syndrome. *Occupational Medicine*, 51(2), 75-80.
54. Crellin, D. J., Harrison, D., Santamaria, N., Huque, H., & Babl, F. E. (2018). The psychometric properties of the FLACC scale used to assess procedural pain. *The Journal of Pain*, 19(8), 862-872.

55. Cruccu, G., Anand, P., Attal, N., Garcia-Larrea, L., Haanpää, M., Jørum, E., ... & Jensen, T. S. (2004). EFNS guidelines on neuropathic pain assessment. *European journal of neurology*, 11(3), 153-162.
56. Cruz-Almeida, Y., & Fillingim, R. B. (2014). Can quantitative sensory testing move us closer to mechanism-based pain management?. *Pain medicine*, 15(1), 61-72.
57. Daanen, H. A. (1991). *Arterio-Venous Anastomoses and Thermoregulation (Arterio-Veneuze Anastomosen en Thermoregulatie)* (No. IZF-1991-B-12). INSTITUTE FOR PERCEPTION RVO-TNO SOESTERBERG (NETHERLANDS).
58. Daanen, H. A. M. (1997). Vascular reaction to cold: an overview. In central and peripheral control of finger blood flow in the cold (Doctoral dissertation, Doctoral Thesis, Vrije Universiteit, Amsterdam, The Netherlands).
59. Daanen, H. A. M. (2003). Finger cold-induced vasodilation: a review. *European journal of applied physiology*, 89(5), 411-426.
60. Daanen, H. A., & Ducharme, M. B. (1999). Finger cold-induced vasodilation during mild hypothermia, hyperthermia and at thermoneutrality. *Aviation, space, and environmental medicine*, 70(12), 1206-1210.
61. Dahlin, G., & Lundborg, L. B. (2001). Vibration-induced hand problems: Role of the peripheral nerves in the pathophysiology. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 35(3), 225-232.
62. Damjanović, Z., Petrović, D., Pantović, R., & Smiljanić, Z. (2010). Infra red digital imaging in medicine. *International Journal of Collaborative Research on Internal Medicine & Public Health*, 2(12), 425-434.
63. Davis, K. D. (1998). Cold-induced pain and prickle in the glabrous and hairy skin. *Pain*, 75(1), 47-57.
64. da Silva, V. A., Galhardoni, R., Teixeira, M. J., & de Andrade, D. C. (2018). Not just a matter of pain intensity: Effects of three different conditioning stimuli on conditioned pain modulation effects. *Neurophysiologie Clinique*, 48(5), 287-293.
65. DeGroot, D. W., Castellani, J. W., Williams, J. O., & Amoroso, P. J. (2003). Epidemiology of US Army cold weather injuries, 1980–1999. *Aviation, space, and environmental medicine*, 74(5), 564-570.

66. DeGroot, D. W., & Kenney, W. L. (2007). Impaired defense of core temperature in aged humans during mild cold stress. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292(1), R103-R108.
67. Devigili, G., Tugnoli, V., Penza, P., Camozzi, F., Lombardi, R., Melli, G., ... & Lauria, G. (2008). The diagnostic criteria for small fibre neuropathy: from symptoms to neuropathology. *Brain*, 131(7), 1912-1925.
68. dos Santos, M. T. B. R., & de Oliveira, L. M. (2004). Use of cryotherapy to enhance mouth opening in patients with cerebral palsy. *Special Care in Dentistry*, 24(4), 232-234.
69. Dover, G., & Powers, M. E. (2004). Cryotherapy does not impair shoulder joint position sense. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(8), 1241-1246.
70. Ducharme, M. B., VanHelder, W. P., & Radomski, M. W. (1991). Cyclic intramuscular temperature fluctuations in the human forearm during cold-water immersion. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 63(3-4), 188-193.
71. Dykstra, J. H., Hill, H. M., Miller, M. G., Cheatham, C. C., Michael, T. J., & Baker, R. J. (2009). Comparisons of cubed ice, crushed ice, and wetted ice on intramuscular and surface temperature changes. *Journal of athletic training*, 44(2), 136-141.
72. Enwemeka C.S., Allen C., Avila P., Bina J., Konrade J., Munns S. (2002): Soft tissue thermodynamics before, during, and after cold pack therapy. *Med. Sci. Sports. Exerc.* Jan. 34 (1), 45-50.
73. Erpelding, N., Moayed, M., & Davis, K. D. (2012). Cortical thickness correlates of pain and temperature sensitivity. *PAIN®*, 153(8), 1602-1609.
74. Ernst, E., & Fialka, V. (1994). Ice freezes pain? A review of the clinical effectiveness of analgesic cold therapy. *Journal of pain and symptom management*, 9(1), 56-59.
75. Overall, M. (1976). Cold therapy. *Nurs Times*, 70, 144-145.
76. Fabbri, K. (2015). Assessment of the influence of the thermal environment using subjective judgement scales. In *Indoor Thermal Comfort Perception* (pp. 127-147). Springer, Cham.
77. Fagius, J., & Wahren, L. K. (1981). Variability of sensory threshold determination in clinical use. *Journal of the neurological sciences*, 51(1), 11-27.

78. Farbu, E. H., Skandfer, M., Nielsen, C., Brenn, T., Stubhaug, A., & Höper, A. C. (2019). Working in a cold environment, feeling cold at work and chronic pain: a cross-sectional analysis of the Tromsø Study. *BMJ open*, 9(11).
79. Felix, E. R., & Widerstrom-Noga, E. G. (2009). Reliability and validity of quantitative sensory testing in persons with spinal cord injury and neuropathic pain. *J Rehabil Res Dev*, 46(1), 69-83.
80. Fiala, D., Lomas, K. J., & Stohrer, M. (2001). Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. *International journal of biometeorology*, 45(3), 143-159.
81. Fillingim, R. B., King, C. D., Ribeiro-Dasilva, M. C., Rahim-Williams, B., & Riley III, J. L. (2009). Sex, gender, and pain: a review of recent clinical and experimental findings. *The journal of pain*, 10(5), 447-485.
82. Fillingim, R. B. (2017). Individual differences in pain: understanding the mosaic that makes pain personal. *Pain*, 158(Suppl 1), S11.
83. Fischer, A. A. (1987). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 30(1), 115-126.
84. Foulkes, T., & Wood, J. (2007). Mechanisms of cold pain. *Channels*, 1(3), 154-160.
85. Fox, R. H., & Wyatt, H. T. (1962). Cold-induced vasodilatation in various areas of the body surface of man. *The Journal of physiology*, 162(2), 289.
86. Fricke, R. (1984). Lokale Kaltlufttherapie-eine weitere kryotherapeutische Behandlungsmethode. *Z. phys. Med. Balneol. Med. Klimatol. Gräufelfing*, 13, 260.
87. Fruhstorfer, H., Gross, W., & Selbmann, O. (2001). von Frey hairs: new materials for a new design. *European Journal of Pain*, 5(3), 341-342.
88. Fudge, J. (2016). Exercise in the cold: preventing and managing hypothermia and frostbite injury. *Sports health*, 8(2), 133-139.
89. Gagnon, D., & Crandall, C. G. (2018). Sweating as a heat loss thermoeffector. In *Handbook of clinical neurology* (Vol. 156, pp. 211-232). Elsevier.
90. Ganong, W. F. (2007). *Fizjologia [Physiology]*. PZWL Warszawa
91. Garra, G., Singer, A. J., Leno, R., Taira, B. R., Gupta, N., Mathaikutty, B., & Thode, H. J. (2010a). Heat or cold packs for neck and back strain: a randomized controlled trial of efficacy. *Academic Emergency Medicine*, 17(5), 484-489.
92. Garra, G., Singer, A. J., Taira, B. R., Chohan, J., Cardoz, H., Chisena, E., & Thode Jr, H. C. (2010b). Validation of the Wong-Baker FACES pain rating scale in



- pediatric emergency department patients. *Academic Emergency Medicine*, 17(1), 50-54.
93. Geng, Q., Holmer, I., Hartog, D. E., Havenith, G., Jay, O., Malchaire, J., ... & Rissanen, S. (2006). Temperature limit values for touching cold surfaces with the fingertip. *The Annals of occupational hygiene*, 50(8), 851-862.
  94. Georgopoulos, V., Akin-Akinyosoye, K., Zhang, W., McWilliams, D. F., Hendrick, P., & Walsh, D. A. (2019). Quantitative Sensory Testing (QST) and predicting outcomes for musculoskeletal pain, disability and negative affect: a systematic review and meta-analysis. *Pain*.
  95. Gescheider, A., Bolanowski, S. J., & Hardick, K. R. (2001). The frequency selectivity of information-processing channels in the tactile sensory system. *Somatosensory & Motor Research*, 18(3), 191-201.
  96. Geurts, C. L., Sleivert, G. G., & Cheung, S. S. (2005). Effect of cold-induced vasodilatation in the index finger on temperature and contractile characteristics of the first dorsal interosseus muscle during cold-water immersion. *European journal of applied physiology*, 93(5-6), 524-529.
  97. Gizińska, M., Rutkowski, R., Romanowski, W., Lewandowski, J., & Straburzyńska-Lupa, A. (2015). Effects of whole-body cryotherapy in comparison with other physical modalities used with kinesitherapy in rheumatoid arthritis. *BioMed research international*, 2015.
  98. Goldberg, J. M., & Lindblom, U. (1979). Standardised method of determining vibratory perception thresholds for diagnosis and screening in neurological investigation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 42(9), 793-803.
  99. Gracely, R. H. (1999). Pain measurement. *Acta anaesthesiologica scandinavica*, 43(9), 897-908.
  100. Gracely, R. H., Grant, M. A., & Giesecke, T. (2003). Evoked pain measures in fibromyalgia. *Best practice & research Clinical rheumatology*, 17(4), 593-609.
  101. Granot, M., Sprecher, E., & Yarnitsky, D. (2003). Psychophysics of phasic and tonic heat pain stimuli by quantitative sensory testing in healthy subjects. *European Journal of Pain*, 7(2), 139-143.
  102. Grant RT, Bland E (1931) Observations on arterio-venous anastomoses in human skin and in the bird's foot with special reference to the reaction to cold. *Heart* 15:385-411

103. Greenspan, J. D. (2001). Quantitative assessment of neuropathic pain. *Current pain and headache reports*, 5(2), 107-113.
104. Greenstein, G. (2007). Therapeutic efficacy of cold therapy after intraoral surgical procedures: a literature review. *Journal of periodontology*, 78(5), 790-800.
105. Guergova, S., & Dufour, A. (2011). Thermal sensitivity in the elderly: a review. *Ageing research reviews*, 10(1), 80-92.
106. Guéritée, J., Redortier, B., House, J. R., & Tipton, M. J. (2015). Thermal comfort following immersion. *Physiology & behavior*, 139, 474-481.
107. Guillot, X., Tordi, N., Mourot, L., Demougeot, C., Dugue, B., Prati, C., & Wendling, D. (2014). Cryotherapy in inflammatory rheumatic diseases: a systematic review. *Expert review of clinical immunology*, 10(2), 281-294.
108. Guillot, X., Tordi, N., Laheurte, C., Pazart, L., Prati, C., Saas, P., & Wendling, D. (2019). Local ice cryotherapy decreases synovial interleukin 6, interleukin 1 $\beta$ , vascular endothelial growth factor, prostaglandin-E2, and nuclear factor kappa B p65 in human knee arthritis: a controlled study. *Arthritis research & therapy*, 21(1), 180.
109. Hand, I. L., Noble, L., Geiss, D., Wozniak, L., & Hall, C. (2010). COVERS neonatal pain scale: development and validation. *International journal of pediatrics*, 2010.
110. Halar, E. M., DeLisa, J. A., & Brozovich, F. V. (1980). Nerve conduction velocity. Relationship of skin, subcutaneous and intramuscular temperatures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 61(5), 199-203.
111. Hale, A. R., & Burch, G. E. (1960). The arteriovenous anastomoses and blood vessels of the human finger. Morphological and functional aspects. *Medicine*, 39, 191.
112. Harazin, B., Kuprowski, J., & Stolorz, G (2003). Repeatability of vibrotactile perception thresholds obtained with two different measuring systems. *International journal of occupational medicine and environmental health*, 16(4), 311-320.
113. Hardaker, N., Moss, A. D., Richards, J., Jarvis, S., McEwan, I., & Selfe, J. (2007). Relationship between intramuscular temperature and skin surface temperature as measured by thermal imaging camera. *Thermology international*, 17(1), 45-50.

114. Hardy, J. D. (1934). The radiation of heat from the human body: I. An instrument for measuring the radiation and surface temperature of the skin. *The Journal of clinical investigation*, 13(4), 593-604.
115. Hayter, K. J., Doma, K., Schumann, M., & Deakin, G. B. (2016). The comparison of cold-water immersion and cold air therapy on maximal cycling performance and recovery markers following strength exercises. *PeerJ*, 4, e1841.
116. Havenith, G., van de Linde, E. J., & Heus, R. (1992). Pain, thermal sensation and cooling rates of hands while touching cold materials. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(1), 43-51.
117. Haines, J. (1970). A study into a report on cold therapy. *Physiotherapy*, 56(11), 501-502.
118. Heft, M. W., & Robinson, M. E. (2017). Somatosensory function in old age. *Journal of oral rehabilitation*, 44(4), 327-332.
119. Herrera, E., Sandoval, M. C., Camargo, D. M., & Salvini, T. F. (2010). Motor and sensory nerve conduction are affected differently by ice pack, ice massage, and cold water immersion. *Physical therapy*, 90(4), 581-591.
120. Hohenauer, E., Costello, J. T., Deliëns, T., Clarys, P., Stoop, R., & Clijsen, R. (2019). Partial-body cryotherapy (-135° C) and cold-water immersion (10° C) after muscle-damage in females. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*.
121. Holmér I, 1997. Prevention of cold injuries. *Hypothermia - cold - induced injuries*, NR. 1997-00-060, The National Board of Health and Welfare, Stockholm, Sweden.
122. Holmström, A., & Härdin, B. C. (2005). Cryo/Cuff compared to epidural anesthesia after knee unicompartmental arthroplasty: a prospective, randomized, and controlled study of 60 patients with a 6-week follow-up. *The Journal of arthroplasty*, 20(3), 316-321.
123. Hotfiel, T., Seil, R., Bily, W., Bloch, W., Gokeler, A., Kriffter, R. M., ... & Engelhardt, M. (2018). Nonoperative treatment of muscle injuries-recommendations from the GOTS expert meeting. *Journal of experimental orthopaedics*, 5(1), 24.
124. Hüge, V., Lauchart, M., Magerl, W., Beyer, A., Moehnle, P., Kaufhold, W., ... & Azad, S. C. (2011). Complex interaction of sensory and motor signs and symptoms in chronic CRPS. *PLoS One*, 6(4), e18775.

125. Hugosdottir, R., Mørch, C. D., Jørgensen, C. K., Nielsen, C. W., Olsen, M. V., Pedersen, M. J., & Tigerholm, J. (2019). Altered excitability of small cutaneous nerve fibers during cooling assessed with the perception threshold tracking technique. *BMC neuroscience*, 20(1), 47.
126. Hunt, C. C. (1960). The effect of sympathetic stimulation on mammalian muscle spindles. *The Journal of physiology*, 151(2), 332-341.
127. Ikäheimo, T. M., & Hassi, J. (2011). Frostbites in circumpolar areas. *Global health action*, 4(1), 8456.
128. Imray, C., Grieve, A., Dhillon, S., & Caudwell Xtreme Everest Research Group. (2009). Cold damage to the extremities: frostbite and non-freezing cold injuries. *Postgraduate medical journal*, 85(1007), 481-488.
129. Isii, Y., Matsukawa, K., Tsuchimochi, H., & Nakamoto, T. (2007). Iced-Water Hand Immersion Causes a Reflex Decrease in Skin Temperature in the Contralateral Hand. *The Journal of Physiological Sciences*, 0709140002-0709140002.
130. Jang T.W., H. Kim, S.H. Kang, S.H. Choo, I.S. Lee, K.H. Choi. Circadian Rhythm of Wrist Temperature among Shift Workers in South Korea: A Prospective Observational Study. *Int. J. Environ. Res. Public. Health*. Sep 24;14(10), 2017
131. Janský, L., Vávra, V., Janský, P., Kunc, P., Knížková, I., Jandová, D., & Slováček, K. (2003). Skin temperature changes in humans induced by local peripheral cooling. *Journal of Thermal Biology*, 28(5), 429-437.
132. Jensen, T. S., & Finnerup, N. B. (2014). Allodynia and hyperalgesia in neuropathic pain: clinical manifestations and mechanisms. *The Lancet Neurology*, 13(9), 924-935.
133. Johnson, K. O. (2001). The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current opinion in neurobiology*, 11(4), 455-461.
134. Jones, B. F. (1998). A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE transactions on medical imaging*, 17(6), 1019-1027.
135. Jordt, S. E., McKemy, D. D., & Julius, D. (2003). Lessons from peppers and peppermint: the molecular logic of thermosensation. *Current opinion in neurobiology*, 13(4), 487-492.
136. Kanlayanaphotporn R., Janwantanakul P. (2005): Comparison of skin surface temperature during the application of various cryotherapy modalities. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* July. 86, 1411-1415.

137. Karcioglu, O., Topacoglu, H., Dikme, O., & Dikme, O. (2018). A systematic review of the pain scales in adults: which to use?. *The American journal of emergency medicine*, 36(4), 707-714.
138. Katić, K., Li, R., Kingma, B., & Zeiler, W. (2017). Modelling hand skin temperature in relation to body composition. *Journal of thermal biology*, 69, 139-148.
139. Keatinge, W. R. (1957). The effect of general chilling on the vasodilator response to cold. *The Journal of physiology*, 139(3), 497.
140. Kennet, J., Hardaker, N., Hobbs, S., & Selfe, J. (2007). Cooling efficiency of 4 common cryotherapeutic agents. *Journal of Athletic Training*, 42(3), 343-348.
141. Keramidis, M. E., Kölegård, R., Mekjavic, I. B., & Eiken, O. (2014). Acute effects of normobaric hypoxia on hand-temperature responses during and after local cold stress. *High altitude medicine & biology*, 15(2), 183-191.
142. Kilo, S., Schmelz, M., Koltzenburg, M., & Handwerker, H. O. (1994). Different patterns of hyperalgesia induced by experimental inflammation in human skin. *Brain*, 117(2), 385-396.
143. Klinenberg, E., So, Y., & Rempel, D. (1996). Temperature effects on vibrotactile sensitivity threshold measurements: implications for carpal tunnel screening tests. *The Journal of hand surgery*, 21(1), 132-137.
144. Knight K.L. (1995): *Cryotherapy in sport injury management*. Champaign, Human Kinetics, 300s.
145. Knowlton, W. M., Daniels, R. L., Palkar, R., McCoy, D. D., & McKemy, D. D. (2011). Pharmacological blockade of TRPM8 ion channels alters cold and cold pain responses in mice. *PloS one*, 6(9).
146. Knowlton, W. M., Palkar, R., Lippoldt, E. K., McCoy, D. D., Baluch, F., Chen, J., & McKemy, D. D. (2013). A sensory-labeled line for cold: TRPM8-expressing sensory neurons define the cellular basis for cold, cold pain, and cooling-mediated analgesia. *Journal of Neuroscience*, 33(7), 2837-2848.
147. Konopka, K. H., Harbers, M., Houghton, A., Kortekaas, R., van Vliet, A., Timmerman, W., ... & van Wijhe, M. (2012). Bilateral sensory abnormalities in patients with unilateral neuropathic pain; a quantitative sensory testing (QST) study. *PloS one*, 7(5), e37524.
148. Brzozowski, T. (2019). *Konturek fizjologia człowieka*. Wrocław: Edra Urban & Partner.

149. Korman, P., Straburzyńska-Lupa, A., Romanowski, W., & Trafarski, A. (2012). Temperature changes in rheumatoid hand treated with nitrogen vapors and cold air. *Rheumatology international*, 32(10), 2987-2992.
150. Korman, P., Zieliński, J., Krzysztof, K., & Straburzyńska-Lupa, A. (2016). Possible uses of infrared thermography in sport. *Trends in Sport Sciences 2016* : 23 (2) , 57-62
151. Kosek, E., Ekholm, J., & Hansson, P. (1999). Pressure pain thresholds in different tissues in one body region. The influence of skin sensitivity in pressure algometry. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 31(2), 89-93.
152. Krauchi K. How is the circadian rhythm of core body temperature regulated? *Clin. Auton. Res.* Jun;12(3):147-9, 2002
153. Krauchi, K., & Wirz-Justice, A. N. N. A. (1994). Circadian rhythm of heat production, heart rate, and skin and core temperature under unmasking conditions in men. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 267(3), R819-R829.
154. Krumova, E. K., Geber, C., Westermann, A., & Maier, C. (2012). Neuropathic pain: is quantitative sensory testing helpful?. *Current diabetes reports*, 12(4), 393-402.
155. Lack L.C., M. Gradisar, E.J. Van Someren, H.R. Wright, K. Lushington. The relationship between insomnia and body temperatures. *Sleep. Med. Rev.* Aug;12(4):307-17, 2008
156. Lane, E., & Latham, T. (2009). Managing pain using heat and cold therapy. *Nursing Children and Young People*, 21(6).
157. Le May, S., Ballard, A., Khadra, C., Gouin, S., Plint, A. C., Villeneuve, E., ... & Auclair, M. C. (2018). Comparison of the psychometric properties of 3 pain scales used in the pediatric emergency department: Visual Analogue Scale, Faces Pain Scale-Revised, and Colour Analogue Scale. *Pain*, 159(8), 1508-1517.
158. Landerholml, Å. H., & Hansson, P. T. (2011). Mechanisms of dynamic mechanical allodynia and dysesthesia in patients with peripheral and central neuropathic pain. *European Journal of Pain*, 15(5), 498-503.
159. Lang, P. M., Schober, G. M., Rolke, R., Wagner, S., Hilge, R., Offenbacher, M., ... & Irnich, D. (2006). Sensory neuropathy and signs of central sensitization in patients with peripheral arterial disease. *Pain*, 124(1-2), 190-200.

160. Lanting, S. M., Spink, M. J., Tehan, P. E., Vickers, S., Casey, S. L., & Chuter, V. H. (2020). Non-invasive assessment of vibration perception and protective sensation in people with diabetes mellitus: inter-and intra-rater reliability. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13(1), 1-7.
161. Leijon-Sundqvist, K., Lehto, N., Juntti, U., Linné, A., Karp, K., Andersson, S., & Tegner, Y. (2014). Thermal response after cold-water provocation of hands of healthy young men: A test-retest investigation. In *ThermoMed 2014: 26/09/2014-28/09/2014*.
162. Leijon-Sundqvist, K., Tegner, Y., Olsson, F., Karp, K., & Lehto, N. (2017). Relation between dorsal and palmar hand skin temperatures during a cold stress test. *Journal of thermal biology*, 66, 87-92.
163. Lewis, T. (1930). Observations upon the reactions of the vessels of the human skin to cold. *Heart*, 15, 177-208.
164. Lundström, R. (2002). Neurological diagnosis—aspects of quantitative sensory testing methodology in relation to hand-arm vibration syndrome. *International archives of occupational and environmental health*, 75(1-2), 68-77.
165. Mac Auley, D. C. (2001). Ice therapy: how good is the evidence?. *International journal of sports medicine*, 22(05), 379-384.
166. MacDonald, D. I., Wood, J. N., & Emery, E. C. (2020). Molecular mechanisms of cold pain. *Neurobiology of Pain*, 100044.
167. Magerl, W., Krumova, E. K., Baron, R., Tölle, T., Treede, R. D., & Maier, C. (2010). Reference data for quantitative sensory testing (QST): refined stratification for age and a novel method for statistical comparison of group data. *PAIN®*, 151(3), 598-605.
168. Magerl, W., Wilk, S. H., & Treede, R. D. (1998). Secondary hyperalgesia and perceptual wind-up following intradermal injection of capsaicin in humans. *Pain*, 74(2-3), 257-268.
169. Malanga, G. A., Yan, N., & Stark, J. (2015). Mechanisms and efficacy of heat and cold therapies for musculoskeletal injury. *Postgraduate Medicine*, 127(1), 57-65.
170. Mathias, S. D., Crosby, R. D., Qian, Y., Jiang, Q., Dansey, R., & Chung, K. (2011). Estimating minimally important differences for the worst pain rating of the Brief Pain Inventory-Short Form. *The journal of supportive oncology*, 9(2), 72-78.

171. Meehan, J. P. (1955). Body heat production and surface temperatures in response to a cold stimulus. *Journal of applied physiology*, 7(5), 537-541.
172. Merrick, M. A., Jutte, L. S., & Smith, M. E. (2003). Cold modalities with different thermodynamic properties produce different surface and intramuscular temperatures. *Journal of athletic training*, 38(1), 28.
173. Mahanty, S. D., & Roemer, R. B. (1979). The effect of pressure on skin temperature measurements for a disk sensor. *Journal of Biomechanical Engineering*, 101(4), 261-266.
174. Maiya, A. G., Parameshwar, A., Hande, M., & Nandalike, V. (2019). Relationship Between Glycated Hemoglobin and Vibration Perception Threshold in Diabetic Peripheral Neuropathy. *The International Journal of Lower Extremity Wounds*, 1534734619882173.
175. Martland, M. E., Rashidi, A. S., Bennett, M. I., Fallon, M., Jones, C., Rolke, R., & Mulvey, M. R. (2019). The use of Quantitative Sensory Testing (QST) in cancer pain assessment: A systematic review. *European Journal of Pain*.
176. Mäkinen, T. M., Jokelainen, J., Näyhä, S., Laatikainen, T., Jousilahti, P., & Hassi, J. (2009). Occurrence of frostbite in the general population—work-related and individual factors. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 384-393.
177. McCoy, D. D., Knowlton, W. M., & McKemy, D. D. (2011). Scraping through the ice: uncovering the role of TRPM8 in cold transduction. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 300(6), R1278-R1287.
178. McGlone, F., & Reilly, D. (2010). The cutaneous sensory system. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(2), 148-159.
179. McKemy, D. D., Neuhausser, W. M., & Julius, D. (2002). Identification of a cold receptor reveals a general role for TRP channels in thermosensation. *Nature*, 416(6876), 52-58.
180. McMahan III, G. F. (2019). Comparison of a Numeric and a Descriptive Pain Scale in the Occupational Medicine Setting.
181. McMaster, W. C., Liddle, S., & Waugh, T. R. (1978). Laboratory evaluation of various cold therapy modalities. *The American journal of sports medicine*, 6(5), 291-294.
182. McMaster, W. C. (1982). Cryotherapy. *The Physician and sportsmedicine*, 10(11), 112-119.



183. Mercer, J. B., & de Weerd, L. (2014, June). Thermography and thermal symmetry. In 2014 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (pp. 1-3). IEEE.
184. Merrick, M. A., Jutte, L. S., & Smith, M. E. (2003). Cold modalities with different thermodynamic properties produce different surface and intramuscular temperatures. *Journal of athletic training*, 38(1), 28.
185. Miland, Å. O., & Mercer, J. B. (2006). Effect of a short period of abstinence from smoking on rewarming patterns of the hands following local cooling. *European journal of applied physiology*, 98(2), 161-168.
186. Molnar, G. W., Hughes, A. L., Wilson, O., & Goldman, R. F. (1973). Effect of skin wetting on finger cooling and freezing. *Journal of applied physiology*, 35(2), 205-207.
187. Moss, P., Whitnell, J., & Wright, A. (2016). Quantitative and qualitative responses to topical cold in healthy caucasians show variance between individuals but high test-retest reliability. *PloS one*, 11(3).
188. Mourot, L., Cluzeau, C., & Regnard, J. (2007). Hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 88(10), 1339-1343.
189. Nadler, S. F., Prybicien, M., Malanga, G. A., & Sicher, D. (2003). Complications from therapeutic modalities: results of a national survey of athletic trainers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(6), 849-853.
190. Navvabi, S., Abedian, Z., & Steen-Greaves, M. (2009). Effectiveness of cooling gel pads and ice packs on perineal pain. *British Journal of Midwifery*, 17(11), 724-729.
191. Ngamkham, S., Vincent, C., Finnegan, L., Holden, J. E., Wang, Z. J., & Wilkie, D. J. (2012). The McGill Pain Questionnaire as a multidimensional measure in people with cancer: an integrative review. *Pain Management Nursing*, 13(1), 27-51.
192. Nielsen, C. S., Staud, R., & Price, D. D. (2009). Individual differences in pain sensitivity: measurement, causation, and consequences. *The journal of pain*, 10(3), 231-237.
193. Norrbrand, L., Kölegård, R., Keramidis, M. E., Mekjavic, I. B., & Eiken, O. (2017). No association between hand and foot temperature responses during local

- cold stress and rewarming. *European journal of applied physiology*, 117(6), 1141-1153.
194. Norheim, A. J., Borud, E., Wilsgaard, T., De Weerd, L., & Mercer, J. B. (2018). Variability in peripheral rewarming after cold stress among 255 healthy Norwegian army conscripts assessed by dynamic infrared thermography. *International journal of circumpolar health*, 77(1), 1536250.
  195. Nylander, G., Nylander, E., & Lassvik, C. (1987). Cold sensitivity after replantation in relation to arterial circulation and vasoregulation. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, 12(1), 78-81.
  196. Olson, J. E., & Stravino, V. D. (1972). A review of cryotherapy. *Physical Therapy*, 52(8), 840-853.
  197. Oono, Y., Wang, K., Atiş, E. S., & Arendt-Nielsen, L. (2013). Thermal application modulates orofacial somatosensory perception in healthy men and women. *Clinical Neurophysiology*, 124(3), 581-588.
  198. Oosterveld, F. G., & Rasker, J. J. (1994, October). Treating arthritis with locally applied heat or cold. In *Seminars in arthritis and rheumatism* (Vol. 24, No. 2, pp. 82-90). WB Saunders.
  199. Otte, J. W., Merrick, M. A., Ingersoll, C. D., & Cordova, M. L. (2002). Subcutaneous adipose tissue thickness alters cooling time during cryotherapy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(11), 1501-1505.
  200. Palkar, R., Lippoldt, E. K., & McKemy, D. D. (2015). The molecular and cellular basis of thermosensation in mammals. *Current opinion in neurobiology*, 34, 14-19.
  201. Payne, S., Macintosh, A., & Stock, J. (2018). The thermoregulatory function of the human hand: How do palm and digit proportions affect heat loss?. *American journal of physical anthropology*, 166(4), 803-811.
  202. Pickering, G., Achard, A., Corriger, A., Sickout-Arondo, S., Macian, N., Leray, V., ... & Pereira, B. (2019). Electrochemical skin conductance and Quantitative Sensory Testing on Fibromyalgia. *Pain Practice*.
  203. Piedrahita, H., Oksa, J., Malm, C., & Rintamäki, H. (2008). Health problems related to working in extreme cold conditions indoors. *International journal of circumpolar Health*, 67(2-3), 279-287.
  204. Powell-Roach, K. L., Yao, Y., Rutherford, J. N., Schlaeger, J. M., Patil, C. L., Suarez, M. L., ... & Fillingim, R. B. (2019). Thermal and mechanical

- quantitative sensory testing values among healthy African American adults. *Journal of pain research*, 12, 2511.
205. Psikuta, A., Niedermann, R., & Rossi, R. M. (2014). Effect of ambient temperature and attachment method on surface temperature measurements. *International journal of biometeorology*, 58(5), 877-885.
  206. Qian, X., & Fan, J. (2006). Prediction of clothing thermal insulation and moisture vapour resistance of the clothed body walking in wind. *The Annals of occupational hygiene*, 50(8), 833-842.
  207. Raether, P. R. (1983). The cold treatment, putting injuries on ice can be more complicated than it sounds. *Runner*, 6, 14.
  208. Rasmussen, L., & Mercer, J. B. (2004). A comparison of thermal responses in hands and feet of young and elderly subjects in response to local cooling as determined by infrared imaging. *Thermol. Int*, 14(2), 71-76.
  209. Ravn, P., Frederiksen, R., Skovsen, A. P., Christrup, L. L., & Werner, M. U. (2012). Prediction of pain sensitivity in healthy volunteers. *Journal of pain research*, 5, 313.
  210. Riley III, J. L., Cruz-Almeida, Y., Glover, T. L., King, C. D., Goodin, B. R., Sibille, K. T., ... & Redden, D. T. (2014). Age and race effects on pain sensitivity and modulation among middle-aged and older adults. *The Journal of Pain*, 15(3), 272-282.
  211. Ring, E. F. J. (2007). The historical development of temperature measurement in medicine. *Infrared physics & technology*, 49(3), 297-301.
  212. Ring, E. F. J. (2012). History of thermology and thermography: pioneers and progress. *Thermology international*, 3.
  213. Ring, E. F. J. (2014). Pioneering progress in infrared imaging in medicine. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, 11(1), 57-65.
  214. Ring, E. F. J., & Ammer, K. (2012). Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological measurement*, 33(3), R33.
  215. Rolke, R., Baron, R., Maier, C. A., Tölle, T. R., Treede, R. D., Beyer, A., ... & Braune, S. (2006b). Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): standardized protocol and reference values. *Pain*, 123(3), 231-243.

216. Rolke, R., Campbell, K. A., Magerl, W., & Treede, R. D. (2005). Deep pain thresholds in the distal limbs of healthy human subjects. *European Journal of Pain*, 9(1), 39-48.
217. Rolke, R., Magerl, W., Campbell, K. A., Schalber, C., Caspari, S., Birklein, F., & Treede, R. D. (2006a). Quantitative sensory testing: a comprehensive protocol for clinical trials. *European journal of pain*, 10(1), 77-77.
218. Ruddock, A. D., Tew, G. A., & Purvis, A. J. (2017). Effect of hand cooling on body temperature, cardiovascular and perceptual responses during recumbent cycling in a hot environment. *Journal of sports sciences*, 35(14), 1466-1474.
219. Ruijs, A. C., Niehof, S. P., Hovius, S. E., & Selles, R. W. (2011). Cold-induced vasodilatation following traumatic median or ulnar nerve injury. *The Journal of hand surgery*, 36(6), 986-993.
220. Saito, N., Horiuchi, H., Kobayashi, S., Nawata, M., & Takaoka, K. (2004). Continuous local cooling for pain relief following total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 19(3), 334-337.
221. Sallis, R., & Chassay, C. M. (1999). Recognizing and treating common cold-induced injury in outdoor sports. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(10), 1367.
222. Sanchez-Marin, F. J., Calixto-Carrera, S., & Villaseñor-Mora, C. (2009). Novel approach to assess the emissivity of the human skin. *Journal of Biomedical Optics*, 14(2), 024006.
223. Sangiorgi, S., Manelli, A., Congiu, T., Bini, A., Pilato, G., Reguzzoni, M., & Raspanti, M. (2004). Microvascularization of the human digit as studied by corrosion casting. *Journal of Anatomy*, 204(2), 123-131.
224. Sanyal, D. C., & Maji, N. K. (2001). Thermoregulation through skin under variable atmospheric and physiological conditions. *Journal of Theoretical Biology*, 208(4), 451-456.
225. Sauls, J. (1999). Efficacy of cold for pain: fact or fallacy?. *Worldviews on Evidence-based Nursing presents the archives of Online Journal of Knowledge Synthesis for Nursing*, 6(1), 103-111.
226. SAWADA, S. I. (1996). Cold-induced vasodilatation response of finger skin blood vessels in older men observed by using a modified local cold tolerance test. *Industrial health*, 34(1), 51-56.

227. Sawada, S. I., Araki, S., & Yokoyama, K. (2000). Changes in cold-induced vasodilatation, pain and cold sensation in fingers caused by repeated finger cooling in a cool environment. *Industrial health*, 38(1), 79-86.
228. Schmidt, K. L., Ott, V. R., Röcher, G., & Schaller, H. (1979). Heat, cold and inflammation. *Zeitschrift Fur Rheumatologie*, 38(11-12), 391-404.
229. Schwartz, R. G., O'Young, B., Getson, P., Govindan, S., URICCHIO, J., BERNTON, T., ... & Zhang, H. Y. (2015). Guidelines for neuromusculoskeletal infrared thermography sympathetic skin response (SSR) studies. *Pan American Journal of Medical Thermology*, 2(1), 35-43.
230. Shitzer A., Stroschein A.L., Sharp W.M., Gonzalez R.R., Pandolf B.K. (1997): Simultaneous measurements of finger-tip temperatures and blood perfusion rates in a cold environment. *J. Therm. Biol.* 22, 3, 159-167.
231. Shy, M. E., Frohman, E. M., So, Y. T., Arezzo, J. C., Cornblath, D. R., Giuliani, M. J., ... & Weimer, L. H. (2003). Quantitative sensory testing: report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 60(6), 898-904.
232. Simone, D. A., & Kajander, K. C. (1996). Excitation of rat cutaneous nociceptors by noxious cold. *Neuroscience letters*, 213(1), 53-56.
233. Smolander, J., Mikkelsen, M., Oksa, J., Westerlund, T., Leppäluoto, J., & Huttunen, P. (2004). Thermal sensation and comfort in women exposed repeatedly to whole-body cryotherapy and winter swimming in ice-cold water. *Physiology & behavior*, 82(4), 691-695.
234. Sohng, C., Lee, H. J., Lee, W. K., Kim, J. Y., Park, K. D., Jang, Y. H., ... & Lee, S. J. (2020). Clinical usefulness of thermography as a non-invasive screening test for differential diagnosis of vascular malformations. *Skin research and technology: official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS)[and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS)[and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 26(5), 759-761.
235. Stansberry, K. B., Peppard, H. R., Babyak, L. M., Popp, G., McNitt, P. M., & Vinik, A. I. (1999). Primary nociceptive afferents mediate the blood flow dysfunction in non-glabrous (hairy) skin of type 2 diabetes: a new model for the pathogenesis of microvascular dysfunction. *Diabetes Care*, 22(9), 1549-1554.
236. Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine & Biology*, 18(5), 686.

237. Straburzyńska-Lupa A., Straburzyński G. (2003): Fizjoterapia. Warszawa: Wydaw. Lek. PZWL, 725s.
238. Straburzyńska-Lupa, A., Straburzyński, G., & Straburzyńska-Migaj, E. (2008). Fizjoterapia z elementami klinicznymi. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
239. Strigo, I. A., Carli, F., & Bushnell, M. C. (2000). Effect of ambient temperature on human pain and temperature perception. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 92(3), 699-707.
240. Surenkok, O., Aytar, A., Tüzün, E. H., & Akman, M. N. (2008). Cryotherapy impairs knee joint position sense and balance. *Isokinetics and exercise science*, 16(1), 69-73.
241. Swenson, C., Swärd, L., & Karlsson, J. (1996). Cryotherapy in sports medicine. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 6(4), 193-200.
242. Thyagarajan, D., & Dyck, P. J. (1994). Influence of local tissue temperature on vibration detection threshold. *Journal of the neurological sciences*, 126(2), 149-152.
243. Tihanyi, B. T., & Köteles, F. (2017). Physiological and psychological correlates of attention-related body sensations (tingling and warmth). *Physiology international*, 104(3), 235-246.
244. Tomchuk, D., Rubley, M. D., Holcomb, W. R., Guadagnoli, M., & Tarno, J. M. (2010). The magnitude of tissue cooling during cryotherapy with varied types of compression. *Journal of athletic training*, 45(3), 230-237.
245. Trescot, A. M. (2003). Cryoanalgesia in interventional pain management. *Pain Physician*, 6(3), 345-360.
246. Trzebski, A. (2001). Fizjologia krążenia krwi. W: Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej, Red.: Traczyk WZ, Trzebski A, Warszawa, 149-167.
247. Tyler, C. J. (2011). The effect of skin thermistor fixation method on weighted mean skin temperature. *Physiological measurement*, 32(10), 1541.
248. Uchio, Y., Ochi, M., Fujihara, A., Adachi, N., Iwasa, J., & Sakai, Y. (2003). Cryotherapy influences joint laxity and position sense of the healthy knee joint. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(1), 131-135.
249. Wassinger, C. A., Myers, J. B., Gatti, J. M., Conley, K. M., & Lephart, S. M. (2007). Proprioception and throwing accuracy in the dominant shoulder after cryotherapy. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 84.

250. Watkins, A. A., Johnson, T. V., Shrewsberry, A. B., Nourparvar, P., Madni, T., Watkins, C. J., ... & Master, V. A. (2014). Ice packs reduce postoperative midline incision pain and narcotic use: a randomized controlled trial. *Journal of the American College of Surgeons*, 219(3), 511-517.
251. Weinstein S. Intensive and extensive aspects of tactile sensitivity as a function of body part, sex, and laterality. In: Kenshalo D, Springfield R, Thomas C, editors. *The skin senses*; 1968. p. 195–222.
252. Weston, M., Taber, C., Casagrande, L., & Cornwall, M. (1994). Changes in local blood volume during cold gel pack application to traumatized ankles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(4), 197-199.
253. White, G. E., & Wells, G. D. (2013). Cold-water immersion and other forms of cryotherapy: physiological changes potentially affecting recovery from high-intensity exercise. *Extreme physiology & medicine*, 2(1), 26.
254. Wilkerson, J. A., Bangs, C. C., & Hayward, J. S. (1986). *Hypothermia, frostbite, and other cold injuries: prevention, recognition, and prehospital treatment*. Mountaineers Books.
255. Wilson, O., & Goldman, R. F. (1970). Role of air temperature and wind in the time necessary for a finger to freeze. *Journal of Applied Physiology*, 29(5), 658-664.
256. Verrillo, R. T., & Bolanowski Jr, S. J. (1986). The effects of skin temperature on the psychophysical responses to vibration on glabrous and hairy skin. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 80(2), 528-532.
257. Viana, F., & Voets, T. (2019). Heat Pain and Cold Pain. In *The Oxford Handbook of the Neurobiology of Pain*.
258. Villaseñor-Mora, C., González-Vega, A., Garay-Sevilla, M. E., Padilla-Medina, J. A., & Arteaga-Murillo, L. I. (2013). Procedure to diagnose onychomycosis through changes in emissivity on infrared images. *Journal of biomedical optics*, 18(11), 116005.
259. Vosselman, M. J., Vijgen, G. H., Kingma, B. R., Brans, B., & van Marken Lichtenbelt, W. D. (2014). Frequent extreme cold exposure and brown fat and cold-induced thermogenesis: a study in a monozygotic twin. *PloS one*, 9(7).
260. Wilson, O., & Goldman, R. F. (1970). Role of air temperature and wind in the time necessary for a finger to freeze. *Journal of Applied Physiology*, 29(5), 658-664.

261. Yarnitsky, D., & Sprecher, E. (1994). Thermal testing: normative data and repeatability for various test algorithms. *Journal of the neurological sciences*, 125(1), 39-45.
262. Yasuoka, A., Kubo, H., Tsuzuki, K., & Isoda, N. (2012). Interindividual differences in thermal comfort and the responses to skin cooling in young women. *Journal of Thermal Biology*, 37(1), 65-71.
263. Yin, P. Y., Hao, M. Z., Liu, X. D., Cao, C. Y., Niu, C. X. M., & Lan, N. (2018, July). Neural Correlation between Evoked Tactile Sensation and Central Activities in the Somatosensory Cortex. In *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 2296-2299). IEEE.
264. Yin, K., Zimmermann, K., Vetter, I., & Lewis, R. J. (2015). Therapeutic opportunities for targeting cold pain pathways. *Biochemical pharmacology*, 93(2), 125-140.
265. Zhang, Z., Lyon, T. D., Kadow, B. T., Shen, B., Wang, J., Lee, A., ... & Tai, C. (2016). Conduction block of mammalian myelinated nerve by local cooling to 15–30° C after a brief heating. *Journal of neurophysiology*, 115(3), 1436-1445.
266. Zontak, A., Sideman, S., Verbitsky, O., & Beyar, R. (1998). Dynamic thermography: analysis of hand temperature during exercise. *Annals of biomedical engineering*, 26(6), 988-993.



## 8. Streszczenie.

Lokalne zabiegi chłodzące są powszechnie stosowane w medycynie. Wykorzystuje się je również w fizjoterapii. Istnieje obecnie odrębny dział fizykoterapii zajmujący się wyłącznie zabiegami zimnolecznymi i krioterapeutycznymi. Aktualnie wykorzystuje się zabiegi chłodzące zarówno w stanach ostrych jak i schorzeniach lub dysfunkcjach przewlekłych. Celem tych zabiegów jest zmiana lokalnego ukrwienia tkanki, a także działanie przeciwbólowe m.in. poprzez wpływ na receptory skórne i układ nerwowy. W trakcie wykonywania zabiegów dochodzi do istotnego obniżenia temperatury skóry co w przypadku źle dobranych parametrów zabiegu może prowadzić do zaburzeń krążenia, a nawet odmrożenia. Ponadto chłodzenie tkanki powoduje zaburzenia percepcji skórnej co wpływa na zaburzenia czucia powierzchownego i głębokiego. W zależności od zastosowanego zabiegu chłodzącego i modyfikacji metodyki, zmiany w temperaturze tkanki, zaburzenia czucia oraz subiektywne odczucie danego zabiegu mogą być różne.

Aby ocenić wpływ standardowego zabiegu krioterapeutycznego na stopień ochłodzenia skóry, zmiany sensoryczne oraz poziom bólu i komfortu podczas procedury zabiegowej, wykonano badanie na 49 (30 osób - grupa badana, 19 osób - grupa kontrolna) młodych, zdrowych mężczyznach. Na rękę probantów zaaplikowano okład worka z lodem o masie 400g przez 15 minut. Przed, aplikacją chłodzącą zarejestrowano pomiar z termometru rezystancyjnego umieszczonego na grzbietowej stronie ręki oraz wykonano zdjęcie termowizyjne tej powierzchni. Jednocześnie na grzbietowej stronie ręki przeprowadzono wybrane testy oceniające odbiór bodźców sensorycznych, oparte na protokole QST: próg wrażliwości dotykowej, mechaniczny próg bólu, próg bólu uciskowego, próg czucia wibracji. Ponadto przeprowadzono ocenę bólu skalą VAS i wg subiektywnego odczucia oraz ocenę komfortu termicznego, które powtórzono w 7 i 15 minucie trwania aplikacji. Po zakończeniu chłodzenia przeprowadzono powtórnie pełen zestaw ocen. Przez kolejne 30 minut odpoczynku monitorowano w dalszym ciągu temperaturę ręki za pomocą termometru rezystancyjnego i kamery termowizyjnej.

Przeprowadzone badania wykazały istotne obniżenie temperatury skóry, zarówno w badaniu termometrem rezystancyjnym (do  $17,5 \pm 2,20^{\circ}\text{C}$ ) i kamerą termowizyjną (do  $22,6 \pm 2,88^{\circ}\text{C}$ ) zaraz po wykonanym zabiegu chłodzącym. Zarówno w 7 (53% badanych) i 15 minucie (54% badanych) aplikacji, probanci zgłaszali uczucie zimna. Ponadto w 7 minucie 23% badanych zgłosiło uczucie dyskomfortu a w 15 minucie już

33% oraz 8% dużego dyskomfortu. W teście skalą VAS probanci w 7 minucie chłodzenia wskazali ból na poziomie  $30,5 \pm 25,0$  mm, a w 15 minucie na poziomie  $43,2 \pm 23,7$  mm. W ocenie wrażliwości sensorycznej, w momencie zakończenia aplikacji chłodzącej w grupie badanych zaobserwowano podwyższenie progów: wrażliwości dotykowej, wrażliwości bólowej i bólu uciskowego. Nie zmienił się natomiast próg wrażliwości wibracyjnej.

Jak wynika z badań własnych, piętnastominutowy zabieg okładu z lodem istotnie obniża temperaturę ręki ale nie osiąga temperatury powodującej ryzyko odmrożenia. Dodatkowo obniżenie temperatury tkanki może skutkować zaburzeniami percepcji bodźców czuciowych w obrębie ręki, takich jak dotyk czy ból.

Uzyskane wyniki wskazują ponadto, że subiektywne uczucie komfortu w obszarze ręki spada wraz z długością trwania zabiegu. Jednakże czas zabiegu chłodzącego nie wpływa istotnie na zmianę w odczuciu zimna.

## 9. Summary.

Local cooling treatments are commonly used in medicine. They are also used in physiotherapy. There is a separate branch of physical therapy dealing exclusively with cold and cryotherapy treatments. Currently, cooling treatments are used both in acute conditions and in chronic diseases or dysfunctions. The aim of these treatments is to change the local blood supply to the tissue, as well as to provide analgesic properties by affecting skin receptors and the nervous system. During the treatments, the skin temperature drops significantly, which, in the case of poorly selected treatment parameters, may lead to circulatory disorders, and even frostbite. In addition, cooling the tissue causes disturbances in skin perception, which affects superficial and deep sensation. Depending on the cooling treatment and the procedure, changes in tissue temperature, sensory disturbances and the subjective feeling of a given treatment may be different.

In order to assess the effect of a standard cryotherapy treatment on the degree of skin cooling, sensory changes as well as the level of pain and comfort during the treatment procedure, the study was performed on 49 (30 people - the study group, 19 people - the control group) young, healthy men. An ice bag weighing 400 g was applied to the hand of the participants for 15 minutes. Before the cooling application, the measurement from a resistance thermometer placed on the dorsal side of the hand was recorded and a thermal image of this surface was taken. At the same time, selected tests to assess the perception of sensory stimuli based on the QST protocol were carried out on the dorsal side of the hand: tactile sensitivity threshold, mechanical pain threshold, pressure pain threshold, vibration threshold. In addition, pain was assessed using the VAS scale according to subjective feeling and thermal comfort, which were repeated in the 7th and 15th minutes of the application. After cooling was complete, the full set of assessments was performed again. The hand temperature was continued to be monitored for the next 30 minutes of rest with a resistance thermometer and a thermal imaging camera.

The conducted tests showed a significant decrease in skin temperature, both in the resistance thermometer test (up to  $17.5 \pm 2.20$  °C) and with the thermal imaging camera (up to  $22.6 \pm 2.88$  °C) immediately after the cooling treatment. In both the 7th (53% of respondents) and 15th minute (54% of respondents) of the application, the participants reported feeling cold. Moreover, in the 7th minute, 23% of the respondents reported a

feeling of discomfort, and in the 15th minute already 33% and 8% of high discomfort. In the VAS test, the probes indicated pain at the level of  $30.5 \pm 25.0$  mm in the 7th minute of cooling, and at the level of  $43.2 \pm 23.7$ mm in the 15th minute. In the assessment of sensory sensitivity, an increase in the thresholds of tactile sensitivity, pain sensitivity and pressure pain was observed in the group of subjects at the end of the cooling application. However, the vibration sensitivity threshold has not changed.

As it results from our own research, a 15-minute treatment with an ice pack significantly lowers the temperature of the hand, but does not reach the temperature causing the risk of frostbite. In addition, lowering the tissue temperature may result in disturbed perception of sensory stimuli within the hand, such as touch or pain.

Moreover, the obtained results indicate that the subjective feeling of comfort in the hand area decreases with the duration of the procedure. However, the duration of the cooling treatment does not significantly change the feeling of being cold.