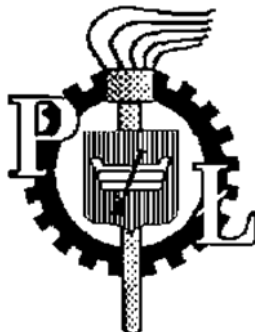


POLITECHNIKA ŁÓDZKA  
WYDZIAŁ TECHNOLOGII MATERIAŁOWYCH I WZORNICTWA TEKSTYLIÓW



**mgr szt. Anita Ilska**

## **ROZPRAWA DOKTORSKA**

*Modelowanie i projektowanie wyrobów uciskowych  
wspomagających proces leczenia zewnętrznego*

Praca doktorska wykonana pod kierunkiem

**prof. dr hab. inż. Krzysztofa Kowalskiego**

w Katedrze Technologii Dziewiarskich i Maszyn Włókienniczych

Łódź 2023

## Podziękowania

Autorka dziękuje członkom projektu nr PBS3/B9/46/2015 pt: „Opracowanie innowacyjnych wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego z zastosowaniem oryginalnych narzędzi badawczych” z Katedry Technologii Dziewiarskich i Maszyn Włókienniczych PŁ, w tym w szczególności:

- Prof. dr hab. inż. Krzysztofowi Kowalskiemu za opiekę merytoryczną i wsparcie okazane podczas kilkuletniej opieki naukowej oraz wszelką pomoc w trakcie przygotowania niniejszej rozprawy,
- Dr inż. Magdalenie Kłonowskiej za pomoc w realizacji badań dzianin elastycznych,
- Mgr inż. Grzegorzowi Bednarskiemu, ówczesnemu pracownikowi Katedry za udział w badaniach pomiarowych sylwetki,
- Andrzejowi Golczykowi za pomoc techniczną w realizacji badań wytrzymałościowych

oraz

- Dr hab. inż. Witoldowi Sujce - prezesowi zarządu firmy Tricomed SA. za możliwość przeprowadzenia badań eksperymentalnych w firmie Tricomed S.A. związanych z projektowaniem oraz oceną wartości nacisku,
- Dr inż. Elżbiecie Mielickiej, ówczesnemu kierownikowi Zakładu Naukowego Technologii Dziewiarskich i Odzieżownictwa w Instytucie Włókiennictwa za możliwość wykonania oraz opracowania badań związanych ze skanowaniem sylwetki techniką 3D.

## Streszczenie

Celem rozprawy doktorskiej było opracowanie komputerowo wspomaganą metody projektowania konfekcjonowanych i bezszwowych wyrobów uciskowych dla terapii zewnętrznej schorzeń flebologicznych i patologii blizn: poparzeniowych, pourazowych i pooperacyjnych. Opracowanie algorytmów projektowania wyrobów poprzedziło modelowanie wpływu następujących czynników na wartość nacisku jednostkowego: tolerancji wymiarowania sylwetki i tolerancji wykonania wyrobu, doboru sztywności rozciągania dzianiny uciskowej do klasy nacisku, obecności szwu, geometrii obwodu oraz podatności ciała na ucisk.

Na podstawie wyników wykonanych analiz stwierdzono znaczący wpływ powyższych czynników na zmiany wartości nacisku jednostkowego. Badania związane z zastąpieniem manualnego wymiarowania sylwetki pacjenta techniką skanowania 3D doprowadziły do wniosku, iż wymiarowanie sylwetki we wstępnym ubiorze uściskowym zmniejsza wpływ podatności tkanek miękkich na zamierzoną wartości nacisku jednostkowego. Ponadto przeprowadzono eksperymentalną ocenę poprawności projektowania oferowanych na rynku medycznych, bezszwowych, standaryzowanych wyrobów kompresyjnych dla I i II klasy ucisku.

Przeprowadzone badania właściwości dzianin uciskowych doprowadziły do opracowania uogólnionej charakterystyki mechanicznej dzianin w postaci związku siły i wydłużenia względnego, która scala wartości sił dla różnych zakresów rozciągania w granicach wydłużenia użytecznego. Wprowadzenie do algorytmu projektowania wyżej wymienionego związku siły i wydłużenia względnego oraz danych pomiarowych ze skanowania części ciała techniką 3D i prawa Laplace'a było podstawą metody projektowania wyrobów uciskowych.

Finalnie za pomocą algorytmów przedstawiono udoskonaloną metodę projektowania spersonalizowanych, konfekcjonowanych i bezszwowych wyrobów uciskowych w stanie swobodnym z uwzględnieniem zagregowanych uwarunkowań zmian nacisku jednostkowego oraz podano przykłady projektów wyrobów o stałej i stopniowanej wartości nacisku jednostkowego dla różnych klas ucisku.

**Słowa kluczowe:** wyroby uciskowe, nacisk jednostkowy, prawo Laplace'a, skanowanie 3D, algorytmy projektowania wyrobu.

## Summary

The aim of the doctoral dissertation was to develop a computer-aided method of designing ready-made and seamless compression products for external therapy of phlebological diseases and scar pathologies: post-burn, post-traumatic and post-operative. The development of product design algorithms was preceded by modeling the impact of the following factors on the unit pressure value: tolerance of silhouette dimensioning and product manufacturing tolerance, selection of tensile stiffness of compression knitted fabric to pressure class, seam presence, perimeter geometry and body susceptibility to compression.

Based on the results of the analyzes performed, a significant impact of the above factors on changes in the value of the unit pressure was found. Research related to the replacement of manual measurement of the patient's silhouette with the 3D scanning technique led to the conclusion that the measurement of the silhouette in the initial compression garment reduces the impact of soft tissue susceptibility on the intended unit pressure value. In addition, an experimental evaluation of the design correctness of medical, seamless, standardized, offered on the market compression products for I and II compression class was carried out.

The conducted research on the properties of compression knitted fabrics led to the development of generalized mechanical characteristic of knitted fabrics in the form of a relationship of strength and relative elongation, which integrates force values for different stretching ranges within the limits of useful elongation. The introduction of the above-mentioned relationship between force and relative elongation, as well as measurement data from scanning body parts using the 3D technique and Laplace's law, into the design algorithm was the basis for the method of designing compression products.

Finally, using algorithms, an improved method of designing personalized, ready-made and seamless compression products in a relaxed state was presented, taking into account the aggregated conditions of changes in unit pressure, and examples of products designs with a constant and graduated value of unit pressure for various classes of compression.

Keywords: compression products, unit pressure, Laplace's law,  
3D scanning, product design algorithms.

## Informacje o rozprawie doktorskiej

Rozprawa doktorska wykonana została w ramach:

- realizowanego w latach 2015-2018 projektu badawczego nr PBS3/B9/46/2015 pt: "Opracowanie innowacyjnych wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego z zastosowaniem oryginalnych narzędzi badawczych" sfinansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju;
- grantów wewnętrznych finansowanych z Funduszu Młodych Naukowców Wydziału Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów Politechniki Łódzkiej pt.: „Modelowanie i projektowanie wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego” o nr:
  - K-46/6/2013/Młodzi Naukowcy,
  - 14-146-2-2154 Młodzi Naukowcy 2014,
  - 14-146-2-2135 Młodzi Naukowcy 2015;
- grantu wewnętrznego finansowanego z Funduszu Młodych Naukowców Wydziału Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów Politechniki Łódzkiej pt.: „Wykonanie dzianin dwuwarstwowych z udziałem nitek elastomerowych na szydełkarce cylindrycznej OVJA” o nr 501-14-146-2-2137 Młodzi Naukowcy 2017;
- staży doktoranckich w:
  - firmie TRICOMED S.A. (15.12.2014 -30.01.2015);
  - Instytucie Włókiennictwa, będącego obecnie częścią Sieci Badawczej Łukasiewicz – Łódzkiego Instytutu Technologicznego (04.05.2015 – 5.08.2015).

Niniejsza praca powstała również w oparciu o następujące, powstałe we współautorstwie artykuły naukowe, opublikowane w krajowych i zagranicznych czasopismach naukowych:

1. Ilska A. (55%), Kowalski K. (20%), Kłonowska M. (20%), Kowalski T.M. (5%). Influence of Stress and Relaxation Characteristics of Knitted Fabrics on the Unit Pressure of Compression Garments Supporting External Treatment. FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe 2014; 22, 4(106): 87-92;
2. Ilska A. (40%), Kowalski K. (20%), Kłonowska M. (20%), Kowalski T.M. (10%), Sujka W. (10%). Issues Regarding the Design of Compression Products for Small Body Circumferences. FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe 2016; 24, 6(120): 116-120. DOI: 10.5604/12303666.1221745;
3. Kowalski K. (30%), Ilska A. (40%), Kłonowska M. (30%). Reasons for changes in the value of unit pressure of compression products supporting external treatment. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 141(2016) 012002 DOI:10.1088/1757-899X/141/1/012002;
4. Ilska A. (20%), Kowalski K. (20%), Kłonowska M. (20%), Kuzański W. (15%), Kowalski T.M. (10%), Sujka W. (15%). Using a 3D Body Scanner in Designing Compression Products Supporting External Treatment. FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe 2017; 25, 5(125): 107-112. DOI: 10.5604/01.3001.0010.4636;

5. Kowalski K. (20%), Karbowski K. (30%), Kłonowska M. (9%), Ilska A. (9%), Sujka W. (9%), Tyczyńska M. (9%), Włodarczyk B. (9%), Kowalski T.M. (5%). Influence of a Compression Garment on Average and Local Changes in Unit Pressure. *FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe* 2017; 25, 6(126): 68-74. DOI: 10.5604/01.3001.0010.5374;
6. Kowalski K. (20%), Kłonowska M. (20%), Ilska A. (20%), Sujka W. (20%), Tyczyńska M. (20%). Methods of Evaluating Knitted Fabrics with Elastomeric Threads in the Design Process of Compression Products. *FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe* 2018; 26, 3(129): 60-65. DOI: 10.5604/01.3001.0011.7303;
7. Kowalski K. (33%), Kłonowska M. (34%), Ilska A. (33%). Selecting Appropriate Longitudinal Rigidity of Knitted Fabric in Compression Products of Standardised Size. *FIBRES & TEXTILES in Eastern Europe* 2020; 28, 3(141):44-49. DOI: 10.5604/01.3001.0013.9017,

oraz referaty wygłoszone na krajowych i zagranicznych konferencjach:

1. Ilska A., Kowalski K., Kłonowska M. Wpływ charakterystyki mechanicznej dzianin na wartość nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego. XVI Scientific Conference of Faculty of Material Technologies and Textile Design TUL. Łódź 2013;
2. Ilska A., Kowalski K., Kłonowska M. Przyczyny zmian nacisku w etapie projektowania i użytkowania wyrobów uciskowych. XI Sympozjum Naukowo-Techniczne, Program Horyzont 2020 wsparciem dla innowacyjnych technologii dziewiarskich. Ustroń 2014;
3. Kowalski K., Ilska A., Kłonowska M. Reasons for changes in the value of unit pressure of compression products supporting external treatment. 48<sup>th</sup> IFKT Congress. Moenchengladbach (Niemcy) 2016;
4. Ilska A. Modelling and designing compression product supporting external treatment. XVII Scientific Conference of the Faculty of Material Technologies and Textile Design TUL. Łódź 2016;
5. Ilska A. Przyczyny zmian wartości nacisku jednostkowego w kompresjoterapii. XVIII Konferencja Naukowa Wydziału Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów PŁ. Łódź 2017;
6. Ilska A., Kowalski K., Kłonowska M. Zastosowanie skanera 3D w procedurze projektowania wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego. XIX Konferencja Naukowa Wydziału Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów PŁ. Łódź 2018;
7. Kowalski K. (25%), Kłonowska M. (25%), Ilska A. (25%), Sujka W. (25%) Algorithms supporting modeling and design of compression products. 49<sup>th</sup> IFKT International Congress “Stepping into the future...”. Łódź 2018.

## Spis treści

<b>Spis oznaczeń .....</b>	<b>9</b>
<b>1. WSTĘP.....</b>	<b>11</b>
1.1. Tematyka rozprawy doktorskiej .....	11
1.2. Tezy, cele i zakres pracy.....	12
<b>2. CHARAKTERYSTYKA STUDIALNA OBSZARU BADAWCZEGO .....</b>	<b>15</b>
2.1. Terapia uciskowa.....	15
2.1.1. Informacje ogólne .....	15
2.1.2. Początki wyrobów uciskowych.....	15
2.1.3. Badania kliniczne – problematyka badań.....	15
2.2. Wyroby uciskowe .....	18
2.2.1. Klasyfikacja.....	18
2.2.2. Asortyment .....	18
2.2.3. Surowiec.....	19
2.2.4. Działiny .....	19
2.2.5. Wyroby konfekcjonowane i bezszwowe.....	19
2.2.6. Standaryzowane i spersonalizowane wyroby uciskowe.....	20
2.3. Nacisk jednostkowy.....	22
2.4. Modelowanie i projektowanie wyrobów uciskowych w praktyce - metoda „współczynnika redukcji”.....	26
2.5. Metodyka wykonania spersonalizowanych wyrobów uciskowych w praktyce .....	27
2.6. Metody oceny wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych w praktyce	29
2.6.1. Metoda eksperymentalno - obliczeniowa oparta na prawie Laplace’a .....	29
2.6.2. Metody bezpośredniego pomiaru nacisku jednostkowego (ciśnienia) wywieranego przez wyrób .....	31
2.7. Czynniki wpływające na wartość nacisku jednostkowego na etapie projektowania i użytkowania wyrobu.....	32
2.7.1. Zmiany nacisku jednostkowego podczas użytkowania.....	32
2.7.2. Wyznaczanie siły $F$ w działaniu dla potrzeb projektowania wyrobu.....	33
2.7.3. Charakterystyka metod wymiarowania sylwetki .....	35
2.7.4. Zmiany nacisku jednostkowego w zależności od wymiarów i geometrii ciała .	37
2.7.5. Wpływ rodzaju tkanek i geometrii obwodu ciała na wartość nacisku jednostkowego .....	40

2.7.6.	Automatyzacja procesu produkcji .....	41
2.8.	Podsumowanie analizy literatury i uzasadnienie podjęcia tematu badań .....	42
<b>3.</b>	<b>PRZEDMIOT I PROGRAM BADAŃ .....</b>	<b>45</b>
3.1.	Przedmioty badań .....	45
3.1.1.	Dzianiny z udziałem nitek elastomerowych.....	45
3.1.2.	Sylwetki.....	47
3.1.3.	Wstępne wyroby uciskowe dla potrzeb skanowania sylwetek w wyrobie uciskowym .....	47
3.2.	Projektowanie i modelowanie wyrobów uciskowych .....	48
3.2.1.	Wymiarowanie sylwetek .....	49
3.2.2.	Uwarunkowania zmiany wartości nacisku. ....	49
<b>4.</b>	<b>METODYKA BADAŃ .....</b>	<b>50</b>
4.1.	Podstawy projektowania i modelowania wyrobów uciskowych.....	50
4.2.	Metoda wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin w postaci związku siły $F$ i wydłużenia względnego $\epsilon$ dla potrzeb modelowania i projektowania wyrobów uciskowych.....	52
4.3.	Metoda wyznaczania wielkości obwodów ciała.....	60
<b>5.</b>	<b>ANALIZA WPLYWU RÓŻNYCH CZYNNIKÓW NA NACISK JEDNOSTKOWY NA PODSTAWIE BADAŃ MODELOWYCH .....</b>	<b>71</b>
5.1.	Modelowanie wpływu tolerancji wymiarowania sylwetki na nacisk jednostkowy wyrobu .....	71
5.2.	Modelowanie doboru sztywności rozciągania dzianiny dla bezszwowych wyrobów standaryzowanych .....	73
5.3.	Modelowanie wpływu obecności szwu na nacisk jednostkowy.....	78
5.4.	Modelowanie wpływu tolerancji wykonania wyrobu na nacisk jednostkowy wyrobu .....	82
5.5.	Modelowanie wyrobów uciskowych dla obwodów o zróżnicowanych promieniach krzywizny .....	85
5.6.	Modelowanie wpływu podatności ciała na nacisk jednostkowy .....	87
5.7.	Podsumowanie.....	96
<b>6.</b>	<b>EKSPERYMENTALNA OCENA ZAPROJEKTOWANYCH KOMERCYJNYCH, UCISKOWYCH, BEZSZWOWYCH WYROBÓW GOTOWYCH .....</b>	<b>98</b>
6.1.	Podsumowanie .....	102
<b>7.</b>	<b>PROJEKTOWANIE WYROBÓW UCISKOWYCH .....</b>	<b>104</b>



7.1. Projektowanie konfekcjonowanych wyrobów uciskowych o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego.....	105
7.1.1. Projekt wyrobu o stałej, zamierzonej wartości nacisku jednostkowego .....	108
7.1.2. Projekt wyrobu w postaci nogawek dla III klasy nacisku o stopniowanej wartości nacisku jednostkowego dla wyrobu składającego się z dwóch warstw dzianiny .....	109
7.1.3. Projekt wyrobu w postaci rękawa dla II klasy nacisku o stopniowanej wartości nacisku jednostkowego dla wyrobu jednowarstwowego .....	112
7.2. Projektowanie wyrobów uciskowych na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego dla obwodów krzywoliniowych.....	113
7.3. Projektowanie bezszwowych wyrobów uciskowych .....	116
<b>8. PODSUMOWANIE .....</b>	<b>119</b>
<b>Załączniki.....</b>	<b>129</b>
<b>Wykaz rysunków .....</b>	<b>155</b>
<b>Wykaz tabel .....</b>	<b>161</b>
<b>Bibliografia .....</b>	<b>162</b>

## Spis oznaczeń

$c, c_1 [cN/cm]$	- względne sztywności rozciągania dzianiny elastycznej
$D_i [cm]$	- średnica obwodu
$D\%$	- procentowa różnica średnich długości obwodów
$E [N/m^2]$	- Moduł Younga
$\varepsilon$	- wydłużenie względne dzianiny
$\varepsilon'$	- skorygowana wartość wydłużenia względnego dzianiny dla obwodów po założeniu wyrobu uciskowego
$\varepsilon_i$	- wydłużenie względne $i$ -tego obwodu dzianiny
$\varepsilon_L, \varepsilon_R$	- wartości określają granice przedziału wydłużenia względnego
$\varepsilon_{pi} [\%]$	- wydłużenie praktyczne $i$ -tego obwodu ciała
$\eta [cN \cdot s/cm]$	- lepkość dynamiczna
$F [cN/cm]$	- siła obwodowa w pasku dzianiny o szerokości $s$
$F' [cN/cm]$	- eksperymentalnie wyznaczona wartość siły obwodowej $F'$ w pasku dzianiny o szerokości $s$ wzdłuż obwodu ciała w wyrobie uciskowym
$F_i [cN/cm]$	- siła obwodowa paska dzianiny o szerokości $s$ w $i$ -tym obwodzie ciała
$g [cm]$	- grubość dzianiny
$G_i [cm]$	- długość $i$ -tego obwodu ciała bez wyrobu uciskowego
$G_{imax}, G_{imin} [cm]$	- maksymalna i minimalna wartość $i$ -tego obwodu ciała
$\Delta G_i [cm]$	- tolerancja wymiarowania $i$ -tego obwodu ciała
$G_{is} [cm]$	- średnia wielkość obwodu bez wyrobu uciskowego $G_i$
$G_{isr} [cm]$	- środkowa wartości obwodów z danego przedziału
$G_{iw} [cm]$	- wartość $i$ -tego obwodu w wyrobie uciskowym
$G_{iw_s} [cm]$	- średnia wielkość $i$ -tego obwodu w wyrobie uciskowym
$G_{oi} [cm]$	- długość $i$ -tego obwodu dzianiny wyrobu uciskowego w stanie swobodnym
$l_s [cm]$	- szerokość szwu
$L_{01} [cm]$	- wartości długości swobodnej dzianiny
$P [hPa, mmHg]$	- wartość nacisku jednostkowego
$P' [hPa]$	- skorygowana wartość nacisku jednostkowego pod wpływem zmian wartości obwodu ciała w wyrobie uciskowym $G_{iw}$

$\Delta P\%[\%]$	- różnice procentowe wartości nacisku jednostkowego
$P_i [hPa]$	- wartość nacisku jednostkowego dla $i$ -tego obwodu ciała będącego okręgiem
$P_{in} [hPa]$	- wartość nacisku jednostkowego dla $n$ -tego punktu na $i$ -tym obwodzie ciała
$P_{int}[hPa]$	- zamierzona wartość nacisku
$P_{i\_int} [hPa]$	- zamierzona wartość nacisku jednostkowego dla $i$ -tego obwodu ciała
$P_{sr} [hPa]$	- środkowa wartość nacisku jednostkowego dla danej klasy ucisku
$R_{Y_i}[cm]$	- rozstęp wartości wysokości pomiarów $i$ -tego obwodu ciała
$R[cm]$	- wartość promieni krzywizny obwodu ciała
$R_i[cm]$	- wartość promienia krzywizny $i$ -tego obwodu ciała na wysokości $Y_i$ od podstawy
$R_{in}[cm]$	- wartość $n$ -tego promienia krzywizny $R$ $i$ -tego obwodu ciała na wysokości $Y_i$
$RF[\%]$	- współczynnik redukcji długości obwodu ciała $G_i$ przy obliczaniu długości swobodnej dzianiny
$s [cm]$	- szerokość paska dzianiny
$(x,y)$	- współrzędne punktów na obwodzie ciała
$Y_i [cm]$	- kolejne odległości położenia obwodów od podstawy
$\Delta Y_i [cm]$	- tolerancja wymiarowania wysokości pomiaru $i$ -tego obwodu ciała
$Y_{i\_max}, Y_{i\_min} [cm]$	- maksymalna i minimalna wartość wysokości $i$ -tego obwodu ciała od podstawy

# 1. WSTĘP

## 1.1. Tematyka rozprawy doktorskiej

Terapia uciskowa (kompresjoterapia) stosowana jest w profilaktyce i leczeniu chorób żył, układu limfatycznego (chłonnego) oraz patologii blizn, które z uwagi powszechności występowania na całym świecie stanowią problem społeczny i medyczny.

Publikacje tematyczne opisujące dotychczasowe badania kliniczne nie potwierdzają jednoznacznie skuteczności terapii uciskowej. Związane jest to ze zróżnicowanymi warunkami badań, wśród których wymienić należy w obszarze asortymentu wyrobów m.in. zastosowanie różnych materiałów oraz zróżnicowanie metod ich projektowania i wykonania.

Kluczowym czynnikiem decydującym o skuteczności wyrobów uciskowych, a tym samym terapii jest otrzymanie wskazanej medycznie wartości nacisku i utrzymanie jej w okresie leczenia. Z istniejącego stanu wiedzy wynika, że oba zjawiska stanowią główny problem praktyczny, co świadczy o występowaniu słabych stron w obecnie stosowanych metodach projektowania i modelowania wyrobów uciskowych.

W zakresie powyższej problematyki istnieje niewiele opracowań (głównie w oparciu o teoretyczne badania modelowe) wskazujących przyczyny zmian wartości nacisku jednostkowego m.in.: właściwości mechaniczne dzianiny, kształt modelu geometrii obwodu, czy obecność tkanki miękkiej. Uwarunkowania te analizowane zostały przez autorów wybiórczo, nie obejmując zagadnienia kompleksowo.

Ponadto w literaturze obszaru badawczego nie występują publikacje podejmujące próbę opracowania metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych, uwzględniającej wieloaspektową identyfikację uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego.

Obszerniejsze i wnikliwsze niż dotychczasowe ujęcie zagadnienia modelowania i projektowania wyrobów uciskowych uzasadnia podjęcie powyższej problematyki w prezentowanej monografii.

## 1.2. Tezy, cele i zakres pracy

### Teza zasadnicza

*Obecnie wykorzystywane w praktyce metody projektowania i modelowania wyrobów uciskowych, ze względu na brak kompleksowego uwzględnienia uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego, nie zapewniają jego zamierzonej wartości.*

Zasadnicza teza pracy, dotycząca zagadnienia całościowo, udowodniona zostanie w efekcie dowiedzenia tez szczegółowych.

### Tezy szczegółowe:

1. Opracowanie dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych procedury wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianiny z udziałem nitek elastomerowych w postaci związku siły i wydłużenia względnego dla jego szerokiego zakresu, zgodnej z metodą testowania wyrobów uciskowych jest istotnym warunkiem procedury poprawnego projektowania wyrobów uciskowych.
2. Sztywności rozciągania dzianiny wpływa na przydatność jej przeznaczenia do klasy ucisku projektowanego wyrobu.
3. Wyroby uciskowe stosowane w terapii miejscowej, projektowane w oparciu o cylindryczny model ciała, nie zapewniają stałej wartości nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu części ciała o zróżnicowanych promieniach krzywizny.
4. Metoda i dokładność wymiarowania sylwetki wpływa na otrzymaną wartość nacisku jednostkowego.
5. Podatność ciała na ucisk tj. deformacja tkanki miękkiej ma wpływ na zmianę zamierzonej wartości nacisku jednostkowego.
6. Precyzyjność konfekcjonowania wyrobów (tolerancja wykonania) ma znaczący wpływ na otrzymaną wartość nacisku jednostkowego, szczególnie w przypadku małych obwodów ciała.
7. Obecność szwów ma wpływ na wartość otrzymanego nacisku jednostkowego.

### Cele pracy

Głównym celem pracy, jednocześnie będącym celem aplikacyjnym jest zaproponowanie metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych uwzględniającej zidentyfikowane uwarunkowania zmian wartości nacisku jednostkowego.

Cel główny zostanie osiągnięty w efekcie realizacji celów cząstkowych opartych na teoretycznych i eksperymentalnych badaniach poznawczych, skupiających się na identyfikacji

oraz analizie wpływu uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych, jak:

- metody wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin z uwzględnieniem właściwości reologicznych,
- przydatności i doboru dzianin do klasy ucisku,
- metody i dokładności wymiarowania obwodów sylwetki ludzkiej,
- wielkości i geometrii obwodów części ciała oraz wartość długości promieni krzywizny,
- podatności tkanek miękkich na ucisk,
- różnorodności struktury wyrobu jak np. obecność szwów,
- dokładności wykonania wyrobu uciskowego,
- warstwowego użytkowania wyrobów.

Opracowana metoda została wdrożona w firmie produkującej medyczne wyroby uciskowe - TRICOMED S.A.

### **Zakres pracy**

Osiągnięcie powyższych celów zrealizowane zostanie poprzez wykonanie następujących działań:

- opracowanie charakterystyki studialnej obszaru badawczego, w tym m.in.: terapii uciskowej, stosowanych wyrobów uciskowych, metod ich projektowania, wykonania i oceny w praktyce, a także opublikowanych dotychczas modelowych badań nacisku jednostkowego, (charakterystyka studialna obszaru badawczego została oparta na informacjach aktualnych dla okresu realizacji projektu badawczego, w ramach którego została opracowana niniejsza rozprawa),
- przedstawienie przedmiotów i programu badań,
- prezentacja metodyki badawczej, w tym:
  - ogólnej metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych,
  - metody wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin dla potrzeb modelowania i projektowania wyrobów uciskowych,
  - metod wymiarowania sylwetki damskiej i męskiej, w tym techniki skanowania 3D,
- wykonanie spersonalizowanych wyrobów uciskowych dla damskiej i męskiej sylwetki,
- prezentacja opracowanej metodyki wyznaczania parametrów związku Laplace'a będącego podstawą projektowania i modelowania wyrobów uciskowych w odniesieniu do obwodów o przekroju cylindrycznym i o zróżnicowanym promieniu krzywizny,
- prezentacja zastosowanej eksperymentalnej metody oceny nacisku,

- przedstawienie wyników badań pomiarowych,
- prezentacja wyników dokonanych modelowych badań wpływu zidentyfikowanych uwarunkowań zmian nacisku jednostkowego tj.:
  - charakterystyki mechanicznej dzianin z uwzględnieniem właściwości reologicznych,
  - sztywności rozciągania dzianin,
  - metody i dokładności wymiarowania obwodów sylwetki ludzkiej,
  - wielkości i geometrii obwodów części ciała oraz wartość długości promieni krzywizny,
  - podatności tkanek miękkich na ucisk,
  - różnorodności struktury wyrobu jak np. obecność szwów,
  - dokładności wykonania wyrobu uciskowego.
  - warstwowego użytkowania wyrobów,
- optymalizację doboru elastycznych dzianin na wyroby uciskowe w zakresach poszczególnych klas ucisku w oparciu o przydatność dzianin do klasy ucisku,
- przedstawienie opracowanych algorytmów procesu modelowania i projektowania konfekcjonowanych i bezszwowych wyrobów uciskowych.

Zasadność wprowadzenia opracowanej metody poparta zostanie przedstawionymi przykładami w odniesieniu do rzeczywistych warunków użytkowania wyrobów uciskowych oraz w konfrontacji z dostępnymi, konkurencyjnymi wyrobami.

## **2. CHARAKTERYSTYKA STUDIALNA OBSZARU BADAWCZEGO**

### **2.1. Terapia uciskowa**

#### **2.1.1. Informacje ogólne**

Terapia uciskowa jest nieinwazyjną metodą profilaktyki oraz wspomaganie procesu leczenia zewnętrznego schorzeń flebologicznych (tj. m.in. żyłaków, zakrzepicy żył, żylnego owrzodzenia podudzi)<sup>1,2,3</sup>, limfologicznych (tj. obrzęków: limfatycznych<sup>4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15</sup>, pooperacyjnych, u kobiet ciężarnych, powstających w następstwie unieruchomienia) oraz patologii blizn (pooparzeniowych, pourazowych i pooperacyjnych)<sup>1,16,17,18,19,20,21</sup>. Często jest elementem terapii skojarzonej<sup>22,23,24,25</sup>, łączącej ją z: radioterapią, laseroterapią, krioterapią oraz miejscową i/lub doustną terapią steroidową jednocześnie<sup>26,27</sup>. Terapia uciskowa polega na wywieraniu przez elastyczne wyroby włókiennicze przewlekłego, przenoszącego się na tkanki i naczynia ucisku, o przyjętej medycznie<sup>28</sup>, dopasowanej do rodzaju i stopnia zaawansowania schorzenia wartości<sup>29,30</sup>.

#### **2.1.2. Początki wyrobów uciskowych**

Najstarsze istniejące dowody wykorzystywania ucisku w celach terapeutycznych schorzeń flebologicznych i limfologicznych pochodzą z okresu starożytności i średniowiecza. Wtedy to wykorzystywanym materiałem zasadniczym było płótno. Kolejne źródła wskazują, iż na przełomie XVI i XVII wieku, w celu uzyskania ucisku stosowano psią skórę, która będąc cholewką buta przysnurowaną do podudzia tworzyła „pończochę”. Za pomysłodawcę tego rozwiązania uważany jest Fabrizio d'Acquapendente<sup>1</sup>.

W terapii blizn pooparzeniowych leczenie uciskiem znane jest od 1835 roku. W 1892 roku Alexander von Winiwarter jako pierwszy zdefiniował pojęcie kompresjoterapii<sup>31</sup>, które stosowane jest naprzemiennie z określeniem „presoterapii”. Obserwacje kliniczne opublikowane przez Fujimori i in. (1968 r.) oraz Larsona (1971 r.) spowodowały rozpowszechnienie stosowania niniejszej terapii w rehabilitacji blizn<sup>32</sup> oraz prowadzenie badań nad określeniem skutecznej wartości ucisku w tym przeznaczeniu. Jednym z miejsc najdłużej stosujących terapię uciskową w leczeniu blizn pooparzeniowych, bo od 1976 roku, jest wydział Chirurgii Plastycznej szpitala Princess Margaret Hospital w Hongkongu<sup>33</sup>.

#### **2.1.3. Badania kliniczne – problematyka badań**

Choroby żył i układu limfatycznego (chłonnego) oraz patologia blizn są ważnymi problemami społecznymi oraz medycznymi<sup>34</sup>, o czym świadczy znacząca liczba zachorowań (choroby żył ok. 1/3 populacji<sup>35</sup>, choroby układu limfatycznego ok. 140 mln tj. 1,8%<sup>36</sup>,



patologia blizn - keloidy ok. 1,5 - 4,5% populacji na całym świecie<sup>23</sup>) oraz często podejmowane w pracach specjalistów zagadnienia związane z ich diagnostyką, profilaktyką, przebiegiem oraz procesami leczenia, w zakresie których nieustannie podejmowane są próby ich doskonalenia<sup>24,37,38,39,40,41,42,43,44,45,46,47,48,49,50,51,52,53,54</sup>.

Według licznych źródeł głównymi czynnikami ryzyka występowania powyższych schorzeń jest: płeć, wiek, rasa, etiologia, obciążenie genetyczne oraz w zależności od schorzenia intensywność rozwoju kraju<sup>19,55,30,56</sup>. Wśród dostępnej literatury istnieje wiele prac opisujących wpływ poszczególnych czynników oraz ocenę skuteczności wykorzystywanych profilaktyczno-terapeutycznych metod i asortymentu wyrobów medycznych.

Liczne publikacje autorstwa uznawanych w środowisku medycznym profesorów: austriackiego - Hugo Partsch'a, włoskiego - Giovanni Mosti i innych, przedstawiają znaczenie terapii uciskowej i wyrobów medycznych w leczeniu schorzeń limfologicznych i flebologicznych u pacjentów poprzez np. porównanie metod terapeutycznych do placebo, porównanie skuteczności komercyjnych wyrobów odzieżowych oraz analizę wpływu sztywności bandaży na wartość ucisku, sposobu bandażowania, warstwowej aplikacji bandaży, praktycznego wykorzystania mierników nacisku oraz skutecznej wartości nacisku w zależności od zaawansowania schorzenia. Prace badawcze zarówno wyżej wymienionych autorów, jak i innych w zakresie powyższego obszaru schorzeń są liczne, przeprowadzane na znacznej ilości pacjentów i w większości potwierdzają skuteczność kompresjoterapii<sup>57,58,59,60</sup>. Przykładem jest obszerne badanie przeprowadzone przez Cornely i wsp. w 1997 r. z udziałem 122 lokalnych lekarzy, które objęło 8724 pacjentów z Uniwersytetu Marcina Luthra w Halle (Wirtembergia). Na podstawie opisanych w pracy<sup>60</sup> wyników stwierdzono, że (cyt.) „medyczne pończochy uciskowe (np. Sigvaris® 503) mają duże znaczenie w codziennej profilaktyce flebologicznej, co potwierdzają dotychczasowe obserwacje”.

W przypadku tego rodzaju schorzeń należy podkreślić, iż skuteczne w leczeniu wartości nacisku jednostkowego są medycznie określone i sklasyfikowane w 4 klasach ucisku dopasowanych do stopnia zaawansowania schorzenia.

W obszarze rehabilitacji blizn, gdzie wywierany ucisk ma charakter miejscowy, w przeciwieństwie do terapii uciskowej schorzeń flebologicznych i limfologicznych, występuje niewielka liczba obiektywnych badań potwierdzających skuteczność presoterapii w tym przeznaczeniu<sup>19,61</sup>.

Macintyre w wyniku szerokiej analizy opublikowanych materiałów potwierdziła brak naukowych dowodów na skuteczność terapii uciskowej blizn oraz zoptymalizowaną wartość nacisku<sup>19,62,63</sup>, jednocześnie zaznaczając, że (cyt.) „istnieje duża liczba dermatologicznych/

histologicznych<sup>64,65,66,67,68,69,70,71,72</sup> i klinicznych<sup>67,69,70,73,74,75,76,77,78,79,80,81</sup> niepotwierdzonych lub udowodnionych analiz przypadków<sup>32,82,83,84,85</sup> na poparcie jej wykorzystania<sup>53</sup>.

Anzarut i wsp. opublikowali w 2009 roku wyniki prowadzonych badań porównawczych, które ze względu na brak kwalifikujących się pacjentów do porównania, wykonali je na 2 pacjentach, a ocena wyników odbyła się w oparciu o subiektywną ocenę kliniczną członka zespołu medycznego<sup>86,87,88</sup>. Wśród prowadzonych poszukiwań innych prac przez Anzaruta i wsp. znaleziono znikomą ilość porównujących efekty stosowania terapii uciskowej w leczeniu blizn<sup>19,86,89</sup>.

W wielu publikacjach autorzy zwracają uwagę, iż ze względu na:

- nieliczność i zróżnicowanie grup pilotażowych,
- niejednakową terapię skojarzoną,
- zróżnicowany moment wdrożenia kompresjoterapii,
- stosowanie wyrobów uciskowych różnych producentów,
- brak informacji o metodzie projektowania wyrobów,
- wykonane wyrobów z różnych materiałów,
- brak pomiaru i dokładnego określenia zastosowanej wartości nacisku<sup>90</sup>, pomimo wielu lat praktykowania kompresjoterapii w terapii blizn, optymalna wartość nacisku jednostkowego w tym przeznaczeniu nie została jeszcze w jednoznaczny sposób określona<sup>19,54,66,91,92,93,94,95, 96,97,134,136</sup>.

Jedne z pierwszych badań w kierunku wskazania skutecznej wartości ucisku w terapii blizn pooperacyjnych przeprowadził Huang (lata 70-te XX wieku), który za odpowiednią wartość wskazał 25 mmHg<sup>30,32,98</sup>. Większość autorów publikacji uznaje wartość Huanga za prawidłową, ze względu na fakt, iż jest ona większa od ciśnienia kapilarnego<sup>30,68,73,79,91,99,100,101,102,103</sup>. Autorzy innych badań wskazują natomiast za korzystne przedziały wartości: 15-24 mmHg<sup>22,30,32,73,91,136</sup>, 17-24 mmHg<sup>104</sup>, 24-30 mmHg<sup>43</sup>, 25-30 mmHg<sup>20</sup>, czy 20-30 mmHg, zaznaczając przy tym, że wartości wyższe tj. 30-40 mmHg, mogą powodować szybsze dojrzewanie blizn<sup>66,136</sup>, upośledzenie krążenia obwodowego, dyskomfort<sup>105,106</sup> lub powikłania<sup>66,91,107,108,109,110,111,112,174</sup> jak np. pęcherze, owrzodzenia i pęknięcia blizny<sup>70,75,79,98,103,113,114</sup>, czy szkieletową i dentyfistyczną deformację w rozwoju dzieci<sup>96,97,103,108</sup> i dorosłych<sup>103,115</sup>.

Wątpliwości związane z przyjętą, ale z wielu przyczyn medycznie nie określoną wartością nacisku w terapii blizn, pozostają ważnym elementem, będącym przedmiotem badań modelowych i symulacyjnych<sup>116,117</sup>.

Barnes i wsp. w publikacji <sup>118</sup> z 2018 roku zwracają uwagę na możliwości terapii modulujących siły mechaniczne w środowisku rany i zrozumienie ich rozkładu w celu zmniejszenia rozmiaru blizny. Autorzy w artykule wskazują konieczność rozwoju nowatorskich metod leczenia wykorzystujących mechaniczną modulację i mechanotransdukcję oraz sposoby wywierania nacisku w przyszłości.

## **2.2. Wyroby uciskowe**

### **2.2.1. Klasyfikacja**

Wszystkie wyroby uciskowe można poddać wielokierunkowej klasyfikacji m.in.:

- ze względu na przeznaczenie tj.:
  - wspomagające (zachowawcze),
  - medyczne (profilaktyczne i terapeutyczne);
- ze względu na rodzaj splotu i park technologiczny:
  - osnowowe (kolumnkowe) - wytwarzane na osnowarkach,
  - rządkowe - wytwarzane na szydełkarkach <sup>11</sup> płaskich i cylindrycznych;
- ze względu na rodzaj wyrobu otrzymanego w danej technologii wytwarzania:
  - wyroby konfekcjonowane,
  - wyroby bezszwowe.
- ze względu na sposób rozmieszczeniu ucisku:
  - wyroby o ucisku stopniowanym,
  - wyroby o ucisku stałym (miejscowym).
- ze względu na sposób dopasowania wyrobu do wymiarów pacjenta tj.:
  - wyroby uniwersalne - standaryzowane rozmiarowo,
  - wyroby spersonalizowane lub „szyte na miarę”<sup>53</sup>.

### **2.2.2. Asortyment**

Medyczne wyroby uciskowe, do których zaliczamy wyroby profilaktyczne oraz terapeutyczne, występują w szerokim asortymencie tj.: bandaży o różnej sztywności<sup>11,12</sup>, opasek elastycznych, rękawów, rękawiczek, gorsetów, kamizelek, koszulek, kombinezonów skarpetek, podkolanówek, pończoch, rajstop, reform (legginsów), masek na twarz i klipsów na uszy (terapia blizn), itd. Wartość kompresji jaką wywierają na ciało pacjenta to zakres wartości powyżej 18 mmHg. Wszystkie uciskowe wyroby medyczne powinny spełniać wymagania Europejskiej Dyrektywy Medycznej EC - Medical Device Directive (93/42/EEC), być produkowane zgodnie z normą ISO 13485:2005 Medyczne wyroby uciskowe<sup>119</sup>, powinny być

wytwarzane w czystych pomieszczeniach z kontrolowaną atmosferą oraz zgodnie z wymaganiami testów fizycznych i mechanicznych (tj. testy antytoksyczne, biofizyczne)<sup>120</sup>. W Polsce produkty te powinny zostać zarejestrowane na podstawie certyfikatu Unii Europejskiej (CE).

Pozostałe wyroby - wspomagające lub zachowawcze wywierają lekki ucisk tj. o wartości wynoszącej poniżej 18mmHg, który ma na celu modelowanie i korygowanie sylwetki, wspomaganie pracy organizmu podczas wysiłku fizycznego oraz polepszenie regeneracji powysiłkowej<sup>121,122,123,124,125</sup>. Wyroby tego typu występują w formie: skarpet, koszulek, spodenek, sukienek, legginsów. W przeciwieństwie do wyrobów medycznych, w szczególności sportowe wyroby kompresyjne cechują się nowoczesnym wzornictwem.

### **2.2.3. Surowiec**

W składzie surowcowym dzianin elastycznych przeznaczonych na medyczne wyroby uciskowe, występują przędze elastomerowe o masie liniowej wynoszącej najczęściej 44 dtex, 78 dtex oraz 22 dtex, dobrane zależnie od numeru uiglenia maszyny i masy liniowej przędzy towarzyszącej<sup>126</sup>, którą stanowi przede wszystkim jedwab poliamidowy i poliestrowy. Udział procentowy włókien elastomerowych w wyrobach terapeutycznych w zależności od schorzenia oraz rodzaju asortymentu wynosi od 2% do 50% np.: medyczne pończochy 35-50%<sup>127</sup>.

### **2.2.4. Dzianiny**

W zależności od wykorzystanego parku technologicznego dzianiny, z których wytwarzane są wyroby uciskowe dzielimy na dzianiny rządkowe – wytwarzane na szydełkarkach (płaskich lub cylindrycznych) lub dzianiny kolumienkowe (osnowowe) - wytwarzane na osnowarkach.

### **2.2.5. Wyroby konfekcjonowane i bezszwowe**

W zależności od technologii wytwarzania otrzymujemy odzieżowe wyroby konfekcjonowane lub bezszwowe.

Wśród wyrobów konfekcjonowanych wyróżniamy wyroby:

- w pełni konfekcjonowane tj. otrzymywane z dzianin metrażowych, z których elementy odzieży są całkowicie wykrajane, a następnie łączone techniką tradycyjną (szwową),
- wyroby półodpasowane tj. konfekcjonowane elementy wytwarzane w czasie procesu dziania uzyskują docelową szerokość i długość, natomiast kształty elementów konstrukcji, jak np. wykroje pach, otrzymywane są w etapie krojenia,

- wyroby w pełni odpasowane tj. wyroby, których gotowe kształty wszystkich elementów uzyskuje się w procesie dziania, wyroby te nie są poddawane krojeniu, ale są konfekcjonowane.

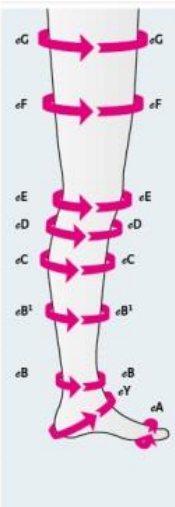
Wyroby w pełni odpasowane, bezszwowe (tzw. w j. ang. „knit and wear”, seamless goods, integrated products, wholegarment) to wyroby w całości wykonywane w procesie dziania.

## 2.2.6. Standaryzowane i spersonalizowane wyroby uciskowe

Ważnym aspektem terapii jest dopasowanie wyrobów do wskazań medycznych i sylwetki pacjenta. Jak wskazano w klasyfikacji wyrobów uciskowych (rozdział 2.2.1) wśród dostępnych wariantów występują wyroby standaryzowane rozmiarowo oraz szyte według indywidualnych pomiarów ciała.

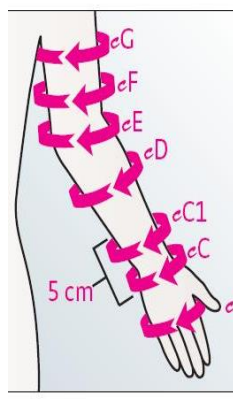
Asortyment odzieży uciskowej standaryzowanej rozmiarowo jest ogólnodostępny w sklepach medycznych i stosunkowo tańszy od odzieży wykonywanej na zamówienie. Wyroby tego typu stosowane są najczęściej w terapii schorzeń flebologicznych i limfologicznych, i występują m.in. w postaci uciskowych wyrobów pończoszniczych, opracowanych zgodnie z opisaną dokładniej w rozdziale 2.3 klasyfikacją kompresji RAL-GZ387. Przykład miejsc pomiarowych oraz tabel rozmiarów medycznych standaryzowanych wyrobów pończoszniczych opracowanych zgodnie z normą RAL-GZ387/1 przedstawia tabela 2.2.6.1, natomiast medycznych wyrobów w formie rękawów opracowanych zgodnie z normą RAL-GZ387/2 przedstawia tabela 2.2.6.2. Dobór wyrobów standaryzowanych odbywa się poprzez dopasowanie wymiarów obwodów ciała do wartości analogicznych obwodów przedstawionych w tabeli producenta.

Tabela 2.2.6.1. Przykładowa tabela rozmiarów pończoch uciskowych firmy Medi<sup>128</sup> - wariant mediven elegance pończocha (samonośna)



	Obwody (w cm)						
	I	II	III	IV	V	VI	VII
cG (extra szeroki)	49–57	53–62	57–67	61–72	65–77	69–81	73–85
cG (normalny)	43–48	45–52	49–56	53–60	56–64	60–68	64–72
cF	39–52	41–56	44–60	47–65	50–69	53–73	57–78
cE	30–37	33–40	35–43	37–45	39–48	41–51	42–53
cD	27–33	29–36	32–39	34–42	36–45	38–48	40–50
cC	28–34	30–37	33–40	35–43	37–46	39–49	41–51
cB <sup>1</sup>	23–27	24–29	26–32	29–35	31–37	33–39	35–41
cB	18–20	20–22	22–24	24–26	26–28	28–30	30–32
cY	26–31	28–33	29–35	31–37	32–38	33–40	34–42
cA	17–22	19–24	21–26	23–29	25–32	27–34	28–35
Długość (w cm)		Normalna		Krótka			
AG	72–83		62–71				

Tabela 2.2.6.2. Przykładowa tabela rozmiarów samonośnego rękawa uciskowego firma Medi-mediven® harmony (w II kasie ucisku - według danych producenta 23-32mmHg)<sup>129,130</sup>



Rozmiary	I	II	III	IV	V	VI	VII
eG Extraszeroki	28,5–31,0	30,5–33,5	33,0–36,0	35,0–38,5	37,0–40,5	39,5–43,0	41,5–45,5
eG	25,5–28,0	28,0–30,5	30,0–33,0	32,0–35,0	33,5–36,5	36,0–39,5	38,0–41,5
eF Extraszeroki	25,5–28,0	27,5–30,0	30,0–33,0	32,0–35,0	34,0–37,0	36,0–39,5	38,5–42,0
eF	23,5–25,5	25,0–27,5	27,5–30,0	29,5–32,0	31,0–34,0	33,0–36,0	35,0–38,5
eE Extraszeroki	24,0–26,0	26,5–29,0	28,5–31,0	30,0–33,0	31,5–34,5	33,5–36,5	35,5–39,0
eE	23,0–25,0	24,5–26,5	26,0–28,5	27,5–30,0	29,0–31,5	30,5–33,5	32,5–35,5
eD Extraszeroki	24,0–26,0	25,0–27,5	26,0–28,5	28,0–30,5	29,5–32,0	31,0–34,0	33,5–36,5
eD	22,0–24,0	23,0–25,0	24,0–26,0	25,0–27,5	27,0–29,5	28,5–31,0	30,5–33,5
eC 1 = 100%*	15,0–16,5	16,5–18,0	18,0–19,5	19,5–21,0	21,0–23,0	23,0–25,0	25,0–27,5
eC	13,5–14,5	14,5–15,5	16,0–17,5	17,5–19,0	19,0–20,5	20,5–22,5	22,5–24,5
eA	15,0–18,0	16,0–19,0	17,0–20,0	19,0–22,0	20,0–23,0	22,0–25,0	24,0–27,0

\* Wymiar eC1 mierzy się 5 cm powyżej eC

Długość (cm)	
Długość standardowa	41–47

W celu zwiększenia dopasowania wyrobów do sylwetki pacjenta oraz wymagań medycznych, firmy coraz częściej rozszerzają swoją ofertę o wyroby posiadające wbudowane zamki błyskawiczne lub zapięcia na rzepy. Rozwiązania z dodatkowymi elementami pozwalają dopasować wielkość wyrobu do indywidualnych potrzeb pacjenta oraz ułatwiają proces jego zakładania<sup>22,131,132,133</sup> (w szczególności w przypadku odzieży o wysokim stopniu kompresji), czy też indywidualne dopasowanie wyrobu do miejsca występowania blizny<sup>132,134</sup>. Istnieje również odzież, która w celu dopasowania ucisku w miejscach, gdzie jego wartość nie jest wystarczająca, posiada dodatkowe elementy mocowania, jak np. kieszenie na rzepy<sup>30,91,135</sup>.

W sytuacjach, gdy wymagany jest wysoki stopień kompresji, w celu ułatwienia aplikacji wyrobu stosowana jest metoda warstwowego nakładania bandażu lub odzieży uciskowej o niższej jej wartości niż wartość terapeutyczna<sup>91,135,136</sup>.

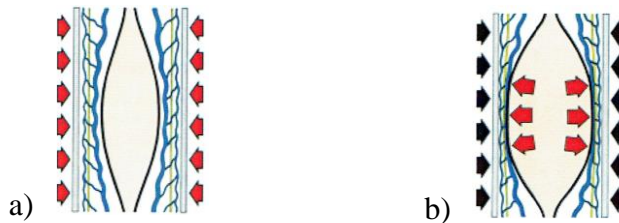
W obu przypadkach tj. wyrobów regulowanych oraz aplikowanych warstwowo, istotna jest kontrola wartość nacisku przy pomocy miernika.

Alternatywą dla wyrobów standaryzowanych są wyroby spersonalizowane, czyli wykonywane według indywidualnych pomiarów pacjenta. Rozwiązanie to jest powszechnie uważane za skuteczniejszą formę terapii<sup>19,137</sup>, ponieważ wyroby te: są lepiej dopasowane do sylwetki niż w przypadku wyrobów standaryzowanych<sup>113,114,131</sup>, istnieje możliwość opracowania konstrukcji zaprojektowanej dla określonych wymiarów blizny<sup>22,131,132,138</sup> lub wielkości obrzęku oraz poprzez uwzględnienie preferencji pacjenta<sup>30,113</sup>, zmniejszone zostaje ryzyko wystąpienia uszkodzeń skóry<sup>22,131,133,139</sup>, a tym samym prawdopodobieństwo przerwania terapii<sup>22,131,140</sup>. Sposób wykonywania wyrobów spersonalizowanych w praktyce opisano w rozdziale 2.5.

### 2.3. Nacisk jednostkowy

Ważnym parametrem biofizycznym terapii uciskowej, decydującym o jej skuteczności jest ciśnienie między powierzchniowe zwane dalej *naciskiem jednostkowym*, który wyrób wywiera na ciało użytkownika, przenosząc się również na tkanki oraz naczynia krwionośne.

Ze względu na aktywność ruchową użytkownika wyróżniane są dwa rodzaje ucisku: spoczynkowy (rysunek 2.3.1 a) - wywierany poprzez bandaż/wyrób na kończynę będącą w spoczynku i wysiłkowy (rysunek 2.3.1 b) - odpowiadający czasowemu uciskowi bandaża/wyrobu, któremu przeciwdziała jego wydłużenie podczas ruchu (czyli pracy mięśni, które kurczą się i zwiększają swoją objętość)<sup>141</sup>. Ucisk spoczynkowy jest podstawą projektowania wyrobów uciskowych, natomiast zakres wartości ucisku dynamicznego jest przedmiotem medycznych badań specjalistycznych oraz badań efektywności wyrobów wspomagających aktywność fizyczną.



Rysunek 2.3.1. Ucisk wywierany na tkanki organizmu: a) ucisk spoczynkowy, b) ucisk wysiłkowy<sup>142</sup>

Działanie ucisku na tkanki i naczynia z odpowiednią wartością w przypadku schorzeń flebologicznych i limfologicznych wpływa na poprawę krążenia poprzez podniesienie ciśnienia hydrostatycznego w przestrzeni międzykankowej, kontrolę nadciśnienia żylnego i obrzęku, poprawę stanu skóry z owrzodzeniami oraz zmianami podskórnymi tkanki łącznej<sup>25,34</sup>.

Według aktualnych hipotez medycznych w rehabilitacji blizn, celem ucisku jest natomiast niedotlenienie<sup>143</sup> i spowolnienie procesów metabolicznych tkanek poprzez zmniejszenie przepływu krwi, zwolnienie metabolizmu, redukcję liczby fibroblastów<sup>72,144,145</sup> i nasilenie aktywności kolagenazy - enzymu rozkładającego naturalny kolagen, tym samym hamując rozrost blizny ponad powierzchnię skóry<sup>21,25,30,34,65,98,143,146,147,148,149,150,151,152,153, 104,154</sup>.

W związku z powyższym w zależności od rodzaju schorzenia i zadaniowości ucisku, wyroby wywierają ucisk stopniowany zmniejszający się od dystalnych do proksymalnych części kończyny (terapii schorzeń flebologicznych i limfologicznych) lub ucisk stały stosowany w miejscu zagojonej rany (terapia blizn)<sup>25,34,155,156,157,158,159</sup>. Ogólnie przyjętym zakresem wartości nacisku jednostkowego w terapii blizn jest przedział wartości pomiędzy 20 a 30 mmHg<sup>19</sup>. W terapii schorzeń flebologicznych i limfologicznych przedziały zalecanych

wartości ucisku określają unormowane klasy ucisku, które dedykowane są poszczególnym schorzeniom w zależności jest od ich zaawansowania. Zestawienie medycznych wskazań zastosowań poszczególnych klas kompresji w zależności od rodzaju oraz zaawansowania schorzenia przedstawia tabela 2.3.1.

*Tabela 2.3.1. Wskazania medyczne terapeutycznych wyrobów kompresyjnych (opracowanie własne na podstawie literatury<sup>160,161,162</sup>)*

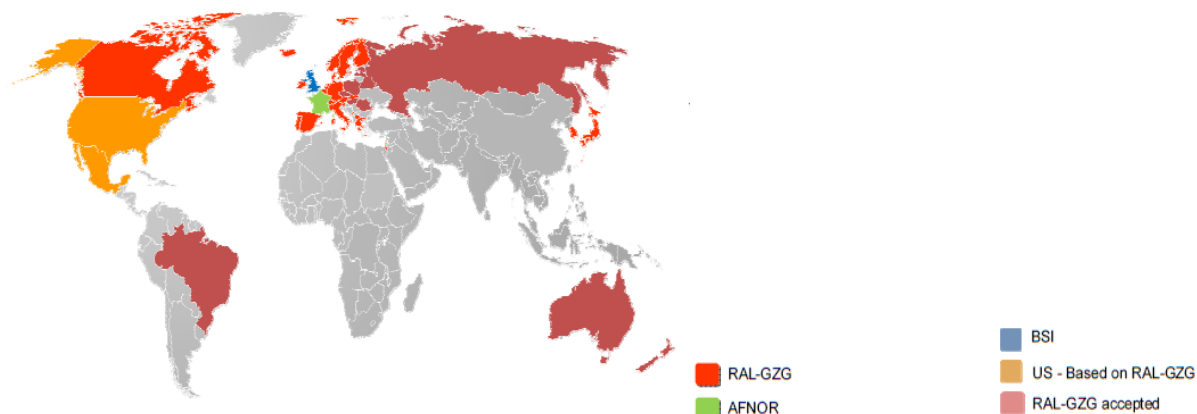
Stopień kompresji	Zalecenia	Rodzaj wyrobu
I	Chorzy z ryzykiem rozwoju patologii żylniej (czynniki genetyczne), stojący lub siedzący tryb życia, zmęczenie, bolesność oraz uczucie ciężkości kończyn – bez żylaków, teleangiektazje, niewielkie żylaki oraz łagodne objawy choroby żylniej, profilaktyka zakrzepicy żył głębokich kończyn dolnych u chorych z grupy ryzyka, w tym w okresie okołoperacyjnym, początek ciąży, pierwotny lub wtórny obrzęk limfatyczny (0-I stopień według ISL) bez lub z minimalną deformacją, obrzęk w przebiegu artretyzmu, obrzęk towarzyszący wyrównanej niewydolności krążenia, obrzęk przy deficycie neurologicznym, obrzęk limfatyczny w przypadku złej tolerancji ucisku. Bez względu na rodzaj i zaawansowanie schorzenia dzieci do 6 roku życia.	Wyroby terapeutyczne
II	Zmęczenie i ociążałości nóg, niewydolność żylna spowodowana patologią układu powierzchownego i głębokiego, po zabiegach operacyjnych oraz wspomagająco po skleroterapii, zakrzepica żylna żył głębokich oraz zapalenie zakrzepowe żył powierzchownych, podstawa leczenia zachowawczego owrzodzeń żylnych goleni, kobiety w ciąży z żylakami bez obrzęków kończyn, obrzęki pourazowe i pooperacyjne pierwotny lub wtórny obrzęk limfatyczny z niewielką deformacją (II-III stopień według ISL), obrzęk w przebiegu artretyzmu u względnie sprawnych pacjentów, dzieci z obrzękiem limfatycznym (między 6 a 12 rokiem życia), obrzęk tłuszczowy, obrzęki żylnolimfatyczne, terapia przerosłych blizn i bliznowców.	
III	Obrzęki limfatyczne o charakterze odwracalnym po kompleksowym leczeniu fizykalnym, przewlekła niewydolność żylna oraz niektóre zaawansowane jej postaci, zespół pozakrzepowy, zakrzepowe zapalenie żył powierzchownych, kobiet w ciąży z zaawansowanymi żylakami i obrzękiem kończyn, zapobieganie nawrotom owrzodzeń żylnych, obrzęk limfatyczny, ciężki obrzęk podudzi z rozrostem tkanki tłuszczowej, po operacjach na układzie żylnym, wsparcie zabiegów skleroterapii, aktywni pacjenci z II lub III stopniem obrzęku limfatycznego (według ISL), ryzyko nagłego powiększenia się obrzęku.	
IV	Obrzęki limfatyczne o charakterze nieodwracalnym, masywny obrzęk limfatyczny (słoniowacizna) oraz w zaawansowanym zespole pozakrzepowym.	

We wszystkich powyższych przypadkach zdefiniowana wartość ucisku powinna być kontrolowana i przestrzegana przez cały okres trwania terapii<sup>1,15,163</sup>.

Na świecie istnieje wiele standardów określających przedziały klasowe wartości nacisku (tzw. MSC Standard), tj.: obowiązujący w Stanach Zjednoczonych US Standard, będący podstawą RAL-GZG, AFNOR obowiązujący we Francji, BSI w Wielkiej Brytanii oraz



RAL-GZG obowiązujący w Niemczech i innych krajach – m.in. Szwajcarii i Włoszech (rysunek 2.3.2)<sup>11,165</sup>.



Rysunek 2.3.2. Światowa mapa MCS-Standards<sup>165</sup>

Wartości kompresji wybranych standardów przedstawia tabela 2.3.2.

Tabela 2.3.2. Zestawienie klasyfikacji wartości kompresji wg. wybranych istniejących standardów

US Standard (Klasa kompresji)	Klasa kompresji		ANFOR		BSI		RAL-GZG/ENV <sup>1)</sup>		
	Ccl	hPa	mmHg	hPa	MmHg g	hPa	Ccl	mmHg	hPa
Ccl, mmHg									

<sup>1)</sup> wartość wskazująca kompresję wywieraną przez wyroby pończosnicze na hipotetyczną cylindryczną kostkę  
Przeliczenie wartości: 1mmHg=1,3333hPa (opracowanie własne)

W Europie istotną klasyfikację przedziałów wartości ucisku opisuje norma ENV 12817 realizowana w niemieckim standardzie RAL-GZ 387: 2008<sup>164</sup> odnosząca się do wyrobów pończosniczych. Wariant RAL-GZ387/1 (tabela 2.3.3), dotyczy medycznych pończoch uciskowych i wskazuje IV- klasowy podział wartości ucisku w okolicy kostki. RAL-GZ387/2 (tabela 2.3.4) dotyczy medycznych rękawów uciskowych i wskazuje III-klasowy podział wartości ucisku w okolicach nadgarstka.

Tabela 2.3.3. Podział klasowy wartości ucisku dla medycznych pończoch uciskowych według standardu RAL-GZ 387/1:2008<sup>164,165,166</sup>

Klasa kompresji	Intensywność kompresji	Wartość kompresji w kPa <sup>1)</sup>	Wartość kompresji w mmHg <sup>2)</sup>
I	Lekki	2,0 - 2,8	15 - 21
II	Średni	3,1 - 4,3	23 - 32
III	Silny	4,5 - 6,1	34 - 46
IV	Bardzo silny	6,5 i wyższy	49 i wyższy

<sup>1)</sup> 1 kPa = 7.5 mmHg

<sup>2)</sup> 1 mmHg = 0.133 kPa

Tabela 2.3.4. Podział klasowy wartości ucisku dla medycznych rękawów uciskowych według standardu RAL-GZ 387/2:2008<sup>167</sup>

Klasa kompresji	Intensywność kompresji	Wartość kompresji w kPa	Wartość kompresji w mmHg
I	Lekki	2,0 - 2,8	15 - 21
II	Średni	3,1 - 4,3	23 - 32
III	Silny	4,5 - 6,1	34 - 46

Sposób rozmieszczenia wartości stopniowanego ucisku względem obwodu będącego podstawą dla pończoszniczych wyrobów kończyn dolnych przedstawia tabela 2.3.5, natomiast dla kończyn górnych tabela 2.3.6.

Tabela 2.3.5. Klasowy podział zakresów współczynnika procentowego wartości ucisku w odniesieniu do wartości ucisku w kostce dla pozostałych poszczególnych miejsc pomiarowych kończyny dolnej<sup>164</sup>

Klasa kompresji	Współczynnik redukcji kompresji w pozostałych punktach pomiarowych względem wartości ucisku w kostce, RF[%]		
	w punkcie pomiarowym B1	w punkcie pomiarowym C	Punkcie pomiarowym F lub G
I	70 - 100	50 - 80	20 - 60
II	70 - 100	50 - 80	20 - 50
III	70 - 100	50 - 70	20 - 40
IV	70 - 100	50 - 70	20 - 40

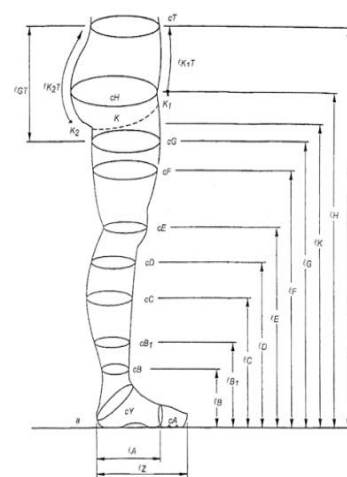
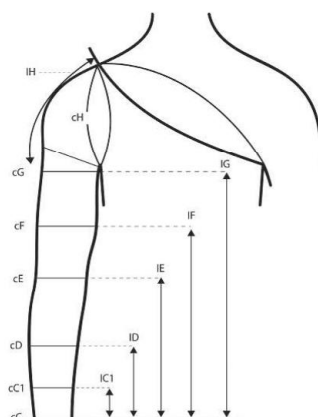


Tabela 2.3.6. Rozmieszczenie ucisku stopniowanego w wyrobie pończoszniczym dla obwodów kończyn górnych<sup>167</sup>

Współczynnik redukcji kompresji w pozostałych punktach pomiarowych względem wartości ucisku w punkcie C1, RF[%]	
w punkcie pomiarowym D	w punkcie pomiarowym F lub G
60 – 100	40 – 90



## 2.4. Modelowanie i projektowanie wyrobów uciskowych w praktyce - metoda „współczynnika redukcji”

W praktyce powszechnie stosowaną metodą modelowania i projektowania wyrobów uciskowych stosowanych w terapii miejscowej jest nieskomplikowana metoda tzw. „współczynnika redukcji”, opierająca się na określonej stałej, dla wszystkich pacjentów oraz wielkości obwodów ciała, wartości procentowej współczynnika, o który ulegają pomniejszeniu wymiary długości obwodów dzianiny w stanie swobodnym w relacji do obwodów ciała pacjenta, które są bazą konstrukcji wyrobu uciskowego. Ogólnie przyjęty procent tzw. „współczynnik redukcji” RF (ang. reduction factor) opisany wzorem

$$G_0 = G_i - (G_i \cdot \frac{RF}{100}) \dots \dots \dots (2.4.1),$$

wynoszący dla wyrobów o stałym ucisku: 10%, 15% lub 20%, dla kolejnych kompletów nabytych przez pacjenta. Wartości procentowe są stałe bez względu na rodzaj dzianiny z jakiej wykonany jest wyrób uciskowy.

„Współczynnik redukcji” wynoszący 10% najczęściej stosowany jest w początkowo otrzymanej przez pacjenta odzieży uciskowej<sup>114,132,139</sup>, współczynniki 15%<sup>114,132,138,168</sup> lub 20% stosowane są we wszystkich kolejnych zestawach<sup>114,131,132,138,139</sup>. Stopniowe zwiększenie wartości stosowanego ucisku umożliwia adaptację skóry, szczególnie w miejscach świeżo zagojonej rany<sup>73,74,114,131</sup>.

W ocenie subiektywnej, dopasowanie wyrobu wykonanego metodą „współczynnika redukcji” jest większe, gdy pomiary charakteryzują się wysoką dokładnością oraz są przeprowadzone z większą częstotliwością<sup>19,63,169</sup>.

Wyroby zaprojektowane tą metodą nie uwzględniają właściwości fizyko-mechanicznych dzianiny, dlatego też poddawane są kontrolnej ocenie wartości kompresji z wykorzystaniem opisaney w rozdziale 2.6.1 obliczeniowej metody opartej na prawie Laplace'a.

W związku z tym, że opisana metoda „współczynnika redukcji” opiera się na stałej wartości współczynnika i nie uwzględnia właściwości fizyko-mechanicznych dzianiny z jakiej jest wykonany wyrób, zróżnicowanej budowy anatomicznej pacjentów oraz geometrii ich części ciała, zastosowanie jej w produkcji wyrobów standaryzowanych może być powodem otrzymania dużej rozbieżności wartości nacisków wywieranych przez odzież dla tej samej części ciała u różnych pacjentów, co zaznaczają w pracy <sup>170</sup> Leung i in.

Wnikliwa analiza literatury nie wskazuje na istnienie opracowania przedstawiającego dokładną procedurę projektowania wyrobów uciskowych, uwzględniającej różnorodne właściwości mechaniczne dzianin, z których wykonywane są wyroby uciskowe w postaci ich charakterystyki mechanicznej, czyli zależności siły od wydłużenia względnego. Ponadto, nie istnieje dokument wskazujący precyzyjnie, która wartość siły  $F$  z charakterystyki mechanicznej, powinna być uwzględniana w procedurze projektowania wyrobów uciskowych.

## **2.5. Metodyka wykonania spersonalizowanych wyrobów uciskowych w praktyce<sup>53</sup>**

W przeprowadzonym rozpoznaniu literaturowym, dokładny opis 3 stosowanych w praktyce metod projektowania i wykonania spersonalizowanych wyrobów uciskowych, w których pacjent mierzony jest przez personel medyczny (w szpitalnych oddziałach terapeutycznych<sup>30,53,113,132</sup>) tradycyjną metodą manualną, na przykładzie odzieży stosowanej w terapii pooparzeniowej, przedstawiły w pracy <sup>53</sup> Macintyre i Baird. Praktyczne metody wykonywania konstrukcji odzieży uciskowej oparte o współpracę „pacjent-personel medyczny” lub „pacjent - personel medyczny – producent” przebiegają następująco:

### **1. Proces bezpośredniego pomiaru, projektu i wykonania wyrobów konfekcjonowanych we współpracy „pacjent - personel medyczny”**

Metoda pierwsza najczęściej wykonywana jest po ustąpieniu obrzęku i polega na zaprojektowaniu wymiarów wyrobu na określoną część ciała pacjenta stosując opisaną w rozdziale 2.4 metodę „współczynnika redukcji”. Polega ona na stworzeniu konstrukcji wyrobu z dzianiny kolumienkowej, której elementy zostają zszyte za pomocą prostego wąskiego, zygzakowatego ściegu<sup>53,77,91,113,114,131,132,137,139</sup> oraz wykończone poprzez podwinięcie brzegów lub zamocowanie elastycznych wzmocnień krawędzi. Ocena dopasowania w ten sposób wykonanego wyrobu ma charakter subiektywny i wykonywana

zostaje w oparciu o doświadczenie osoby ją aplikującej<sup>91,113,114,131,132,137,139</sup> poprzez pomiar napięcia za pomocą dwóch palców wsuniętych pod krawędź odzieży<sup>113,132,139,171</sup>, co nie precyzuje mierzalnej wartości nacisku i często wymaga wprowadzania licznych zmian w konstrukcji wyrobu<sup>113,114,131,139</sup>.

Zaletą tej metody jest krótki czas oczekiwania pacjenta na wyrób<sup>77,81</sup> oraz w efekcie kontaktu bezpośredniego uwzględnienie jego preferencji<sup>39,74,81,99</sup>. Wadami tej metody jest występujący często brak posiadania przez osoby wykonujące wyrób kwalifikacji w zakresie konstruowania odzieży oraz liczne ograniczenia, jak wybór dzianin<sup>77,113,131</sup> czy rodzajów szwów, co wiąże się z estetyką i funkcjonalnością wyrobów<sup>113,114,132</sup>. Metoda ta nie uwzględnienia wpływu kształtu części ciała, właściwości fizyko-mechanicznych dzianiny oraz obiektywnej oceny wartości nacisku, co ma znaczący wpływ na jej skuteczność.

## **2. Proces projektowo - wykonawczy dla wyrobów konfekcjonowanych we współpracy „pacjent - personel medyczny - producent”**

W drugiej metodzie wymiary pacjenta zostają przesłane do firmy wytwarzającej wyroby uciskowe<sup>77,81,113,137,139,172,173,174</sup>. Producenci modelują i projektują konstrukcje wyrobów za pomocą wspomagających programów typu CAD (ang. Computer Aided Design) na zamierzoną wartość nacisku, co pozwala uzyskać szeroki zakres wartości ucisków w poddanym terapii miejscu<sup>137</sup>. Po wykonaniu konstrukcji dokonywana jest ocena wariantów, a następnie łączenie elementów za pomocą różnego rodzaju ściągów przez osoby wykwalifikowane<sup>113,132,134</sup>. Następnie odzież zostaje poddana ocenie dopasowania przez osobę nadzorującą terapię. Wszelkie kolejne zmiany wymagają przesyłania odzieży wraz z informacją do producenta<sup>113,132</sup>, co w przypadku wielu weryfikacji powoduje opóźnienie czasu rozpoczęcia terapii.

## **3. Proces projektowo-wykonawczy dla wyrobów odpasowanych i bezszwowych we współpracy „pacjent - personel medyczny - producent”**

Trzecia metoda również związana jest z przesłaniem danych pomiarowych do producenta odzieży uciskowej oraz wykorzystaniu programów CAD. Elementy konstrukcji wyrobów odpasowanych i bezszwowych produkowane są w odpowiednim, dedykowanym kształcie i rozmiarze. Metoda ta opiera się na wytworzeniu ukształtowanych odpowiednio elementów odzieży, poprzez co następuje minimalizacja ilości szwów wpływających pozytywnie na wygląd wyrobu, jednakże w przypadku wielu weryfikacji odzieży przez pacjenta tak, jak w metodzie poprzedniej, pojawia się znaczne opóźnienie we wdrożeniu leczenia<sup>53</sup>.

W wielu pracach<sup>22,131,132,138</sup> autorzy podkreślają, iż indywidualny proces projektowania wyrobów pozwala stworzyć konstrukcję odzieży uciskowej dopasowaną do miejsca poddanego

terapii w taki sposób, aby w przypadku np. rehabilitacji blizn wyrób obejmował obszar co najmniej 5 cm poza bliznę (bliznowca).

## 2.6. Metody oceny wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych w praktyce

W celu kontrolnej oceny wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych stosowana jest metoda eksperymentalno - obliczeniowa (pośrednia) realizowana przez pomiar sił wzdłużnych  $F_i$  w dzianinie dla zwymiarowanych obwodów  $G_i$  z wykorzystaniem prawa Laplace'a lub/oraz eksperymentalna metoda bezpośredniego pomiaru nacisku (ciśnienia) wykorzystująca narzędzia pomiarowe.

### 2.6.1. Metoda eksperymentalno - obliczeniowa oparta na prawie Laplace'a

Metoda ta oparta na prawie Laplace'a, to metoda testowania wyrobu uciskowego w kierunku sprawdzenia spełniania przez wyrób wymagań normatywnych tj. zgodności z klasą ucisku, dla której został wykonany. Wśród dostępnych źródeł literaturowych nie występuje norma przedstawiająca metodę oceny nacisku dla wyrobów uciskowych stosowanych w terapii miejscowej np. terapii pooparzeniowej. Metodę oceny nacisku medycznych uciskowych wyrobów pończoszniczych o ucisku stopniowanym opisuje natomiast raport techniczny CEN/TR 15831:2009 (E)<sup>175</sup>.

Prawo Laplace'a zostało sformułowane w 1806 roku i w zakresie projektowania wyrobów uciskowych odnosi się do cylindrycznego modelu ciała (rysunek 2.6.1.1). Ogólna zależność Laplace'a została opisana równaniem (2.6.1.1) i uwzględnia wartość siły obwodowej  $F_i$  oraz wartości długości obwodu części ciała  $G_i$ .

Wielkości obwodów ciała  $G_i$  otrzymywane są poprzez jednokrotne wymiarowanie sylwetki metodą tradycyjną.

$$P_i = \frac{2 \cdot \pi \cdot F_i}{G_i \cdot s} \dots \dots \dots (2.6.1.1),$$

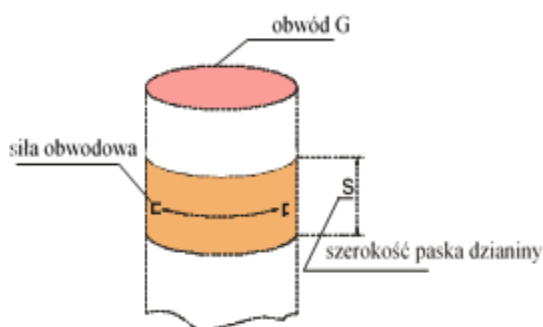
gdzie:

$P_i$  - wartość nacisku jednostkowego, hPa

$G_i$  - obwód ciała, cm,

$F_i$  - siła obwodowa, cN

$s$  - szerokość paska dzianiny, cm.



Rysunek 2.6.1.1. Cylindryczny model ciała<sup>220</sup>

Siła obwodowa  $F_i$  zgodnie z normą <sup>164</sup> wyznaczana jest na podstawie rozciągania próbek dzianiny pobranych z wyrobu uciskowego na zrywarkach wytrzymałościowych. Próbkę

dzianiny o zdefiniowanych wymiarach z wykorzystaniem igieł stabilizujących szerokość dzianiny podczas rozciągania, zgodnie z normą poddawane są procesowi naprężania i odprężania do wyznaczonych wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon_{pi}$  (równanie 2.6.1.2). Wartość siły  $F$  przyjmuje się z pętli histerezy w 6 cyklu rozciągania.

Praktyczne wydłużenie względne dzianiny opisuje równanie

$$\varepsilon_{pi} = \frac{(G_i - G_{0i}) \cdot 100\%}{G_{0i}} \dots \dots \dots (2.6.1.2),$$

gdzie:

$\varepsilon_{pi}$  – wydłużenie praktyczne dzianiny dla i-tego obwodu nogi, %

$G_i$  – i-ty obwód nogi, cm

$G_{0i}$  – i-ty obwód pończochy w stanie swobodnym dla i-tego obwodu nogi, cm.

W procesie testowania pończosznicych wyrobów uciskowych o stopniowanym ucisku, procedura wyznaczania wartości nacisku jednostkowego odbywa się dla wyznaczonych punktów pomiarowych rozpoczynając od podstawy, czyli minimalnego obwodu nad kostką<sup>157</sup>, względnie nadgarstka dla ręki, w których wartość ucisku wynosi 100% wartości wskazanej w normach przedmiotowych np. RAL-GZG387. Dla kolejnych punktów pomiarowych procedura ta poprzedzona jest oszacowaniem kolejnych wartości nacisku według zależności (2.6.1.3), zgodnie z określonymi w przedmiotowych normach dla poszczególnych wysokości obwodów przedziałami wartości współczynników redukcji nacisku  $R_{di}$ . Kalkulacja nacisków jednostkowych dla poszczególnych punktów pomiarowych (tabela 2.3.5 i 2.3.6) odbywa się według prawa Laplace'a na podstawie pomiaru sił obwodowych  $F$  wyznaczanych podczas histerezy w 6 cyklu rozciągania.

$$P_i = \frac{R_{di}(\%) \cdot P_1}{100\%} \dots \dots \dots (2.6.1.3),$$

gdzie:

$P_i$  – wartość nacisku w innym miejscu pomiarowym niż kostka, hPa

$R_{di}$  – współczynnik redukcji ucisku, %

$P_1$  – wartość nacisku w punkcie referencyjnym (nad kostką, nadgarstku) hPa.

Przedstawione powyżej procedury testowania wyrobów uciskowych nie rozstrzygają, które wartości siły w 6-tym cyklu rozciągania należy przyjąć do obliczeń wartości nacisku jednostkowego, tzn. czy jest to wartość maksymalna uzyskana podczas rozciągania dzianiny do wartości obwodu ciała  $G_i$ , czy jest to wartość w chwili postoju, po uzyskaniu wymiaru  $G_i$ . Brak jednoznacznego określenia wartości siły  $F_i$  może być przyczyną błędów zarówno w procedurze projektowania, jak i oceny nacisku jednostkowego, który jest jednym

z najważniejszych parametrów medycznych wyrobów pończosznicych. W związku z tym w ramach pracy podjęto badania w tym zakresie.

## 2.6.2. Metody bezpośredniego pomiaru nacisku jednostkowego (ciśnienia) wywieranego przez wyrób

Eksperymentalne metody bezpośredniego pomiaru nacisku jednostkowego stosowane są w badaniach testowych wyrobów oraz pomiarach monitorująco-kontrolujących przebieg terapii wykonywanych przez specjalistów medycznych<sup>176,177,178,179</sup>.

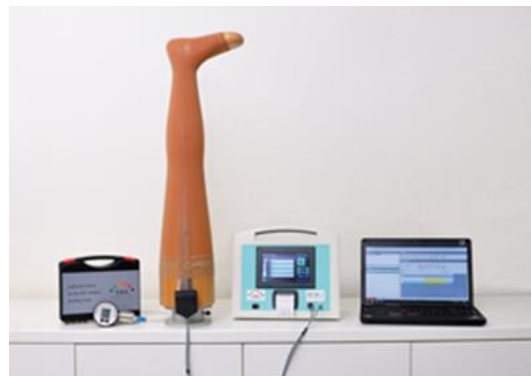
Większość występujących na rynku urządzeń do pomiaru wartości nacisku została opisana przez Leunga w pracy<sup>171</sup>.

W badaniach testowych specjaliści wykorzystują najczęściej stacjonarne urządzenia typu MK (SWISS) firmy SWISSLASTIC (rysunek 2.6.2.1).

Alternatywą dla powyższego typu urządzeń są mobilne mierniki nacisku jak: pneumatyczne - Kikuhime® (Meditrade, Soro, Dania), PicoPress® (Microlab, Padwa, Włochy), czy elektroniczne czujniki typu Flexi Force firmy Tekscan (Południowy Boston, USA) o skomplikowanej budowie i szerokich możliwościach pomiarowo - wizualizacyjnych. Wyniki licznych pomiarów przeprowadzonych za pomocą mierników Kikuhime i Picopress przedstawiają w publikacjach m.in. H. Partch, G. Mosti i S.C. Anand<sup>181</sup>.

Na podstawie przeprowadzonych badań skuteczności dwóch typów odzieży stosowanej w terapii pooparzeniowej autorzy pracy<sup>182</sup> ocenili, że (cyt.) „czujnik ciśnienia Kikuhime dostarcza wiarygodnych informacji i może być wykorzystany w porównawczych próbach klinicznych do oceny ucisków stosowanych w leczeniu blizn po oparzeniu”.

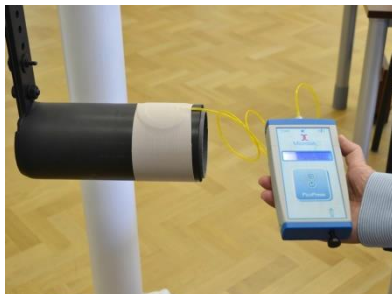
Pneumatyczne mierniki mieszkowe Kikuhime i Picopress (rysunek 2.6.2.2) wykorzystano również we wstępnej i porównawczej ocenie nacisku jednostkowego w niniejszej pracy. Należy jednak zaznaczyć, iż czujniki bezpośredniego pomiaru ciśnienia, zniekształcają rzeczywiste wartości nacisku. Związane jest to z ich wymiarami poprzecznymi (grubością). Po wprowadzeniu ich pod wyrób następuje dodatkowe wyoblanie dzianiny, co skutkuje wyższymi wartościami nacisku w porównaniu z wartościami wyznaczonymi metodami obowiązującymi w normach przedmiotowych. Ponadto w przypadku czujników typu Flexi Force firmy Tekscan,



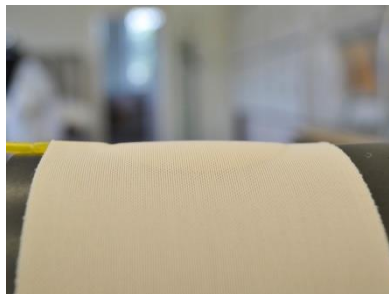
Rysunek 2.6.2.1. Urządzenie stacjonarne do oceny kompresji wyrobów pończosznicych<sup>180</sup>



wygięcie ich do powierzchni cylindrycznych skutkuje pojawieniem się dodatkowych sił z powodu deformacji czujników rezystancyjnych. Z tych względów zasadnicze badania eksperymentalne zgodności nacisku jednostkowego z wartościami zamierzonymi realizowane będą zgodnie z metodą referencyjną opisaną w normach przedmiotowych.



*Rys.2.6.2.2. Widok miernika Picopress (opracowanie własne)*



*Rys. 2.6.2.3. Efekt wyoblania dzianiny (opracowanie własne)*



*Rys.2.6.2.4. Widok wyoblania wzdłuż krzywizny cylindra (opracowanie własne)*

## **2.7. Czynniki wpływające na wartość nacisku jednostkowego na etapie projektowania i użytkowania wyrobu**

### **2.7.1. Zmiany nacisku jednostkowego podczas użytkowania**

Większość producentów medycznej odzieży uciskowej gwarantuje zachowanie właściwości kompresyjnych przez okres 6 miesięcy, jednak jak wynika z opublikowanych badań eksperymentalnych, wartość wywieranego ucisku zmniejsza się w czasie ich użytkowania<sup>62</sup>.

Przedstawione w pracy<sup>182</sup> wyniki przykładowych badań porównawczych dwóch rodzajów odzieży uciskowej (rękawa i rękawic) stosowanych w leczeniu blizn po oparzeniach przeprowadzonych w warunkach klinicznych wykazały, że choć oba rodzaje odzieży miały podobną utratę nacisku w czasie (odzież ta straciła około 45% wartości ucisku w ciągu 1 miesiąca), znaczącą różnicę spadku wartości nacisku po 1 miesiącu zanotowano w miejscu rękawów, co należy również uwzględnić w procedurze projektowania naramiennych wyrobów uciskowych. Wartości ucisku mierzono za pomocą miernika Kikuhime. Zespół prowadzący badania w tym zakresie zauważył także większe zmiany dla odzieży o wyższej wartości ucisku (4,82 mmHg) w porównaniu do odzieży wywierającej początkowo niższą jego wartości (2,57 mmHg)<sup>183</sup>.

Autorzy innej publikacji wykazali natomiast, że wartości nacisku wywieranego przez damską

odzież uciskową mogą być zmniejszone o połowę swojej wartości po 8 tygodniach ciągłego użytkowania<sup>91</sup>.

Spadek wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych wynika z właściwości fizyko-mechanicznych materiałów elastycznych, co zostało częściowo zbadane na przykładzie kamizelek kompresyjnych stosowanych w terapii pooparzeniowej w pracy<sup>184</sup>. Według autorów pracy zrozumienie właściwości dzianin odzieży jest potrzebne, aby zoptymalizować wywieraną wartość nacisku przez cały czas jej użytkowania. Będąc przedmiotem badań kamizelki uciskowe wyprodukowano z dwóch komercyjnych dzianin. Proces modelowania polegał na 10% redukcji obwodu w przypadku manekinów wielkości dziecięcej. Wykorzystano pięć stanowisk anatomicznych. Przez 23 godziny, przed praniem, po jednym i pięciu cyklach prania, śledzono zastosowany nacisk oraz badano właściwości mechaniczne dzianin. Następnie przeprowadzono analizę strukturalną za pomocą skaningowej mikroskopii elektronowej. Uzyskane wyniki wskazały, że:

- przed praniem, kamizelki uciskowe wywierały największe wartości ucisku na manekinie (odpowiednio 20 i 23 mmHg),
- w przypadku obu dzianin nacisk spadł podczas codziennego noszenia,
- po pięciu cyklach prania, kamizelki trykotowe dostarczyły nacisk wynoszący maksymalnie 7 mmHg, gdy drugi wariant - maksymalnie 15 mmHg, w tym samym miejscu.

Według autorów wyniki opisanych badań wskazują, że orientacja nitek elastomerowych dzianiny w stosunku do kierunku naprężenia była decydującym czynnikiem generowania wartości ucisku i czasu jego utrzymania. Badanie to sugeruje, że wytwarzanie odzieży z nitkami elastomerowymi wzdłuż osi równoległej do obwodu części ciała pacjenta może zwiększyć wielkość ucisku i czas jego wywierania.

W związku z występowaniem zjawiska spadku wartości nacisku w czasie wielu specjalistów zaleca częste kontrole wartości tego parametru<sup>12</sup> oraz wymianę zestawu odzieży terapeutycznej co 2-3 miesiące<sup>53,73, 96,137,185</sup>. Okres ten jest również wskazany w przypadku wymiany odzieży uciskowej dla dzieci i wynika ze zmian wymiarów sylwetki spowodowanych ich rozwojem<sup>186,187</sup>.

### **2.7.2. Wyznaczanie siły $F$ w dzianinie dla potrzeb projektowania wyrobu**

Jak wynika z związku Laplace'a, zależnymi parametrami wpływającym na wartość nacisku jednostkowego wyrobów kompresyjnych są wartość siły obwodowej  $F$  dzianiny i wielkości obwodów ciała  $G_i$ .

Powszechnie stosowaną metodę wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin elastycznych opisuje norma PN - EN 14704-1:2006<sup>188</sup>, dotycząca wyznaczania sprężystości płaskich wyrobów tekstylnych. Norma ta uwzględnia fakt iż, wyroby uciskowe powinny posiadać cechy ciała dążącego do idealnie sprężystego, co wiąże się z uzyskaniem jak najmniejszej pętli histerezy w cyklicznym procesie rozciągania i odprężania dzianiny<sup>220</sup> tj. 6. pętli histerezy uwzględniającej kondycjonowanie dzianiny.

W praktyce podstawową, wyznaczaną wielkością opisującą właściwości fizyko-mechaniczne dzianin elastomerowych jest statyczny moduł Younga E, będący miarą sprężystości materiału elastomerowego o liniowej zależności odkształcenia względnego od naprężenia. Matematyczny zapis zależności liniowej przedstawia prawo Hooke'a

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \dots\dots\dots(2.7.2.1),$$

gdzie:

$\sigma$  - naprężenie,

$\varepsilon$  - wydłużenie względne dla

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \dots\dots\dots(2.2.2.2),$$

gdzie:

$l_0$  - długość początkowa próbki,

$\Delta l$  – bezwzględna zmiana długości próbki.

Oznacza to, że prawo Hooke'a odnosi się jedynie dla opisu liniowej części krzywej rozciągania. W przypadku dzianin z udziałem nitek elastomerowych zależność odkształcenia względnego od naprężenia nie w każdym przypadku jest liniowa, dlatego też nieprecyzyjnym jest określenie sztywności poprzez podanie tylko jednej wartości, będącej odpowiednikiem modułu Younga<sup>189</sup>.

Przyjęcie w procesie modelowania i projektowania stałej wartości sztywności rozciągania nie uwzględnia warunków użytkowania dzianiny tj. zróżnicowanych wartości obwodów, a tym samym wydłużeń dzianiny w procesie użytkowania wyrobu i zmian wartości wywieranej siły obwodowej w zależności od wielkości obwodu.

W zależności od wartości obwodu ciała  $G_i$  i zamierzonej wartości nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$ , niezależnie od rodzaju dzianiny, wartość siły  $F_i$  równa się wartości oszacowanej z prawa Laplace'a (2.6.1.1). W związku z powyższym wraz ze wzrostem  $G_i$  wzrasta siła obwodowa  $F_i$ . Istotne jest zatem uwzględnienie w procesie projektowania właściwości mechanicznych dzianiny w postaci

$F=f(\epsilon)$ .....(2.7.2.3),

co zostało podjęte w badaniach prowadzonych przez autorkę i zespół badawczy, i opisano w części doświadczalnej pracy.

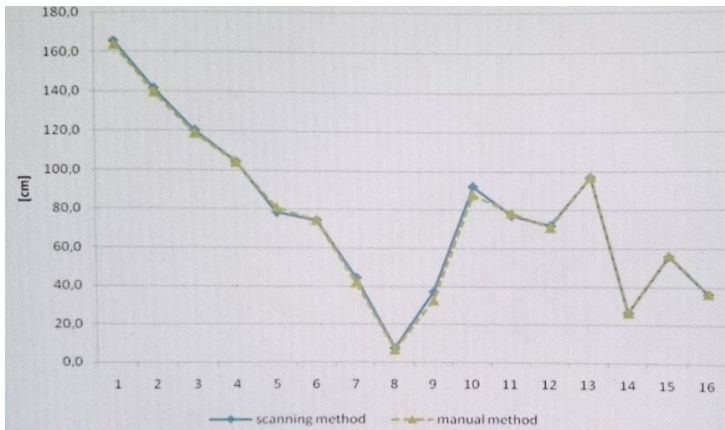
Autorzy artykułu <sup>190</sup> przeprowadzili badania właściwości mechanicznych czterech materiałów o różnym składzie surowcowym zwracając szczególną uwagę na rozciągliwość materiału, jego sztywność, sprężystość i właściwości izotropowe, które według autorów są istotne w wyrobach uciskowych ze względu na równomierne wywieranie ucisku przez wyrób.

### **2.7.3. Charakterystyka metod wymiarowania sylwetki**

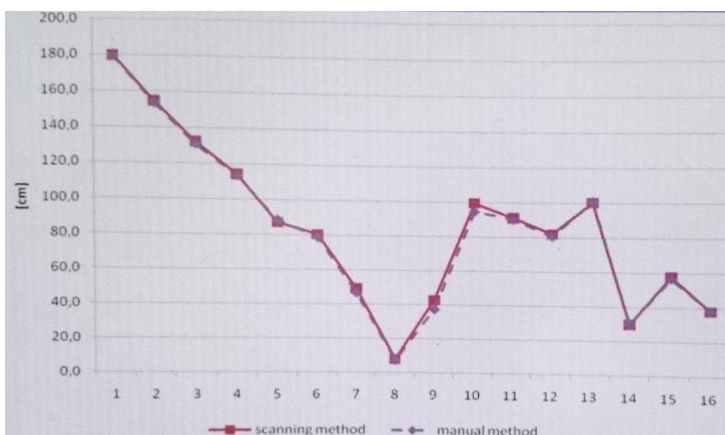
W celu wyznaczenia kolejnego parametru jakim jest wielkość obwodu ciała stosowana jest powszechnie tradycyjna metoda manualna. Wadami tej metody pomiarowej są m.in. brak możliwości wizualizacji rzeczywistej geometrii obwodów (w związku z czym w procedurze projektowania obwody ciała przyjmowane są zgodnie z prawem Laplace'a za okręgi) oraz powtarzalność uzyskanych wyników (uzależniona od umiejętności i predyspozycji osoby wykonującej pomiar, co wiąże się z różnorodnością uzyskanych wyników pomiarów prowadzonych w różnych cyklach pomiarowych, tym bardziej dokonanych przez więcej niż jedną osobę). W celu zwiększenia dokładności pomiarów należy przeprowadzić je wielokrotnie, a uzyskane dane uśrednić.

Zwiększenie dokładności i powtarzalności wymiarowanych długości obwodów ciała  $G_i$  oraz wizualizacja rzeczywistej geometrii przekrojów obwodów może zostać osiągnięta poprzez zastąpienie manualnego sposobu wymiarowania sylwetki ludzkiej zdobywającą popularność od ok. 15 lat techniką skanowania 3D, co zasygnalizowano w pracach<sup>204,191,192,193,194,195,196,197,198</sup>. Skaner do przestrzennego wymiarowania sylwetki ludzkiej 3D jest urządzeniem bezdotykowym pozwalającym uzyskać znaczną liczbę pomiarów w zdecydowanie krótszym czasie niż przy zastosowaniu metody tradycyjnej.

W dostępnych źródłach <sup>199,200</sup> istnieją informacje na temat badań prowadzonych w celu porównania obu metod wymiarowania sylwetki. Badania te wykonano w Instytucie Włókiennictwa na grupie 92 studentów Politechniki Łódzkiej za pomocą urządzenia 3D VITUS Smart XXL z systemem Anthroscan i oprogramowaniem ScanWorX firmy Human Solutions zgodnie z normą PN-EN -13402-2:2004. Uzyskane wyniki przedstawione na poniższych rysunkach (2.7.3.1 i 2.7.3.2) wskazują na duże podobieństwo wymiarów w zakresie obwodów zarówno sylwetki damskiej, jak i męskiej zwymiarowanych obiema technikami. Skaner przestrzenny <sup>201,202</sup> zastosowany w opisanym badaniu porównawczym został również wykorzystany w realizacji części eksperymentalnej niniejszej rozprawy.



Rysunek 2.7.3.1. Pomiary sylwetki kobiety metodą skanowania 3D i manualną<sup>200</sup>



Rysunek 2.7.3.2. Pomiary sylwetki mężczyzny metodą skanowania 3D i manualną<sup>200</sup>

Opisy linii poziomej na rycinie 9 i 10:

1. Wysokość ciała
2. Wysokość szyi
3. Wysokość piersi
4. Wysokość talii
5. Wysokość bioder
6. Wysokość krocza
7. Wysokość kolana
8. Wysokość kostki
9. Obwód tydki
10. Obwód górnej części nogi
11. Obwód ramienia
12. Obwód pośladków
13. Obwód talii
14. Obwód talii
15. Obwód pod biustem
16. Obwód szyi

W związku z odmiennym ustawieniem sylwetki w trakcie skanowania oraz wymiarowania manualnego poprzez np. brak zachowania płaszczyzny frankfurckiej, czy analogicznego i wymaganego w technice skanowania rozkroku, autorki prac<sup>199,200</sup> spotkały się z problemem dopasowania części pomiarów manualnych do uzyskanych w wyniku skanowania. Wiele pomiarów zostało również nie poddanych porównaniu ze względu na trudność z odnalezieniem ich odpowiedników, co związane było z problemem uchwycenia punktu odniesienia do punktu pomiarowego. W opinii autorek występujące różnice uzyskanych uśrednionych wartości długości i obwodów w obu technikach pomiarowych nie są istotne pod względem wykorzystania ich w celach odzieżowych. Zauważono również, że niektóre średnie wartości z pomiarów uzyskane w procesie skanowania są większe od uzyskanych za pomocą manualnego wymiarowania. Badaczki zaznaczyły także, iż przestrzenny interaktywny widok sylwetki w postaci skanata umożliwia pozyskanie dodatkowych wartości pomiarowych w sposób manualny w czasie niezależnym od przeprowadzonego pomiaru.

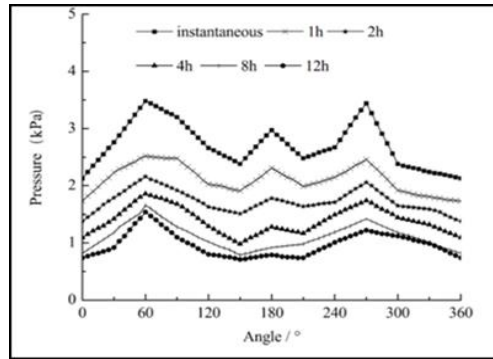
#### 2.7.4. Zmiany nacisku jednostkowego w zależności od wymiarów i geometrii ciała

W wielu pracach skupiających się na pomiarach wielkości nacisku zauważono, że w rzeczywistości nie jest on równomiernie rozmieszczony na całym ciele<sup>91,95,100,103,113,136</sup>, co spowodowane jest zróżnicowaną geometrycznie budową anatomiczną człowieka. Zróżnicowane geometrie obwodów ciała, jak np. powierzchnie wypukłe tj. stawy zginaczy i wklęsłe tj. kręgosłup<sup>22,33,203</sup>, gdzie wyrób nie przylega do ciała i nie wywiera nacisku na obwodzie<sup>19,63,73</sup>, powodują otrzymanie szerokiego zakresu wartości kompresji na obwodzie, co stanowi główny problem praktyczny omawianej terapii<sup>15,22,69,91,83,93,95,100,102,103,136</sup>.

Przykładowe badania opisane w literaturze to opublikowane w 1989 r. przeprowadzone za pomocą urządzenia Oxford Pressure Monitor, eksperymentalne badania wartości nacisku jednostkowego wywieranego przez wykonaną z wielu typów dzianin odzież uciskową, stosowaną w leczeniu przerostowych blizn po oparzeniach. Badania wykonane przez Harriesa i wsp.<sup>102</sup> wskazały szeroki zakres zmian wartości nacisku w zależności od miejsca pomiaru. Według opublikowanych wyników największy nacisk odnotowano na grzbiecie dłoni i stóp.

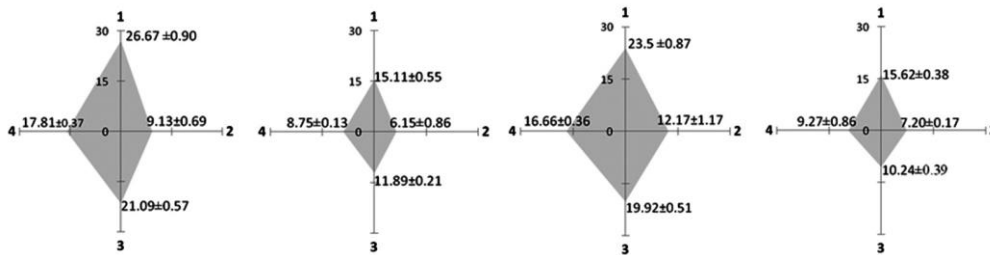
W późniejszym okresie autorzy pracy<sup>204</sup> przedstawili badania symulacyjne wartości nacisku względem zróżnicowanych wartości promieni krzywizny przekroju oraz miejsc pomiaru w oparciu o prawo Laplace'a. Badania te skupiały się w głównej mierze na dolnej części nogi tj. wysokości mankietu skarpety męskiej, której geometrię przekroju przyjęto jako okrąg, zaznaczając przy tym, że rzeczywisty kształt przekroju ma nieregularną geometrię, której model opracowano na podstawie jednych z pierwszych pomiarów wykonanych metodą skanowania przestrzennego części ciała. W założeniach symulacyjnych autorzy przyjęli ciało jako materiał elastyczny, wykorzystali rzeczywisty obraz przykładowego przekroju obwodu nogi znajdującego się na wysokości od kostki do 6 cm nad nią i przy wykorzystaniu metody elementów skończonych (MES), zgodnie z teorią elastyczności deformacji, rozpatrzyli kontakt między ciałem a skarpetą, symulując rozkład nacisku między nimi<sup>205,206,207,208</sup>. W pracy udowodniono, że czynnikami wpływającymi bezpośrednio na wartość nacisku jest kształt przekroju obwodu oraz właściwości materiału z jakiego wykonany jest wyrób.

W zakresie dalej prowadzonych badań Dan i wsp. w pracy<sup>179</sup> przedstawili spadek wartości ucisku na przykładzie ściągacza mankietu skarpetki męskiej w czasie użytkowania, uwzględniając przy tym rzeczywistą, zróżnicowaną geometrię obwodu nogi (rys. 2.7.4.1).



Rysunek 2.7.4.1. Eksperymentalne wyniki spadku wartości nacisku jednostkowego w funkcji czasu dla mankietu skarpetki<sup>179</sup>

W pracy <sup>209</sup> Cieślak i wsp. przedstawili zobrazowane na rysunku 2.7.4.2 wyniki badań eksperymentalnych rzeczywistej wartości nacisku w czterech punktach pomiarowych na wysokości kostki i łydki uzyskanych za pomocą czujników Tekscan.



Rysunek 2.7.4.2. Porównanie średnich wartości ciśnienia (mm Hg) w czterech punktach pomiaru (1 - przód, 2 - strona zewnętrzna, bok, 3 - tył, 4 – strona wewnętrzna, bok) na kostce i łydce dla testów *in vivo*<sup>209</sup>

Zróżnicowana geometria obwodów ciała ma szczególnie znaczenie w miejscowej terapii blizn pooparzeniowych i projektowaniu odzieży w tym przeznaczeniu.

Zgodnie z prawem Laplace’a nacisk jednostkowy jest odwrotnie proporcjonalny do promienia krzywizny, co przedstawia równanie

$$P = \frac{F}{R \cdot s} \dots\dots\dots(2.7.4.1),$$

gdzie:

$P$  – nacisk jednostkowy, hPa

$F$  – siła obwodowa, cN

$R$  - promień krzywizny, cm

$s$  - szerokość paska dzianiny, cm

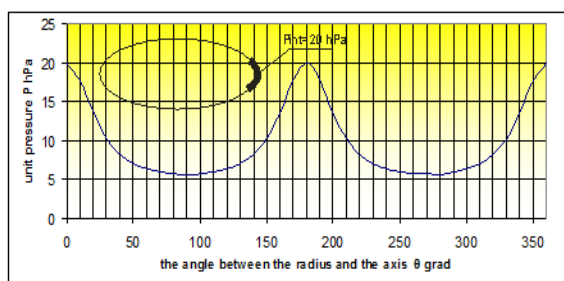
świadczące o istotności wartości tego parametru w procesie projektowania wyrobów uciskowych.

Nawiązując do powyższego prawa Hach w pracy <sup>1</sup> zaznacza, że „tylko równomiernie rozwijany bandaż w okrągłe obwoje wywiera we wszystkich punktach ten sam nacisk”, co odnosi się do obwodów o stałym promieniu krzywizny bandażowanej części ciała.

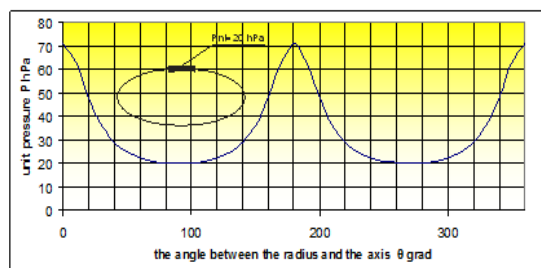
Również autorzy innych prac <sup>209,210,211,179</sup> sygnalizują istniejącą problematykę uzyskania zamierzonej wartości nacisku oraz przedstawiają wyniki badań modelowych, symulacyjnych oraz eksperymentalnych obrazujące zmiany wartości tego parametru.

Prace dotyczące modelowania nacisku jednostkowego <sup>157,211,212,213</sup> opierają się na modelu ciała ludzkiego, w którym jego obwody traktuje się jako okręgi. W pracy <sup>213</sup> obok modelu analitycznego wykorzystującego prawo Laplace’a zastosowano także metodę elementów skończonych dla opasek uciskowych osłaniających cylindryczny model części ciała.

W artykule <sup>210</sup> (rysunki 2.7.4.3-5) porównano rozłożenie wartości nacisku jednostkowego



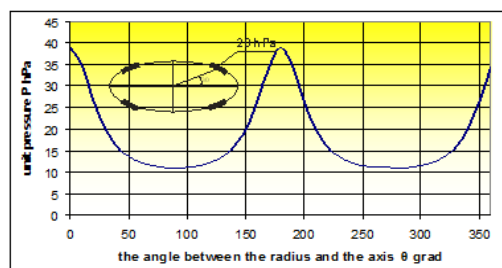
Rysunek 2.7.4.3. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu elipsy dla przyjętej wartości  $P_{int}=20$  hPa w obszarze o minimalnej wartości promienia krzywizny  $R^{210}$



Rysunek 2.7.4.4. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu elipsy dla przyjętej wartości  $P_{int}=20$  hPa w obszarze o maksymalnej wartości promienia krzywizny  $R^{210}$

dla obwodów w kształcie okręgu i elipsy oraz konsekwencje projektowania wyrobu na obwód w kształcie okręgu, gdy rzeczywisty kształt obwodu jest eliptyczny.

Z kolei w publikacji <sup>211</sup> przedstawiono wyniki analitycznego modelowania nacisku jednostkowego metodą elementów skończonych dla obwodów o geometrii cylindra i stożka.



Rysunek 2.7.4.5. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż eliptycznego obwodu przy założeniu, iż obwód jest okręgiem: Parametry obliczeń  $G_i = 104$  cm,  $R_i = 16,56$  cm,  $P_{int} = 20$  hPa<sup>210</sup>

W pracach tych przyjęto linową charakterystykę mechaniczną dzianiny o stałej wartości sztywności rozciągania.



W artykule <sup>210</sup> przedstawiono ponadto podstawy modelowania wyrobów uciskowych o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego dla uzyskanych w procesie przestrzennego skanowania 3D ciała, obwodów o zmiennym promieniu krzywizny. Wymiary obwodów dzianiny w stanie swobodnym otrzymano uwzględniając charakterystykę mechaniczną dzianiny – wartości siły dla fazy odprężania po 5-tym cyklu rozciągania dzianiny oraz miejscowe wartości promienia krzywizny. W badaniach modelowych nie uwzględniono deformacji ciała pod wpływem ucisku, natomiast omówiono konsekwencje stosowania prawa Laplace’a dla miejsc na obwodach nie będących okręgiem. W artykule tym przedstawiona została także procedura szacowania wymiarów wyrobu uciskowego w stanie swobodnym oraz zmiany wartości nacisku na obwodzie wynikające z projektowania wyrobu na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego  $P_{int}=20\text{hPa}$  dla rzeczywistej geometrii ciała na przykładzie wariantu najmniejszego i największego promienia krzywizny obwodu w porównaniu z projektowaniem dla cylindrycznego modelu ciała..

Największe wyzwanie w zakresie projektowania wyrobów uciskowych na części ciała o nierównomiernych i skomplikowanych kształtach stawiają wyroby stosowane na twarz i ręce oraz obwody ciała małych dzieci<sup>92</sup>, które ze względu na ograniczoną percepcję zagrożeń i niebezpieczeństw groźnych dla zdrowia, i nawet życia, oparzeniom ulegają dwa razy częściej niż dorośli<sup>214</sup>.

### **2.7.5. Wpływ rodzaju tkanek i geometrii obwodu ciała na wartość nacisku jednostkowego**

Ciało ludzkie składa się z lepko-sprężystych materiałów stałych (kości, mięśni, chrząstek, więzadeł, ścięgien, skóry itd. - mechaniczne zachowanie wszystkich z nich zależy od historii odkształcenia) i ponad 75% płynów reologicznych (krew obiegowa, mocz, zawartość gazu w moczu). Zachowanie właściwości lepko-sprężystych składników ludzkiego ciała zapewnia jego ochronę przed obrażeniami<sup>215</sup>.

W rozprawie doktorskiej <sup>171</sup> Leung podjął się opracowania naukowej i systematycznej metody projektowania odzieży uciskowej w celu uzyskania wymaganego ucisku. W badaniach skupił się na skutkach długotrwałego noszenia ubrań, uwzględniając powtarzające się procesy zakładania, rozbierania oraz wielokrotnego prania odzieży. Autor zbadał anizotropowe zachowanie materiałów, zaproponował zmiany współczynnika redukcji oraz dwuwarstwowe podejście konstrukcyjne w celu rozszerzenia przestrzeni projektowej i zwiększenia prawdopodobieństwa uzyskania zamierzonej wartości nacisku. W swoich badaniach symulacyjnych uwzględnił nieregularną geometrię ciała, deformację tkanki ramienia przed i po

procesie noszenia odzieży uciskowej oraz zaproponował w celu oszacowania wartości nacisku model elementów skończonych. Opracowany model zweryfikował dla dwóch modeli ramienia: silikonowego oraz rzeczywistego. W opinii autora możliwe jest modelowanie wartości nacisku odzieży za pomocą wzorów analitycznych wykorzystujących właściwości dzianiny oraz poprzez symulację modelu biomechanicznego metodą elementów skończonych (MES).

W pracy <sup>191</sup> Dan i wsp. zwrócili uwagę na fakt, iż ciało jest materiałem elastycznym i w miejscach, gdzie występuje tkanka miękka ulega ono większej deformacji pod wpływem nacisku niż w miejscach, gdzie występuje tkanka kostna.

Dużo wcześniej badania wartości nacisków w miejscach „kostnych” przeprowadzili autorzy pracy <sup>216</sup>, natomiast Fentem z zespołem jako jeden z pierwszych zwrócił uwagę w publikacji <sup>55</sup> na wartość nacisku wywieranego na żyły przy powierzchni skóry, który może mieć znacznie większą wartość wynikającą z dużo niższej wartości promienia krzywizny żyły niż kończyny<sup>53</sup>. Również autorzy publikacji <sup>95</sup> zaznaczają, że nie jest określone, w jaki sposób naciski wywierane na powierzchnię ciała są rozproszone w tkance podskórnej oraz, że naciski wywierane na żyły w pobliżu powierzchni skóry mogą osiągać znacznie wyższe wartości nacisku niż wokół części ciała, co wynika z prawa Laplace’a, mówiącego, że przy danym naprężeniu, ciśnienie wzrasta nad obszarami o małym promieniu krzywizny (żyły) i maleje na obszarach o dużym promieniu krzywizny (np. kończyny). Wyniki badań eksperymentalnej oceny nacisku generowanych przez odzież uciskową, opisane przez Giele i wsp. w pracy <sup>95</sup>, potwierdziły istotność wpływu występowania tkanek miękkich na zmiany wartości nacisku jednostkowego, dokumentując tym samym zakres otrzymanych wartości nacisków między 9-90 mmHg. Uzyskane metodą bezpośredniego pomiaru wartości nacisku wyniki wykazały, że zakres wartości tego parametru w miejscu tkanek miękkich osiąga wartość w zakresie od 9 do 33 mmHg, w przypadku, gdy w miejscu wyrostków kostnych nacisk jest znacznie większy i wynosi od 47 do 90 mmHg.

Zdając sobie sprawę z tych zmian, nie bezpodstawnie zalecany jest chociażby rutynowy pomiar rzeczywistej wartości nacisku jednostkowego i określenie jej zgodności z wartością zamierzoną na jaką projektowany jest wyrób<sup>91,95,96,102,137</sup>.

#### **2.7.6. Automatyzacja procesu produkcji**

Najbardziej zaawansowane systemy wspomagające produkcję tradycyjnych wyrobów odzieżowych łączonych szwem, charakteryzują się możliwością digitalizacji gotowych szablonów, ich stopniowaniem, tworzeniem „rozkładki” oraz projektowaniem wzornictwa w połączeniu z doбором materiałów i dodatków. W ostatnim etapie umożliwiają automatyczny

rozkrój materiałów za pomocą noża mechanicznego lub lasera. Systemy takie oferowane są np. przez firmy: Lectra System Gerber Technology i Inwestronica Sistemas.

W chwili obecnej producenci nie oferują systemów wspomagających produkcję wyrobów uciskowych, które łączyłyby funkcję scalania wyników bezdotykowego wymiarowania części ciała z komputerowym oprogramowaniem do wyznaczania wymiarów elementów wyrobu, zapewniającego zamierzoną wartość kompresji z jednoczesnym wykonaniem szablonów i „rozkładki” oraz sterowaniem ploterem tnącym.

## **2.8. Podsumowanie analizy literatury i uzasadnienie podjęcia tematu badań**

Zagłębiając się w literaturę przedmiotu, brak jest jednoznacznej opinii potwierdzającej skuteczność terapii w odniesieniu do terapii miejscowej, choć i w terapii schorzeń flebologicznych i limfologicznych istnieją badania, które w porównaniu efektów zastosowania terapii do placebo nie wykazały różnic. Ocena ta wynika z:

- braku jednorodnej charakterystyki grup poddanych badaniom,
- zróżnicowanych tabel rozmiarowych,
- zróżnicowanych dzianin z jakich został wyprodukowany asortyment różnych producentów,
- dopasowania wymiarów wyrobów do rzeczywistych wymiarów pacjenta, co zależne jest od metody projektowania wyrobów uciskowych, sposobu i dokładności wymiarowania sylwetki i doboru materiału do rodzaju przeznaczenia wyrobu.

Z przeprowadzonej analizy literatury oraz metod projektowania, modelowania i wykonania wyrobów w praktyce wynika, że głównymi problemami terapii uciskowej oraz projektowania i modelowania wyrobów uciskowych jest:

- niedokładność wykorzystywanych w praktyce procesów projektowania wyrobów uciskowych,
- różnice wartości w tabelach rozmiarowych producentów względem rzeczywistych wymiarów użytkownika oraz uwzględnianie wielkości obwodów bez kształtu ich przekrojów,
- sposób wymiarowania sylwetki związany w zakresie metody manualnej z umiejętnościami osoby przeprowadzającej pomiar, dokładnością pomiaru, liczbą pomiarów oraz brakiem możliwości rzeczywistej wizualizacji geometrii przekrojów,

- brak wykorzystania w praktyce wymiarowania sylwetki metody skanowania, umożliwiającej wyznaczenie rzeczywistej geometrii obwodów w celach projektowo-modelowych wyrobów uciskowych,
- różnorodność stosowanych dzianin i ich właściwości mechanicznych,
- metoda wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin,
- spadek wartości ucisku w czasie trwania terapii,
- problematyka projektowania wyrobów na małe obwody ciała,
- zróżnicowana geometria krzywizny obwodów ciała, w szczególności dla terapii miejscowej,
- uwzględnienie w procedurze projektowania podatności tkanek na ucisk,
- kontrola wartości nacisku jednostkowego w czasie trwania terapii,
- brak pełnej identyfikacji i analizy przyczyn zmian wartości nacisku jednostkowego oraz metody projektowania uwzględniającej je wszystkie jednocześnie.

W związku z istniejącymi rozbieżnościami, ocena wielu aspektów terapii jak m.in. jej skuteczność, czy optymalna wartość ucisku (w terapii miejscowej) nie mogą zostać przeprowadzone w sposób obiektywny<sup>89,217,218</sup>. Dowodzi to niewystarczającego stanu wiedzy z zakresu identyfikacji uwarunkowań zmian wartości nacisku oraz braku ujednoczenia i optymalizacji procesów modelowania i projektowania wyrobów uciskowych.

Biorąc pod uwagę powyższe, ważnym wydaje się opracowanie bardziej kompleksowej metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych uwzględniającej uwarunkowania zmian nacisku jednostkowego.

Wobec tego, w celu opracowania udoskonalonej metody projektowania i modelowania wyrobów uciskowych, w dalszej części niniejszej rozprawy wykonano i poddano analizie teoretyczne oraz eksperymentalne badania uwzględnionych w procedurze projektowania zidentyfikowanych uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego w oparciu o prawo Laplace'a.

Udoskonalenia procedury projektowania wyrobów uciskowych w ramach projektu osiągnięte zostanie poprzez zastąpienie manualnego sposobu wymiarowania części ciała techniką skanowania 3D oraz opracowaniem algorytmów w postaci programów komputerowych do wyznaczania wymiarów w stanie swobodnym dla wyrobów uciskowych łączonych szwem. W procedurze projektowania i modelowania uwzględniony zostanie także wpływ obecności połączeń szwowych i podatności powierzchniowej tkanki miękkiej na wartość nacisku jednostkowego. Kolejnym krokiem obliczeń będzie określenie współrzędnych

wymiarów swobodnych profilu szablonu, które wraz z współrzędnymi położenia kolejnych obwodów zezwalają na wykreślenie szablonu wykroju. Skojarzenie współrzędnych punktów szablonu w formacie pracy plotera tnącego z programem jego sterowania umożliwi w przyszłości automatyczny wykroj szablonu z uwzględnieniem zapasów na szwy.

### **3. PRZEDMIOT I PROGRAM BADAŃ**

Program badań ukierunkowany będzie na wieloaspektową identyfikację i analizę przyczyn zmian wartości nacisku jaki wyroby uciskowe wywierają na ciało użytkownika, występujących w każdym etapie powstawania wyrobu uciskowego z uwzględnieniem warunków użytkowych.

W ramach pracy wykonano pomiary właściwości mechanicznych elastycznych dzianin komercyjnych oraz poddano zwymiarowaniu damską i męską sylwetkę bez wyrobu i w wyrobie uciskowym zaprojektowanym według prawa Laplace'a.

Na podstawie uzyskanych danych pomiarowych oraz w oparciu o prawo Laplace'a, podjęto teoretyczne i eksperymentalne badania modelowe wartości nacisku, mające na celu ocenę następujących uwarunkowań zmian tego parametru:

- charakterystyki mechanicznej dzianiny w postaci funkcji siły i wydłużenia względnego uwzględniającej reologię dzianin elastycznych oraz metody jej wyznaczania,
- metody i dokładności wymiarowania sylwetki ludzkiej,
- rzeczywistej wielkości, geometrii i promieni krzywizny obwodów przykładowych części ciała tj. ręki, nogi i tułowia,
- podatności tkanek miękkich na nacisk wywierany przez wyrób uciskowy,
- dokładności konfekcjonowania wyrobu uciskowego,
- różnorodności struktury wyrobu tzn. obecności szwu.

W pracy podjęto się również analizy:

- problematyki projektowania wyrobów uciskowych dla małych obwodów ciała,
- doboru dzianin do klasy ucisku,
- wielowarstwowej metody aplikowania ubiorów uciskowych,
- zgodności nacisków zamierzonych z rzeczywistymi wywieranymi przez standaryzowane uciskowe wyroby komercyjne.

W efekcie uzyskanych wyników podjęto próbę opracowania kompleksowej metody projektowania i modelowania wyrobów uciskowych.

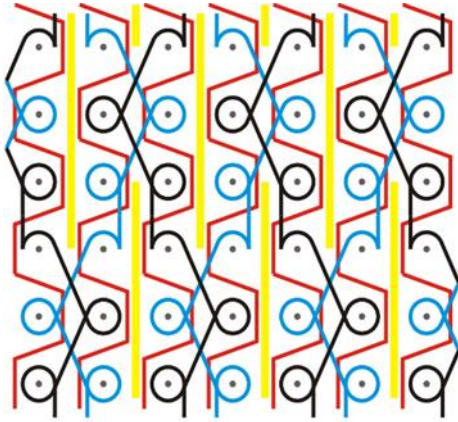
#### **3.1. Przedmioty badań**

##### **3.1.1. Dzianiny z udziałem nitek elastomerowych**

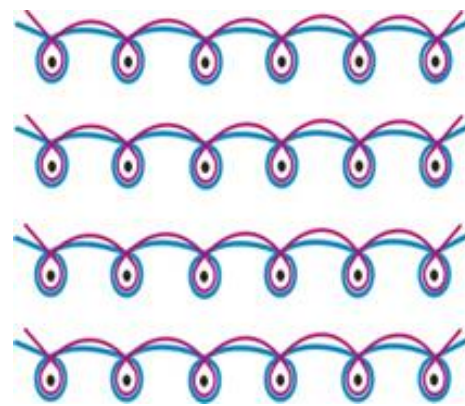
W niniejszej rozprawie dokonano oceny parametrów strukturalnych i fizycznych 14 wariantów kolumienkowych i rządkowych komercyjnych dzianin elastycznych przeznaczonych na odzieżowe wyroby uciskowe. Schematy i widoki splotów dla przykładowej

dzianiny kolumnkowej przedstawia rysunek 3.1.1.1 i 3.1.1.3, natomiast dzianiny rządkowej rysunek 3.1.1.2 i 3.1.1.4.

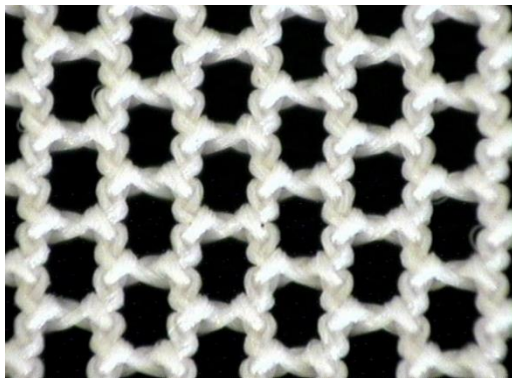
Zbiór wszystkich poddanych badaniom wariantów dzianin zamieszczono w załączniku 1.



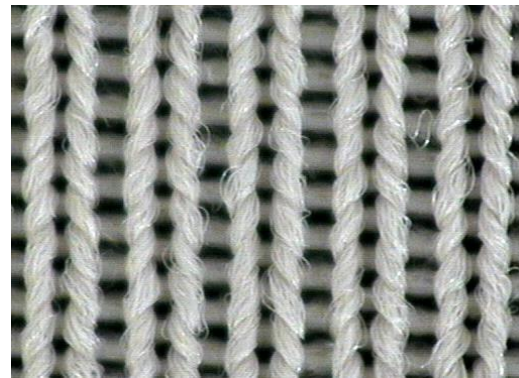
Rysunek 3.1.1.1. Zapis schematyczny splotu kolumnkowej dzianiny z udziałem nitki elastomerowych w postaci wątku



Rysunek 3.1.1.2. Zapis schematyczny splotu rządkowej dzianiny platerowanej nitkami elastomerowymi



Rysunek 3.1.1.3. Rzeczywisty widok splotu elastycznej dzianiny kolumnkowej- strona prawa (opracowanie własne)



Rysunek 3.1.1.4. Rzeczywisty widok splotu elastycznej dzianiny rządkowej- strona prawa (opracowanie własne)

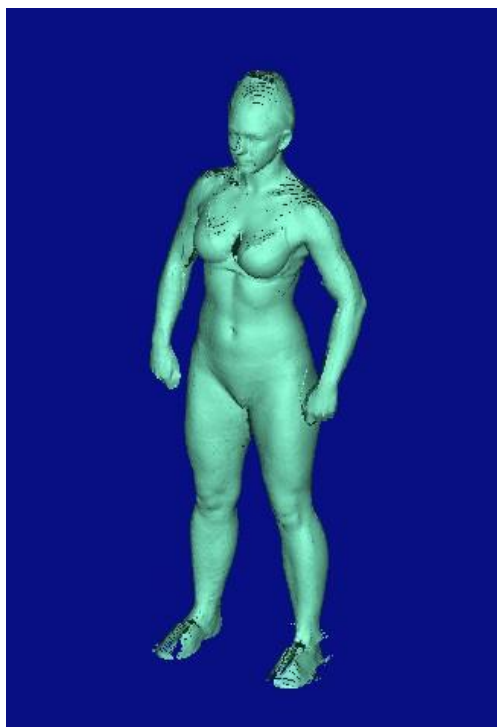
Parametrami charakteryzującymi przedstawioną przykładową dzianinę kolumnkową z udziałem przędzy elastomerowej w postaci wątku jest ścisłość rządkowa  $P_r=740/10$  cm, ścisłość kolumnkowa  $P_k=120/10$  cm oraz masa powierzchniowa  $M=234$  g/m<sup>2</sup>. Dzianinę tą wytypowano jako reprezentatywną w badaniach modelowych.

Parametrami charakteryzującymi przykładową, przedstawioną powyżej dzianinę rządkową platerowaną nitkami elastycznymi jest ścisłość kolumnkowa  $P_k=190/10$  cm, ścisłość rządkowa  $P_r=340/10$  cm oraz masa powierzchniowa  $M=260$  g/m<sup>2</sup>.

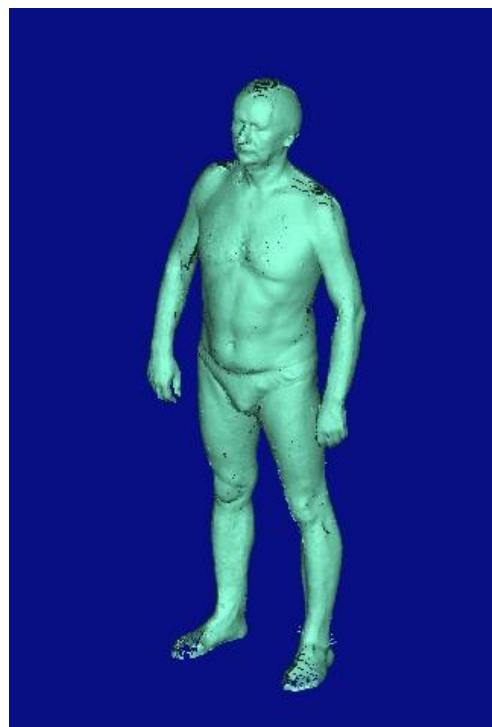
### 3.1.2. Sylwetki

Przedmiotem wymiarowania obwodów ciała była sylwetka kobiety o atletycznej budowie w wieku 28-30 lat, wadze ok. 63kg, wzroście 169 cm i o współczynniku BMI=22,59 (rysunek 3.1.2.1) oraz sylwetka mężczyzny w wieku 52-54 lata, wzroście 182, wadze 85 kg i o współczynniku BMI=25,66 (rysunek 3.1.2.2).

Celem wymiarowania sylwetek było uzyskanie wartości parametrów obwodowych sylwetek, będących podstawą badań teoretycznych i eksperymentalnych.



*Rysunek 3.1.2.1. Sylwetka kobieca o współczynniku BMI = 22,59, (wzrost 169 cm, waga 64,5 kg) – skanatar (opracowanie własne)*

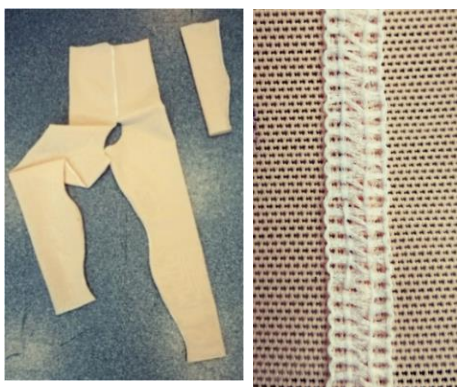


*Rysunek 3.1.2.2. Sylwetka męska o współczynniku BMI = 25,66 (wzrost 182cm, waga 85kg) – skanatar (opracowanie własne)*

### 3.1.3. Wstępne wyroby uciskowe dla potrzeb skanowania sylwetek w wyrobie uciskowym

Dla potrzeb oceny wpływu wyrobu na zmianę wielkości obwodów i w konsekwencji na zmianę nacisku jednostkowego zaprojektowano wyroby uciskowe (rysunek 3.1.3.1) o zamierzonej wartości nacisku  $P_{int} = 20 \text{ hPa}$ , wykonane techniką konfekcjonowania z trzygicelnicowej elastycznej dzianiny kolumienkowej o splotie lewo prawym i masie liniowej splotu wiążącego z teksturowanego jedwabiu poliamidowego wynoszącej 78 dtex (76%) oraz pionowych wątków z przędzy poliuretanowej o masie liniowej 48 dtex (24%) (grubość dzianiny w stanie swobodnym wynosi 0,508 mm).





*Rysunek 3.1.3.1. Przykładowe wyroby uciskowe (rękaw i reformy) zaprojektowane dla kobiety o BMI = 22,59 wraz z widokiem szwu (opracowanie własne)*



*Rysunek 3.1.3.2. Stanowisko łączenia elementów – 4-igłowa maszyna Autolap (opracowanie własne)*

Wyroby zszyto płaskim szwem, stosowanym powszechnie w tradycyjnej metodzie produkcji pooparzeniowych wyrobów uciskowych, na 4-igłowej maszynie szyjącej Autolap (rysunek 3.1.3.2), zakupionej w ramach wewnętrznego grantu dla Młodych Naukowców finansowanego z funduszu Młodych Naukowców Wydziału Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów Politechniki Łódzkiej o nr 14-146-2-2135. Celem wykonania powyższych wyrobów uciskowych było wyznaczenie z ich udziałem ponownego skanowania sylwetki dla potrzeb projektowania wyrobu docelowego. Na podstawie danych uzyskanych w wyniku skanowania sylwetek przeprowadzono ilościowe i jakościowe badania modelowe skupiające się na ocenie deformacji ciała pod wpływem ucisku oraz analizie ich wpływu na zmiany wartości nacisku jednostkowego na skutek podatności tkanek miękkich na ucisk. Następnie na przykładzie wybranych wyrobów uciskowych, w oparciu o opisaną w rozdziale 4.1 prawo Laplace’a, wyznaczoną wg procedury opisaną w rozdziale 4.2

charakterystykę mechaniczną dzianiny, wyniki wymiarowania damskiej i męskiej sylwetki (zał. 4) oraz opracowane algorytmy, zilustrowano procedurę projektowania wyrobów uciskowych o stałym i stopniowanym ucisku.

### **3.2. Projektowanie i modelowanie wyrobów uciskowych**

W niniejszej pracy podstawą teoretycznych i eksperymentalnych badań oraz procesu projektowania wyrobów uciskowych w stanie swobodnym  $G_{0i}$  jest opisane w rozdziale 4.1 prawo Laplace’a, wskazujące podstawowe parametry warunkujące zmiany wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  tj.: wartości siły  $F_i$  w funkcji wydłużenia względnego dzianiny  $\varepsilon_i$ , wielkości obwodu ciała  $G_i$  oraz jego promienie krzywizny  $R_i$ .

Dla potrzeb modelowania wyrobów uciskowych dokonano pomiaru właściwości mechanicznych dzianin oraz parametrów obwodowych sylwetek. Przeprowadzono również ocenę nacisku jednostkowego oferowanych na rynku gotowych wyrobów bezszwowych o stopniowanym nacisku metodą referencyjną opisaną w normach przedmiotowych.

### **3.2.1. Wymiarowanie sylwetek**

Proces pomiaru obwodów damskiej i męskiej sylwetki przeprowadzono tradycyjną techniką manualną. Na podstawie uzyskanych wartości zaprojektowano wyroby uciskowe na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego, w których następnie zwymiarowano sylwetki bezdotykową techniką skanowania 3D. Zastosowanie drugiej metody wymiarowania sylwetek wynika z ograniczeń metody tradycyjnej. Metoda skanowania w odróżnieniu do metody tradycyjnej umożliwia wyznaczenie rzeczywistej geometrii obwodów, będących podstawą wyznaczenia ich promieni krzywizny. Na podstawie uzyskanych wyników pomiarowych przeprowadzono ich analizę oraz wykonano jakościowe i ilościowe badania modelowe następujących uwarunkowań wartości nacisku jednostkowego:

- rzeczywistej geometrii obwodów ciała a cylindrycznym modelem ciała,
- zróżnicowanej długości promieni krzywizny,
- podatności ciała na ucisk i związanych z nią zmian parametrów obwodowych sylwetki,
- tolerancji wymiarowania sylwetki techniką skanowania 3D poprzez oszacowanie wartości odchylenia standardowego dla kolejnych obwodów sylwetki, wyznaczenie wartości maksymalnego błędu długości obwodu dla kolejnych skanów.

### **3.2.2. Uwarunkowania zmiany wartości nacisku.**

W pracy przeprowadzono jakościowe i ilościowe badania modelowe przyczyn zmian wartości nacisku jednostkowego wynikających z kolejnych etapów projektowania i wykonania wyrobów uciskowych w odniesieniu do cylindrycznych i rzeczywistych geometrii obwodów ciała. Analizę wpływu następujących uwarunkowań:

- metody wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianiny,
- dokładności metody wymiarowania sylwetki,
- wielkości obwodów, kształtu geometrii oraz zróżnicowanych długości promieni krzywizny,
- podatności ciała na ucisk,
- tolerancji wykonania wyrobu,
- obecności szwu,

przeprowadzono w sposób indywidualny oraz zagregowany.

## 4. METODYKA BADAŃ

### 4.1. Podstawy projektowania i modelowania wyrobów uciskowych

Obecnie często stosowaną w praktyce techniką projektowania wyrobów uciskowych stosowanych w terapii miejscowej jest, jak wspomniano w przeglądzie literatury, metoda „współczynnika redukcji”  $RF$ . Metoda ta polega na obliczeniu wartości długości obwodów w stanie swobodnym  $G_{oi}$  przez pomniejszenie pomierzonych wartości obwodów ciała  $G_i$  o wartości współczynnika  $RF$ , który dla ubioru początkowego wynosi 10% i 15%, 20% dla wyrobów kolejnych<sup>114,132,138,139,175</sup>. Wartość obwodu  $G_{oi} = G_i(1 - \frac{RF}{100})$ . Dokonując analizy tej metody dostrzeżono brak jej zgodności z metodą przedstawioną w raporcie technicznym CEN/TR 15831:2009 (E) oceny nacisku jednostkowego medycznych wyrobów pończosznicych opartą na prawie Laplace’a (4.1.1) poprzez wyznaczenie wartości siły wzdłużnej  $F$  w pasku dzianiny rozciąganej w pętli do wartości długości obwodu ciała  $G_i$ <sup>175</sup>. Brak zgodności metody projektowania wyrobów uciskowych metodą współczynnika redukcji  $RF$  z metodą opartą na prawie Laplace’a, udokumentowano na podstawie poniższych rozważań dla następujących danych:

- $RF=10\%$ ,
- zalecany przedział wartości nacisku jednostkowego dla I klasy ucisku  $P_i = 20 \div 28$  hPa,
- wartości względnej sztywności rozciągania  $c = 200, 500, 1000$  cN/cm,
- długość obwodów nogi damskiej (załącznik 4)  $G_i = 22,8 \div 56,3$  cm.

$$P_{i\_int} = \frac{2\pi \cdot F_i}{G_i \cdot s} = \frac{2\pi \cdot c \cdot \varepsilon}{G_i \cdot s} \dots\dots\dots(4.1.1)$$

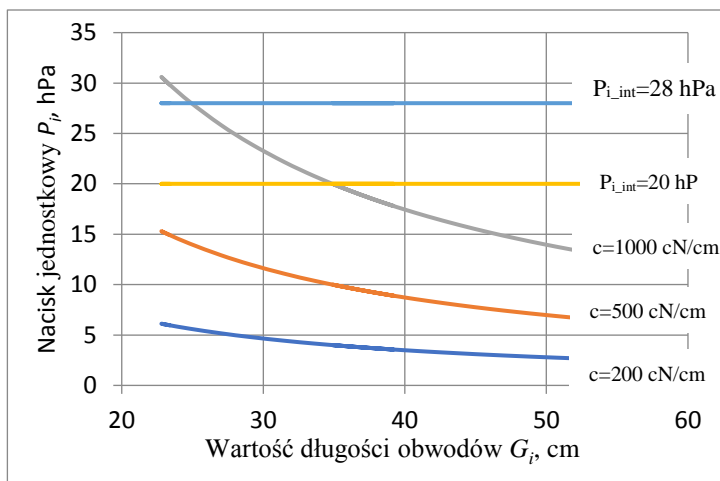
Wydłużenie względne będzie równe

$$\varepsilon = \frac{G_i}{G_i(1 - \frac{RF}{100})} - 1 \dots\dots\dots(4.1.2)$$

Po uproszczeniu równania (4.1.2) i po podstawieniu do równia (4.1.1) otrzymamy równanie (4.1.3)

$$P_{i\_int} = \frac{2\pi \cdot c \cdot RF}{G_i \cdot s(100 - RF)} \dots\dots\dots(4.1.3)$$

Po podstawieniu danych otrzymamy następujący wykres.



Rysunek 4.1.1. Wartości nacisku jednostkowego  $P_{i,int}$  w funkcji wartości długości obwodów nogi damskiej  $G_i$  dla trzech wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c=200, 500$  i  $1000$  cN/cm (opracowanie własne)

Z analizy rysunku 4.1.1 wynika, że tylko dla dzianiny o relatywnie wysokiej sztywności rozciągania  $c$  w niewielkim zakresie długości obwodów  $G_i$  wyrób spełniałby zalecania nacisku dla I klasy. Dla zakresu sztywności rozciągania  $c=200\div 500$  cN/cm, uzyskane wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  w całym zakresie długości obwodów nogi  $G_i$  leżą poniżej dolnego

przedziału I klasy.

W związku z tym, w celu opracowania ujednocionej metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych wspierających proces terapii zewnętrznej m.in. blizn pooparzeniowych i obrzęków limfatycznych, w niniejszej pracy za podstawę przeprowadzonych ilościowych i jakościowych badań przyjęto prawo Laplace’a, którego ogólną postać odnoszącą się do cylindrycznego modelu ciała (rysunek 4.1.2) przedstawia równanie

$$P_{i,int} = \frac{2\pi \cdot F_i}{G_i \cdot s} \dots \dots \dots (4.1.4),$$

gdzie:

$P_{i,int}$  [hPa] – zamierzona wartość nacisku jednostkowego dla  $i$ -tego obwodu ciała,

$F_i$  [cN] – siła obwodowa paska dzianiny  $s$  w  $i$ -tym obwodzie ciała,

$G_i$  [cm] – długość  $i$ -tego obwodu ciała,

$s$  [cm] – szerokość paska dzianiny.

Z powyższej zależności wynika, że istotny i bezpośredni wpływ na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego  $P_{i,int}$  ma wartość siły obwodowej  $F_i$  oraz wartość obwodu ciała  $G_i$ .

Zwiększenie dokładności wymiarowania obwodów ciała  $G_i$  można uzyskać poprzez zastąpienie powszechnie stosowanej tradycyjnej metody manualnej, bezdotykową techniką skanowania 3D<sup>192,193,194,195,196,197,198</sup>.

W celach projektowych siła obwodowa  $F_i$  w dzianinie powinna posiadać określoną wartość zależną od wielkości obwodu  $G_i$  i zamierzonej wartości nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$ .

Wartość siły obwodowej  $F_i$  w dzianinie niezależnie od jej rodzaju równa się wartości obliczonej z prawa Laplace'a, dla określonej wartości obwodu ciała  $G_i$  i zamierzonej wartości nacisku  $P_{i\_int}$ .

Stosowanie tej samej dzianiny dla różnych długości obwodów  $G_i$  sprawia, iż ważnym elementem w procedurze projektowania wyrobów uciskowych jest uwzględnienie w charakterystyce mechanicznej dzianiny (4.1.5) zróżnicowanych relacji między

parametrami  $F$  i  $\varepsilon$  w zależności od zakresu rozciągania

$$F = f(\varepsilon) \dots\dots\dots(4.1.5),$$

czyli eksperymentalnego związku między siłą obwodową  $F_i$  a wydłużeniem względnym dzianiny  $\varepsilon$ , określonym dla potrzeb modelowania wzorem

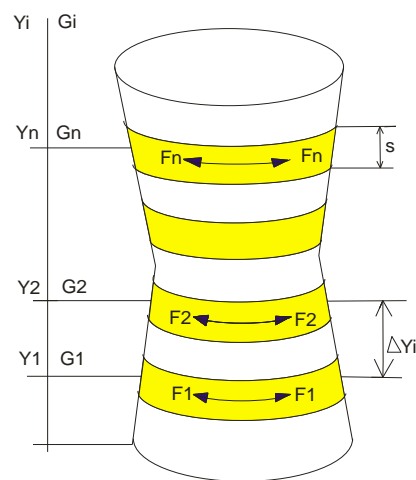
$$\varepsilon_i = \frac{G_i}{G_{0i}} - 1 \dots\dots\dots(4.1.6),$$

gdzie  $G_{0i}$  [cm] oznaczono  $i$ -ty obwód dzianiny wyrobu uciskowego w stanie swobodnym.

Przy wykorzystaniu trzech wyżej wymienionych zależności (4.1.4-6) oraz ich przekształceniu i rozwiązaniu względem  $G_{0i}$ , otrzymamy wymaganą wartość obwodów wyrobu uciskowego w stanie swobodnym  $G_{0i}$  dla zadeklarowanych wartości nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$  i odpowiadającym im długościom obwodów ciała  $G_i$ , gdyż  $G_{0i} = f(P_{i\_int}, G_i, F_i(\varepsilon_i))$ .

#### 4.2. Metoda wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin w postaci związku siły $F$ i wydłużenia względnego $\varepsilon$ dla potrzeb modelowania i projektowania wyrobów uciskowych<sup>219</sup>

W wielu artykułach, dla potrzeb modelowania wyrobów uciskowych autorzy przyjmują stałą wartość sztywności rozciągania niezależnie od wartości wydłużenia względnego, co



Rysunek 4.1.2. Poglądowy model części ciała o zróżnicowanych wartościach długości obwodów  $G_i$ , gdzie:  $G_1, G_2 \dots G_i$  – kolejne obwody części ciała,  $Y_1, Y_2 \dots Y_i$  – kolejne odległości położenia obwodów od podstawy,  $F_1, F_2 \dots F_i$  – wartości sił obwodowych w dzianinie uciskowej o szerokości paska  $s$  dla kolejnych obwodów,  $\Delta Y_i$  – odległość kolejnych obwodów od siebie<sup>231</sup>

w badaniach modelowych może zostać uzasadnione. Przykładem takich badań modelowych jest praca<sup>211</sup>, w której porównano wyniki oszacowań nacisku jednostkowego według modelu analitycznego wykorzystującego prawo Laplace'a oraz metodą elementów skończonych dla modelu cylindra i stożka, wskazując różnice na poziomie od 1% do 7%.

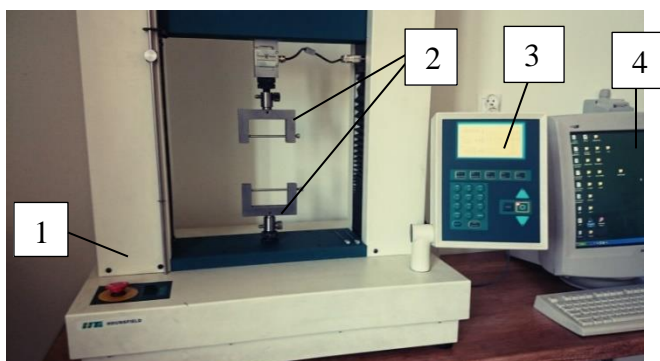
Analiza norm nie wskazała natomiast występowania rozwiązania opisującego metodę wyznaczania charakterystyki mechanicznej w postaci związku siły i wydłużenia w celach projektowych wyrobów uciskowych, która zbiorczo uwzględniałaby wiele zakresów wartości wydłużeń względnych. Dokumentem przedstawiającym metodę wyznaczania wartości siły  $F$ , ale w celach testowych wyrobów i oceny zgodności wartości nacisku z wartością normatywną dla zamierzonej klasy ucisku jest dotyczący medycznych uciskowych wyrobów pończosznicych projekt europejskiej normy prEN 12718:1997D. Opisany w nim sposób wyznaczania wartości siły  $F$  polega na 6-krotnym rozciąganiu próbki dzianiny na zrywarce do wartości wydłużenia odpowiadającej wartości obwodu nogi jedynie w pierwszym miejscu pomiaru i wyznaczeniu wartości siły  $F$  występującej bezpośrednio po 6 próbie rozciągania<sup>157</sup>. Choć w projekcie normy określona jest ilość procesów rozciągania, nie jest sprecyzowane, czy wartość siły wyznaczyć należy z fazy rozciągania, czy z postępu w fazie relaksacji naprężeń.

Zasadne zatem jest opracowanie zgodnej dla potrzeb zarówno projektowania, jak i testowania wyrobów uciskowych o zadanej wartości nacisku jednostkowego, nowej i dokładniejszej procedury wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianiny w postaci związku siły i wydłużenia, uwzględniającej rzeczywiste i naukowo uzasadnione wartości sił dzianiny poddanej cyklicznym odkształceniom w zakresie różnych wartości wydłużeń względnych. Wyniki badań dzianin elastycznych poddanych cyklicznemu procesowi rozciągania i odprężania wykazują występowanie znaczących różnic w wartościach sił dla tych samych wartości wydłużeń względnych dzianiny poddanej rozciąganiu do różnych ich wartości<sup>210, 220</sup>. Dlatego też, aby możliwie było zaprojektowanie wymiarów obwodów wyrobu uciskowego w stanie swobodnym  $G_0$  o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego  $P$ , konieczna jest znajomość dokładnej charakterystyki mechanicznej dzianiny w postaci eksperymentalnego związku siły i wydłużenia względnego  $F=f(\varepsilon)$ .

Wyznaczenie zróżnicowanych relacji między parametrami  $F$  i  $\varepsilon$ , wykonano dla reprezentatywnych wariantów dzianin (kolumnkowej i rządkowej), których budowę i parametry omówiono w rozdziale 3.1.1. Działiny z udziałem nitek elastomerowych.

Badania dzianin przeprowadzono w oparciu o normę przedmiotową PN-EN 14704-1:2006 dotyczącą wyznaczania sprężystości płaskich wyrobów tekstylnych metodą paska, na znajdującej się w Katedrze Technologii Dziewiarskich i Maszyn Włókienniczych Wydziału

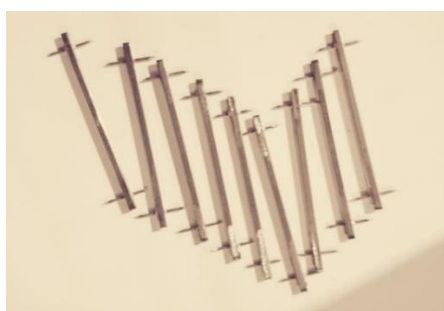
Technologii Materiałowych i Wzornictwa Tekstyliów Politechniki Łódzkiej uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej firmy Hounsfield z wykorzystaniem igieł stabilizujących szerokość dzianiny. Stanowisko pomiarowe wraz z akcesoriami przedstawiają rysunki 4.2.1-4.



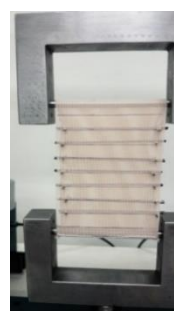
Rysunek 4.2.1. Budowa stanowiska pomiarowego służącego do wyznaczenia charakterystyki mechanicznej dzianiny metodą w pętli: 1.Zrywarka firmy Hounsfield, 2.Komplet zacisków trzpieniowych, 3.Panel sterowania, 4.Stacja wizualizacji wyników (opracowanie własne)



Rysunek 4.2.2. Dżianina w formie opaski zamocowana w uchwytych<sup>191</sup> wykorzystywanych w metodzie rozciągania w pętli (opracowanie własne)

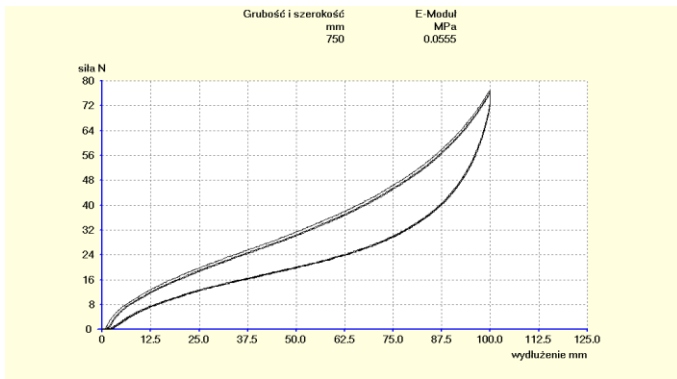


Rysunek 4.2.3. Komplet stabilizatorów igłowych o dwukierunkowych ostrzach (opracowanie własne)

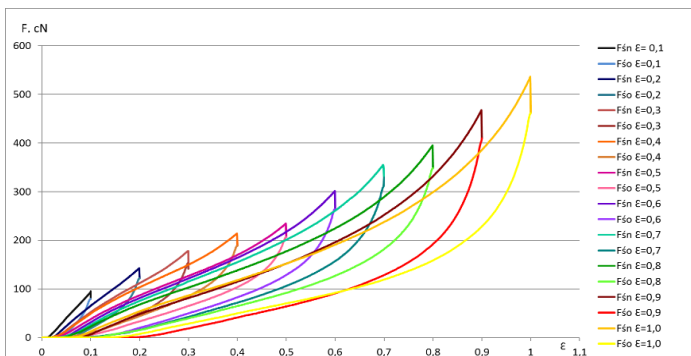


Rysunek 4.2.4. Próbkę w formie opaski umieszczoną w uchwytych wraz z zamocowanymi igłami stabilizującymi dżianinę podczas rozciągania (opracowanie własne)

Próbki dżianin o długości swobodnej 200 mm i szerokości 75 mm poddano cyklicznemu, jednoosiowemu procesowi rozciągania i odprężania ze stałą prędkością 200 mm/min i 60 sekundowym postojem między fazami. Badania przeprowadzono dla wartości wydłużeń względnych z zakresu  $\varepsilon \in \langle 0; 1,0 \rangle$  w oddzielnych zakresach rozciągania powiększanych o wartość wydłużenia  $\varepsilon = 0,1$ . Dla każdej wartości wydłużenia niezależnie zbadano 5 próbek, dla których kolejno wykonano 6 pętli histerezy. Przykład rejestracji wizualnej zmian wartości



Rysunek 4.2.5. Uzyskany w efekcie rejestracji danych przez urządzenie przykładowy wykres przedstawiający charakterystykę mechaniczną dzianiny kolumnienkowej w postaci 6 pętli histerezy dla wydłużenia względnego  $\epsilon=1,0$  (opracowanie własne)

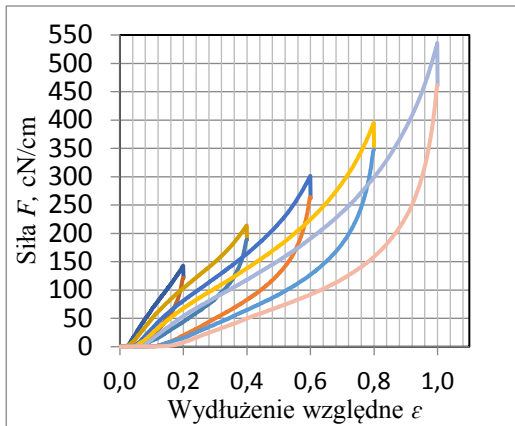


Rysunek 4.2.6. Zestawienie uśrednionych wartości siły  $F$  z niezależnych serii pomiarowych dla 6 pętli histerezy i wydłużeń względnych  $\epsilon \in \{0,1; 0,2; 0,3; 0,4; 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0\}$  przykładowego wariantu dzianiny (opracowanie własne)

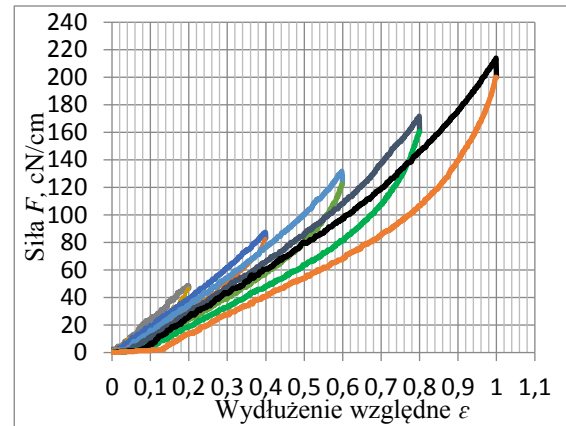
sił podczas procesu naprężania i odprężania dla jednej próbki dzianiny przedstawia rysunek 4.2.5. Przyjęcie wartości sił z 6. pętli histerezy wynika z warunków użytkowania wyrobów elastycznych i występowania zjawiska kondycjonowania mechanicznego oraz jego wpływu na zmiany wartości sił. Największe różnice między wartościami sił występują między pierwszą i drugą pętlą histerezy, w kolejnych pętlach histerezy są one coraz mniejsze i praktycznie zanikają po 5., 6. pętli. Rysunek 4.2.6 przedstawia przykładowe wyniki pomiarów wytrzymałościowych reprezentatywnej dzianiny kolumnienkowej w postaci uśrednionych z 5 pomiarów wartości sił z fazy naprężania, fazy postoju i fazy odprężania, dla 10 wartości wydłużeń względnych z zakresu  $\epsilon \in <0; 1,0>$ .

Rysunki 4.2.7 i 4.2.8. przedstawiają zmiany uśrednionych wartości siły w funkcji wydłużenia względnego dla reprezentacyjnych wariantów dzianin i wybranych kolejnych zakresów wydłużenia względnego powiększanych o 0,2 z 6. pętli histerezy dla fazy naprężania oraz odprężania.





Rysunek 4.2.7. Pętle histerezy dla kolejnych zakresów rozciągania dzianiny kolumnkowej z udziałem nitki elastomerowych w postaci wątku (wariant 1)<sup>219</sup>



Rysunek 4.2.8. Pętle histerezy dla kolejnych zakresów rozciągania rządkowej dzianiny platerowanej nitkami elastomerowymi (wariant 2)<sup>219</sup>

W obu przedstawionych przykładach dzianin, krzywe obrazujące zmiany sił w fazie rozciągania i w fazie odprężania wykazują zróżnicowane wartości sił w zakresie wspólnych wartości wydłużenia względnego w różnych zakresach rozciągania. Jak wynika z powyższych wykresów, zwiększająca się wartość wydłużenia względnego, do której dzianiny poddawane są procesowi rozciągania, wiąże się z otrzymaniem dla adekwatnych wartości parametru  $\varepsilon$ , mniejszych wartości sił dla obu faz.

W związku z powyższym, uwzględnienie w procedurze projektowania wyrobów uciskowych funkcji opisującej zależność siły od wydłużenia  $f = F(\varepsilon)$  jedynie dla maksymalnego jego zakresu np. dla  $\varepsilon = 1$ , będzie prowadzić w przypadku stosunkowo małych wartości obwodów ciała do znaczącego zawyżenia wartości nacisku jednostkowego  $P$ .

Wyjaśniając powyższe zjawisko na przykładzie dzianiny kolumnkowej i oszacowań wynikających z przekształcenia równania Laplace'a (równanie 4.1.4):

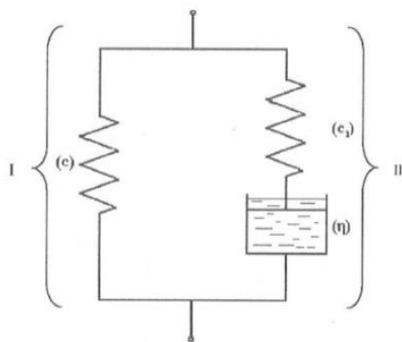
- dla wartości obwodu  $G_1 = 18$  cm oraz zamierzonej wartości nacisku  $P = 20$  hPa, wartość siły dla paska dzianiny o szerokości  $s = 1$  cm wynosi  $F = \frac{P \cdot G_1 \cdot s}{2\pi} = 57$  cN, którą uzyskuje się przy wydłużeniu  $\varepsilon = 0,2$ , gdy rozciągamy dzianinę do wartości  $\varepsilon = 1$ .
- dla zakresu rozciągania dzianiny, jedynie do wartości wydłużenia względnego  $\varepsilon = 0,2$ , wartość siły w chwili postoju wynosi  $F = 121$  cN. Będzie to skutkowało wartością nacisku jednostkowego zgodnie z prawem Laplace'a  $P = 42,2$  hPa, a nie jak uwzględniono w procedurze projektowania  $P = 20$  hPa.

W nawiązaniu do powyższego, w celu wyeliminowania przyczyny zmian wartości nacisku wynikającej z metody wyznaczania charakterystyki mechanicznej w postaci funkcji

siły i wydłużenia w procedurze projektowania wyrobów uciskowych, należy w tym etapie uwzględnić zróżnicowane relacje między wydłużeniem względnym a siłą w zależności od zakresu rozciągania. Z racji tego do uogólnionej charakterystyki mechanicznej dzianiny przyjęto wartości siły wyznaczone dla znacznej w porównaniu ze wskazaną w normie przedmiotowej liczą podzakresów rozciągania, czyniąc to ujęcie dokładniejszym od dotychczasowego.

Aby wskazać wartości siły z charakterystyk rozciągania i odprężania dzianiny, które należy przyjąć do opisu związku siły z wydłużeniem względnym, dokonano analizy wyników badań sekwencji procesu odkształceń dzianiny w ujęciu reologicznym, uwzględniając warunki użytkowania medycznych wyrobów uciskowych.

Dzianiny stosowane w terapii uciskowej są materiałami elastycznymi, podlegającymi prawom ciała lepko-sprężystego, którego zachowanie można zinterpretować reologicznym modelem Zenera (rysunek 4.2.9), w którym występuje równoległe połączenie członu Hooke'a oraz członu Maxwella, będącego szeregowym połączeniem ciała Hooke'a i ciała Newtona, posiadającego zdolność do nieustalonego pełzania, ustalonej relaksacji naprężeń oraz do rozpraszania energii<sup>221</sup>.



Rysunek 4.2.9. Reologiczny trójelementowy model Zenera: I-człon Hooke'a, II-człon Maxwella,  $c, c_1$  – stałe sprężystości,  $\eta$  - lepkość dynamiczna<sup>220</sup>

Model Zenera posiada dwa rodzaje połączeń elementów, dla których w przypadku połączenia równoległego – naprężenia sumują się, a odkształcenia są takie same, natomiast dla połączenia szeregowego – odkształcenia elementów sumują się, a naprężenia są takie same<sup>222</sup>. Dokładne wyjaśnienie teorii i modeli sprężystości, opisuje

Nowicki w monografii<sup>223</sup>, natomiast reologię przędz elastycznych, które nadają właściwości reologicznych dzianinom uciskowym w swojej rozprawie doktorskiej<sup>224</sup> przedstawiła Pietruszewska.

W pracy<sup>221</sup> opisano za pomocą równania różniczkowego (4.2.2) wynikającego z reologicznego, trójelementowego modelu Zenera, klasyczny proces relaksacji sił w dzianinie podczas jej długotrwałego użytkowania.

Związek pomiędzy wydłużeniem względnym dzianiny  $\epsilon$ , wartością siły rozciągającej  $F$  oraz czasem działania tej siły  $t$ , jakościowo opisuje wynikające z modelu reologicznego równanie<sup>225</sup>

$$F + \frac{\eta}{c_1} \frac{dF}{dt} = c \cdot \varepsilon + (c + c_1) \frac{\eta}{c_1} \frac{d\varepsilon}{dt} \dots \dots \dots (4.2.1),$$

gdzie:

$F$ – siła, cN/cm

$c, c_1$ – względne stałe sprężystości, cN/cm

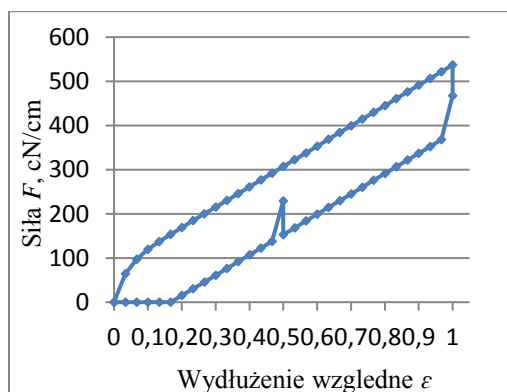
$\eta$  - względna lepkość dynamiczna, cN·s/cm

$\varepsilon$  - wydłużenie względne.

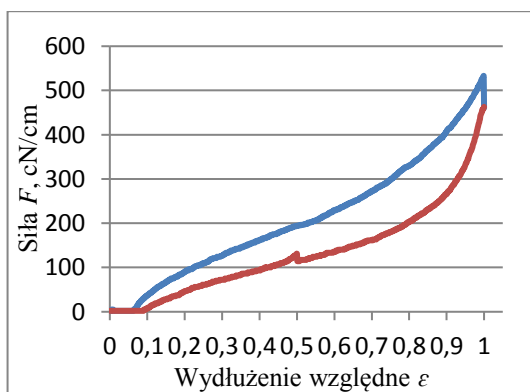
Zakładając, że prędkość narastania odkształceń względnych  $\frac{d\varepsilon}{dt} = const.$  i początkowa siła rozciągania  $F_0 = 0$ , otrzymamy równanie opisujące zjawisko rozciągania

$$F_D = c \cdot \varepsilon + \eta \cdot \frac{d\varepsilon}{dt} \left(1 - e^{-\frac{t \cdot c_1}{\eta}}\right) \dots \dots \dots (4.2.2).$$

Obliczając według równania (4.2.3) wartość siły  $F_D$  podczas dynamicznego procesu rozciągania reprezentatywnej dzianiny kolumienkowej (wariant 1) w warunkach rozciągania  $\frac{d\varepsilon}{dt} = const., F_0 = 0$ , wydłużenia względnego  $\varepsilon = 1$  osiągniętego po czasie  $t = 30$  s (tj.  $\frac{d\varepsilon}{dt} = 0,03333$ ) oraz dla wartości parametrów reologicznych  $c = 460$  cN/cm,  $c_1 = 400$  cN/cm,  $\eta = 2114$  cN·s/cm wynosi  $F_D = 530,2$  cN/cm. Oszacowana wartość dla paska dzianiny o szerokości 1 cm odpowiada wynikom przedstawionym na rysunku 4.2.12, uzyskany w badaniu eksperymentalnym.



Rysunek 4.2.10. Wykres histerezy według standardowego, trójelementowego modelu Zenera<sup>219</sup>



Rysunek 4.2.11. Doświadczalny wykres histerezy dla kolumienkowej dzianiny z udziałem nitek elastomerowych w postaci wątku<sup>219</sup>

W momencie uzyskania krańcowej wartości wydłużenia względnego  $\varepsilon$ , a tym samym jednoczesnego zatrzymania procesu rozciągania, prędkość narastania odkształceń względnych  $\frac{d\varepsilon}{dt} = 0$ , powodując skokowe zmniejszenie wartości siły, wynikające z przejścia z fazy naprężania w fazę relaksacji naprężeń.

Równanie opisujące proces relaksacji zgodnie z modelem Zenera, dla przyjętych parametrów reologicznych oraz warunków pomiarowych i warunków zachodzenia zjawiska  $\varepsilon = \text{const.}$ ,

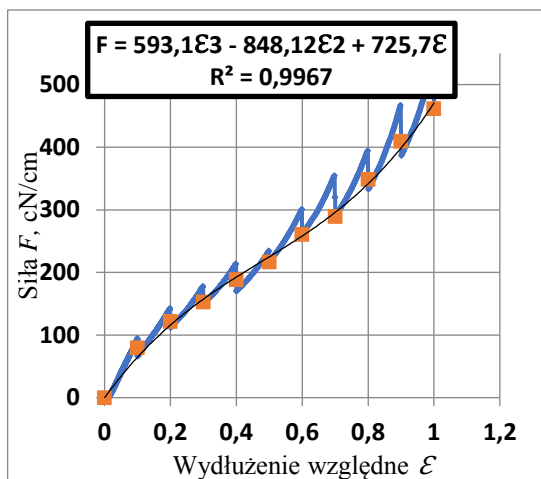
$\frac{d\varepsilon}{dt} = 0$  uzyska postać

$$F_R = c \cdot \varepsilon + c_1 \cdot \varepsilon \cdot \left( e^{-\frac{t \cdot c_1}{\eta}} \right) \dots \dots \dots (4.2.3).$$

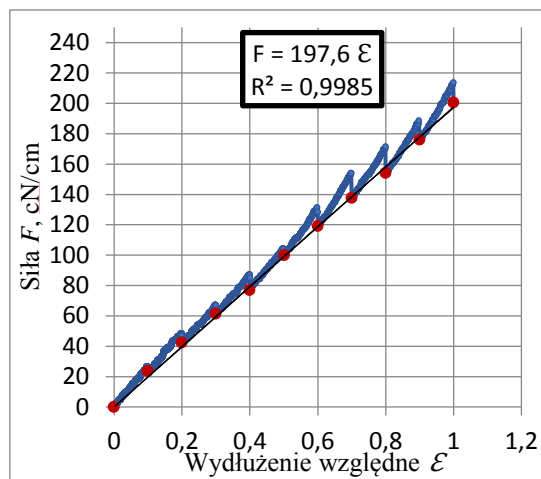
Dla powyższych danych oszacowana wartość siły w chwili postoju wynosi  $F_R = 461,4$  cN/cm. Różnica wartości sił z dynamicznego procesu rozciągania oraz procesu relaksacji wynikającego z postoju wynosi  $\Delta F = F_D - F_R = 68,8$  cN/cm. W zależności od długości trwania czasu postoju następuje konsekwentne skokowo zmniejszanie wartości sił, co wynika z budowy modelu reologicznego, w którym zarówno w fazie naprężania, jak i odprężania za przebieg procesu relaksacji naprężeń odpowiedzialny jest człon Maxwella, w którym człon wiskotyczny, czyli tłumik przejmuje odkształcenia sprężyny o sztywności  $c_1$ . Maksymalna siła uzyskana w procesie dynamicznego rozciągania jest skutkiem rozciągania sprężyn.

Przebieg relaksacji sił opisuje wyrażenie  $\exp^{-\frac{t \cdot c_1}{\eta}}$ , świadczące o tym, że siły te zależą odwrotnie wykładniczo do czasu ich występowania. Teoretycznie wraz z upływem czasu ( $t \rightarrow \infty$ ) człon  $\exp^{-\frac{t \cdot c_1}{\eta}}$  dąży do zera. Należy jednak podkreślić, że na przykład w czasie postoju w fazie odprężania następuje wzrost wartości siły  $F$ , gdyż człon  $\eta \frac{d\varepsilon}{dt}$  z wartości ujemnej zmienia wartość na równą 0, co powoduje, że relacje między parametrami reologicznymi i warunkami pomiaru ponownie opisuje równanie opisujące przebieg fazy relaksacji naprężeń. Dowodzą temu zarówno zilustrowane symulacje modelowe (rysunek 4.2.10), jak i test empiryczny (rysunek 4.2.11). Nieliniowości układu i anizotropia właściwości lepko sprężystych dzianiny wyjaśniają widoczne różnice między przebiegiem zmienności funkcji oraz uzyskanymi wartościami z obliczeń modelowych i eksperymentalnych.

W następstwie przeprowadzonych powyżej rozważań oraz długotrwałych warunków użytkowania wyrobów uciskowych o charakterze spoczynkowym, do charakterystyki mechanicznej dzianin w postaci funkcji siły i wydłużenia względnego przyjęto wartości sił z fazy relaksacji w momencie postoju po zatrzymaniu procesu rozciągania dla wartości z 6. pętli histerezy poszczególnych podzakresów rozciągania<sup>219</sup>. Poniższe wykresy przedstawiają docelową postać charakterystyk mechanicznych badanych dzianin uciskowych w postaci funkcji siły i wydłużenia względnego, uwzględniająca zachodzące różnice w relacjach między wartościami  $F$  i  $\varepsilon$  w zależności od zakresu rozciągania i właściwości reologicznych.



Rysunek 4.2.12. Wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy dla różnych zakresów rozciągania (wariant 1)<sup>219</sup>



Rysunek 4.2.13. Wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy dla różnych zakresów rozciągania (wariant 2)<sup>219</sup>

#### 4.3. Metoda wyznaczania wielkości obwodów ciała<sup>198,226</sup>

Drugim kluczowym etapem procedury projektowania wyrobów uciskowych jest wymiarowanie sylwetki w celu wyznaczenia prawidłowych wielkości obwodów ciała. Choć coraz częściej pomiarów dokonuje się za pomocą urządzeń wykorzystujących technologię skanowania 3D, w praktyce nadal powszechnie stosowana jest metoda manualna.

Tradycyjny sposób wymiarowania przeprowadzany jest jednokrotnie, jest czasochłonny, a jego dokładność zależy od umiejętności osób go wykonujących<sup>53</sup>. Proces skanowania sylwetki przebiega natomiast w dużo krótszym czasie, eliminuje przyczyny rozrzutu danych związane z umiejętnościami osoby zdejmującej miarę oraz sposobem jego wykonania<sup>53,198</sup>, a także umożliwia wizualizację rzeczywistej geometrii obwodów ciała, która nie posiada kształtu idealnego okręgu będącego modelem, do którego odnosi się ogólna postać prawa Laplace'a.

W publikacjach<sup>210</sup> i <sup>226</sup> omówiono podstawy modelowania medycznych wyrobów uciskowych stosowanych w terapii miejscowej na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego dla obwodów o zmiennych wartościach promieni krzywizny, określonych w wyniku zastosowania technologii skanerów 3D.

Dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych wspomagających proces terapii zewnętrznej wymagana jest duża dokładność pomiaru wartości obwodu  $G_i$ , gdyż zgodnie z prawem Laplace'a oddziałuje ona na wartość wywieranego nacisku, który powinien być zgodny z medycznymi wytycznymi, w szczególności w terapii miejscowej. Konieczne jest zatem wykonanie dodatkowych badań dokładności pomiarowej wyznaczanych parametrów

geometrycznych obwodów ciała, otrzymanych w celu projektowania medycznych wyrobów uciskowych w efekcie skanowania sylwetki ludzkiej 3D.

W niniejszej rozprawie zostanie to osiągnięte w wyniku określenia niepewności pomiarów obwodów ciała  $G_i$ , scharakteryzowanej poprzez niepewność standardową (odchylenie standardowe) i niepewność maksymalną (błąd maksymalny).

Jak dotąd wymiarowanie sylwetki wykonywane jest bez wyrobu uciskowego, co nie uwzględnia zasygnalizowanej w pracach<sup>220</sup> i<sup>226</sup>, a możliwej do wizualizacji oraz określenia wykorzystując metodę skanowania 3D, deformacji obwodów ciała pod wpływem ucisku.

W związku z powyższym w niniejszej pracy, pomiary antropometryczne sylwetek wykonano techniką skanowania 3D w dwóch wariantach, bez wyrobu uciskowego i w wyrobie uciskowym, zaprojektowanym zgodnie z prawem Laplace'a w oparciu o manualne pomiary ciała (zał.2).

Proces wymiarowania przeprowadzono w ramach stażu doktoranckiego w Zakładzie Technologii Dzieżarskich i Odzieżownictwa w Sieci Badawczej Łukasiewicz – Instytucie Włókiennictwa w Łodzi, na wykorzystującym optyczną triangulację światła (technologia laserowa) urządzeniu VITUS Smart XXL 3D firmy Human Solutions GmbH z oprogramowaniem ANTHROSCAN, będącym obecnie najlepszym systemem do planowania, wykonywania i oceny seryjnych pomiarów i badań<sup>202</sup>, w oparciu o wdrożoną metodykę zgodną z międzynarodową normą ISO 20685:2010 *3-D metody skanowania dla kompatybilnych na całym świecie antropometrycznych baz danych* oraz standardami ISO 7250 *Podstawowe pomiary ludzkiego ciała pod kątem projektowania technologicznego* i ISO 8559 *Oznaczenie rozmiaru ubrań*.

Ponadto wykonano dodatkowe skany kończyn górnych i dolnych sylwetki damskiej (o współczynniku BMI = 17,72) i męskiej (o współczynniku BMI = 29,37). Pomiary te wykonano w Politechnice Krakowskiej (partner projektu) z wykorzystaniem skanerów światła strukturalnego w dwóch wariantach:

- dookólny skaner przestrzenny z możliwością obrotu optyki skanującej wokół ciała pacjenta. Zastosowano kamery o rozdzielczości 1,3 Mpix. Skaner przeznaczony jest do pomiaru kończyn górnych;
- skaner przestrzenny z platformą obrotową umożliwiającą obrót pacjenta. Zastosowano kamery o rozdzielczości 2,8 MPix. Skaner przeznaczony jest do pomiaru kończyn dolnych i tułowia. Optyka skanera jest sterowana poprzez program FlexScan3D.

Zastosowanie wyżej wymienionych skanerów podyktowane było faktem możliwości opracowanego w Politechnice Krakowskiej programu komputerowego, który dla otoczenia

wybranego przekroju o szerokości 20 mm (10 mm powyżej i poniżej przekroju) generuje otoczkę wypukłą, co symuluje pomiar pacjenta z wykorzystaniem giętkiego przymiaru liniowego o szerokości 20 mm. Eliminuje to błędy zawyżające wyniki pomiarów w skanerach komercyjnych, w których zliczanie długości obwodów odbywa się wzdłuż powierzchni, gdzie obszary wklęsłe i wypukłe generują zawyżanie długości obwodów. Dla celów badań eksperymentalnych wykonano wyroby uciskowe dla damskiej oraz męskiej nogi i ręki.

Widok stanowiska pomiarowego urządzenia VITUS Smart XXL 3D oraz pozycji pomiarowych przedstawiają powyższe rysunki - 4.3.1 i 4.3.2. Pomiary damskich i męskich sylwetek wykonano w 5 niezależnych seriach pomiarowych, w dwóch etapach tj. bez wyrobu uciskowego oraz w zaprojektowanych zgodnie z prawem Laplace'a na wartość nacisku  $P=20hPa$  wyrobach uciskowych.

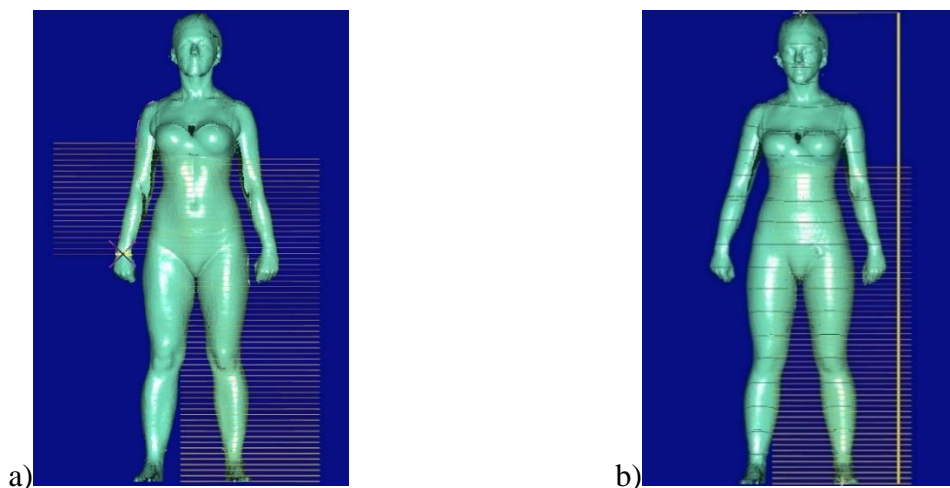


Pozycja 1.      Pozycja 2.

Rysunek 4.3.1. Widok a) komputerowego stanowiska operacyjnego skanera, służącego do rejestracji, archiwizacji i analizy danych pomiarowych (rys. własnego autorstwa) oraz b) widok wnętrza kabiny wyposażonej w 4 skanery oraz wzorcową sylwetkę<sup>227</sup>

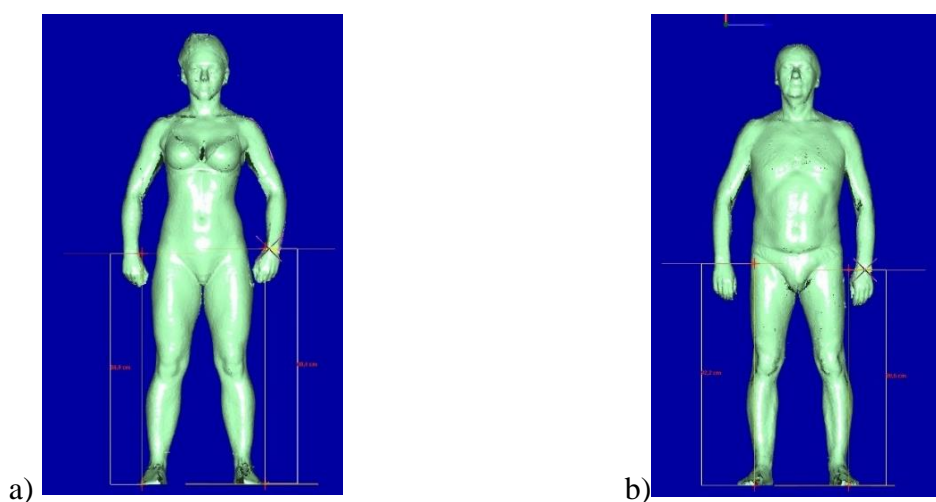
Rysunek 4.3.2. Pozycjonowanie sylwetki – skanowanie ciała według PN-EN 13402<sup>201</sup>

W wyniku skanowania uzyskano interaktywne skanatory oraz automatycznie obliczone w oprogramowaniu ScanWorX dane pomiarowe charakteryzujące całą sylwetkę tj. łącznie 166 wymiarów, z których wyselekcjonowano 20 podstawowych wartości obwodów (zał. 3). Przykład skanatorów dla sylwetki damskiej bez wyrobu i w wyrobie uciskowym przedstawia rysunek 4.3.3.



Rysunek 4.3.3. Skanatar sylwetki kobiety a) bez wyrobu uciskowego i b) w wyrobie uciskowym – reformach i rękawie (opracowanie własne)

Analiza danych wskazuje występowanie różnic w wysokości wymiarowanych obwodów zarówno między stronami sylwetki w jednej serii skanowania, jak i pomiędzy niezależnymi seriami. Różnice te wynikają m.in. z pozycjonowania sylwetki (postawa, rozstaw nóg, ułożenie rąk, usytuowanie środka ciężkości), co na przykładzie różnej wysokości linii prawego i lewego nadgarstka kobiety oraz mężczyzny dokumentują poniższe rysunki.



Rysunek 4.3.4. Zróżnicowana wysokość linii nadgarstka prawej i lewej ręki sylwetki kobiecej i męskiej w jednej z pozycji skanowania, gdzie w przypadku: a) sylwetki damskiej -  $Y_i$  dla ręki prawej wynosi 86,9 cm natomiast dla ręki lewej 88,4 cm, b) sylwetki męskiej -  $Y_i$  dla ręki prawej wynosi 92,2 cm natomiast dla ręki lewej 89,5 cm (opracowanie własne)

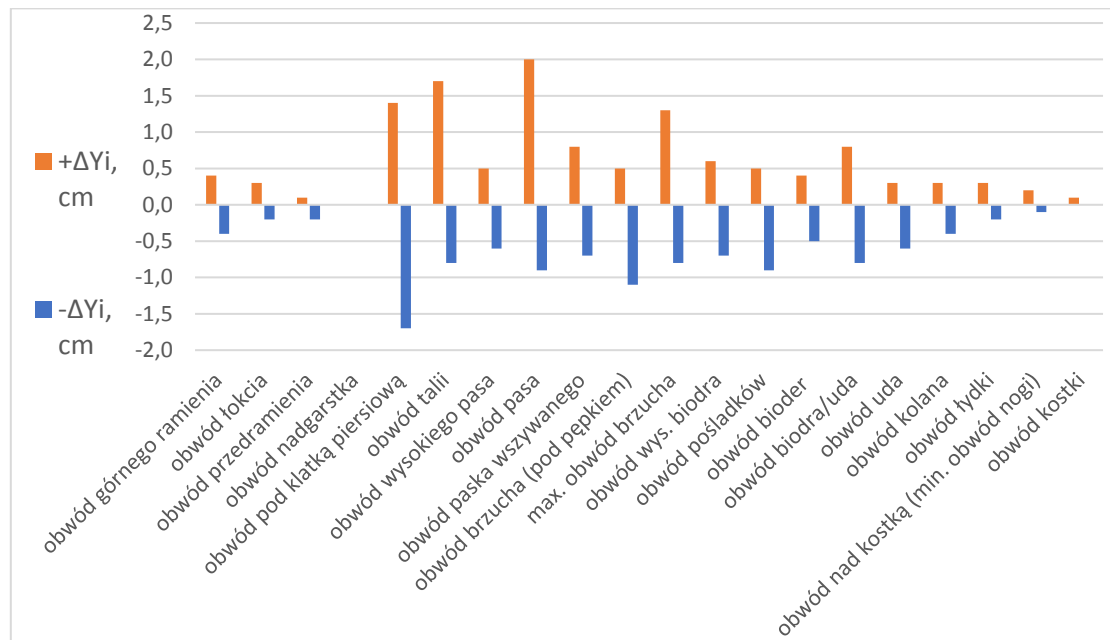
W celu określenia zróżnicowania rozkładu zmiennych, oszacowano rozstęp wartości wysokości pomiaru, określony wzorem

$$R_{Yi} = Y_{i\_max} - Y_{i\_min} \dots \dots \dots (4.3.1).$$



Zakres wartości rozstępu wysokości automatycznie wyznaczonych części obwodów dla sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego wynosi  $R_{Y_i} = 0 \div 2,9$  cm, gdzie wartość 0 wynika z przyjęcia nadgarstka jako podstawy pomiarów ręki i jednoczesnego pominięcia różnicy jego wysokości od podłoża w seriach pomiarowych.

Tolerancja wymiarowania techniką skanowania 3D w zakresie kolejnych wysokości  $Y_i$  wyselekcjonowanych spośród wskazanych automatycznie obwodów ciała bez wyrobu uciskowego  $G_i$  na przykładzie sylwetki damskiej określono na podstawie różnic między wartością średnią wysokości  $Y_i$  dla każdego miejsca pomiaru z pięciu serii a wartością maksymalną i minimalną (zał.4). Tolerancję wysokości automatycznie wyznaczonych obwodów z 5 niezależnych serii skanowania na przykładzie sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego przedstawia rysunek 4.3.5.



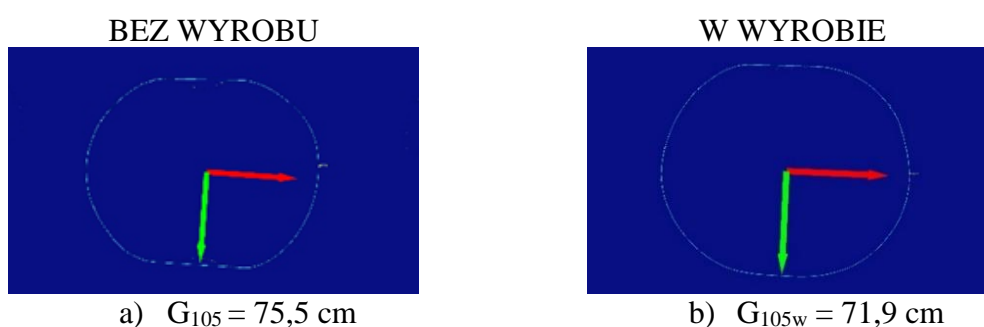
Rysunek 4.3.5. Tolerancja wymiarowania wysokości wyselekcjonowanych spośród automatycznie wytypowanych obwodów sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego dla 5 niezależnych serii skanowania (opracowanie własne)

Dla obwodów ręki różnice między wartością średnią wysokości pomiaru a wartością minimalną i maksymalną nie przekraczają wartości  $\Delta Y_i \pm 0,5$  cm. Dla obwodów nogi różnice między wartością średnią pomiaru wysokości a wartością minimalną i maksymalną, dla kończyny dolnej do wysokości uda, również nie przekraczają tej wartości. Z kolei dla tułowia wartości oszacowanych różnic wartości wysokości pomiaru stanowiąc przekraczają wartości  $\Delta Y_i \pm 0,5$  cm dążąc w szczególności na wysokości pasa, talii oraz pod biustem do wartości  $\Delta Y_i \pm 2,0$  cm.

Występujące różnice wskazują problem powtarzalności wyników pomiarów oraz porównania analogicznych obwodów ciała bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Trudności te zostały zasygnalizowane przez autorki prac <sup>199</sup> i <sup>200</sup>, które spotkały się z problemem dopasowania analogicznych odpowiedników obwodów poddanych pomiarom techniką manualną i skanowania, wynikającym z trudnościami w uchwyceniu punktu odniesienia do punktu pomiarowego. Choć w opinii autorek występujące różnice uzyskanych uśrednionych wartości długości i obwodów w obu technikach pomiarowych nie są istotne pod względem wykorzystania ich w celach konstrukcyjnych odzieży tradycyjnej, w odniesieniu do projektowania specjalistycznej odzieży uciskowej stosowanej szczególnie w terapii miejscowej, ściśle określona wysokość pomiaru obwodu i jego wielkość odgrywają istotną rolę. W związku z powyższym w celu wyznaczenia w sposób jak najbardziej dokładny wysokości analogicznych obwodów ciała w wyrobie i bez wyrobu uciskowego wykonano manualne wymiarowanie interaktywnych skanarów na równych wysokościach  $Y_i$ . W dalszych badaniach pominięto różnice pomiędzy stronami przeprowadzając je jedynie dla prawych kończyn.

Manualne wyznaczenie wielkości oraz rzeczywistej geometrii obwodów ciała na interaktywnych skanatach wykonano wykorzystując oprogramowanie pomiarowe ScanWorX, w równych odstępach  $\Delta Y_i$  dla nóg i tułowia rozpoczynając od linii kostki (znajdującej się na wysokości 8 cm od podłoża), natomiast dla ręki od linii nadgarstka. Łącznie dla obu sylwetek bez wyrobu uciskowego i w wyrobie uciskowym określono 3110 wartości długości obwodów (dla pięciu serii skanowania) oraz 834 geometrii obwodów (dla jednej serii skanowania każdego wariantu sylwetki). Przykładowe geometrie i wielkości obwodu tułowia bez i w wyrobie uciskowym na wysokości od podstawy  $Y_i = 105$  cm, z jednej niezależnej serii skanowania na przykładzie sylwetki damskiej przedstawiają poniższe rysunki 4.3.6 a) i b).

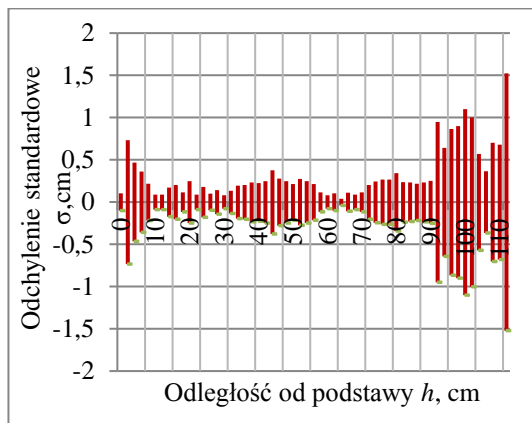
OBWÓD SYLWETKI DAMSKIEJ NA WYSOKOŚCI OD PODSTAWY  $Y_i = 105$  cm



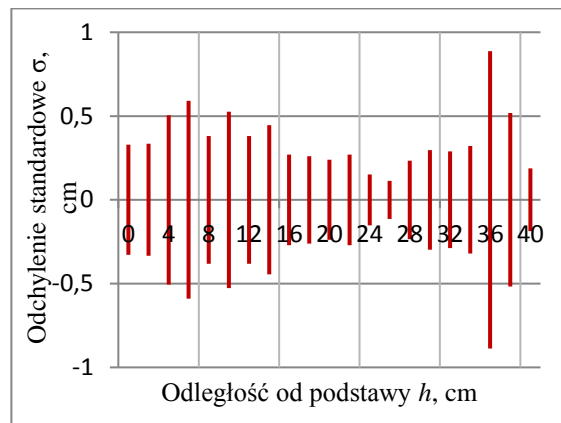
Rysunek 4.3.6. Wizualizacja geometrii przykładowego obwodu tułowia kobiety na wysokości  $Y_i = 105$  cm, a) bez i b) w wyrobie uciskowym wraz z określoną wielkością (opracowanie własne)

Na podstawie wyznaczonych wartości obwodowych obu sylwetek z 5 niezależnych serii skanowania sylwetek bez wyrobu uciskowego i w wyrobie uciskowym, oszacowano średnie wartości obwodów tułowia oraz prawej górnej i dolnej kończyny, znajdujących się od siebie w odstępach  $\Delta Y_i = 2$  cm (zał. 4).

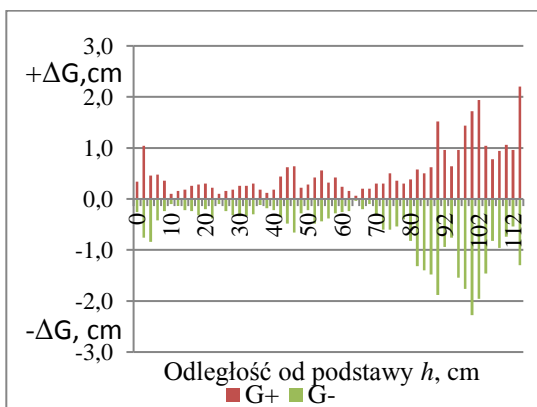
W celu określenia niepewności pomiarów obwodów ciała  $G_i$ , wyznaczono odchylenie standardowe i błąd maksymalny (rysunek 4.3.7 i 4.3.8). Następnie na podstawie różnic między wartością średnią dla każdego obwodu z pięciu serii pomiarowych a wartością maksymalną i minimalną określono tolerancję wymiarowania obwodów ciała kobiety za pomocą skanera 3D. Szacowania wykonano na przykładzie sylwetki damskiej (rysunek 4.3.9 i 4.3.10). Dla wielu obwodów różnice między wartością średnią a wartością minimalną i maksymalną przekraczają wartość  $\Delta G \pm 1$  cm.



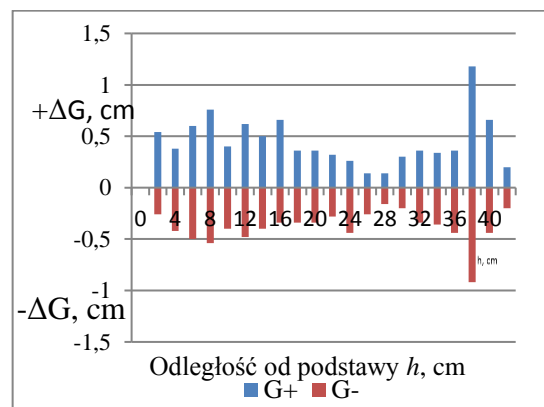
Rysunek 4.3.7. Odchylenie standardowe długości kolejnych obwodów nogi i tułowia bez ubioru uciskowego<sup>198</sup>



Rysunek 4.3.8. Odchylenie standardowe długości obwodów ręki bez ubioru uciskowego<sup>198</sup>



Rysunek 4.3.9. Tolerancje wymiarowania sylwetki damskiej dla kolejnych obwodów nogi i tułowia bez wyrobu uciskowego za pomocą skanera 3D<sup>198</sup>

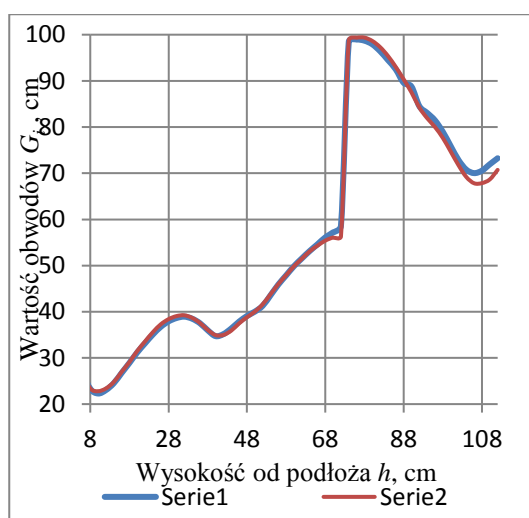


Rysunek 4.3.10. Tolerancje wymiarowania sylwetki damskiej dla kolejnych obwodów ręki bez wyrobu uciskowego za pomocą skanera 3D<sup>198</sup>

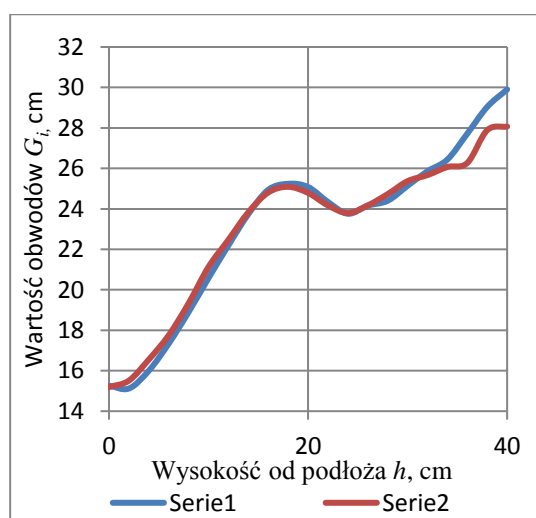
Największe różnice w wielkości obwodów występują na wysokości tułowia, co uwarunkowane jest poza wskazanym wcześniej pozycjonowaniem sylwetki, głównie momentem oddechu osoby mierzonej.

Z powyższych rozważań wynika, że jednokrotne wyznaczenie długości obwodów ciała techniką skanowania 3D dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego jest w świetle przeprowadzonych badań niewystarczające, dlatego też powinno być poprzedzone oceną niedokładności pomiarowej oraz określeniem niezbędnej liczby pomiarów w celu wyeliminowania błędów wymiarowania.

W celu wyznaczenia zmian wartości obwodowych pod wpływem wyrobu uciskowego, wyznaczono przedstawione na rysunku 4.3.11 - dla nogi i tułowia oraz rysunku 4.3.12 dla ręki, różnice średnich wartości obwodów sylwetki damskiej bez i w wyrobie uciskowym. W wariacie sylwetki w wyrobie uciskowym, krańce wyrobu znajdowały się dla nogi poniżej linii kostki i na linii tuż pod biustem, natomiast dla ręki poniżej linii nadgarstka i na wysokości dołu pachowego. Wysokość pomiaru dla nogi i tułowia liczona była od podłoża, dla ręki od linii nadgarstka.



Rysunek 4.3.11. Średnie wartości obwodów nogi i tułowia sylwetki kobiety bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Seria 1- wartości obwodów bez wyrobu, seria 2 -wartości obwodów w wyrobie <sup>198</sup>



Rysunek 4.3.12. Średnie wartości obwodów dla ręki kobiety bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Seria 1- wartości obwodów wyrobu, seria 2 -wartości obwodów w wyrobie <sup>198</sup>

Powyższe wykresy obrazują występowanie różnic obwodowych w obszarze tkanek miękkich. Największe różnice wielkości obwodów sylwetki zlokalizowano w miejscu tułowia. Wynika to z faktu występowania stosunkowo mniejszej niż w przypadku kończyn, czy wysokości bioder, ilości tkanki kostnej, a większej podatnych na ucisk „obszarów miękkich”.

W celu uogólnienia wizualizacji występujących zmian w wartościach obwodów w wyrobie uciskowym i bez wyrobu, obliczono procentowe różnice średnich długości obwodów na podstawie zależności

$$D\% = \frac{G_{is} - G_{iw_s} - 2\pi g}{G_{is}} 100\% \dots \dots \dots (4.3.2),$$

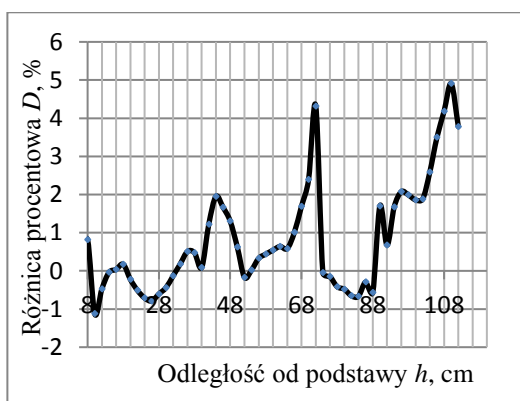
gdzie:

$G_{is}$  – średnia wielkość obwodu bez wyrobu uciskowego  $G_i$ , cm

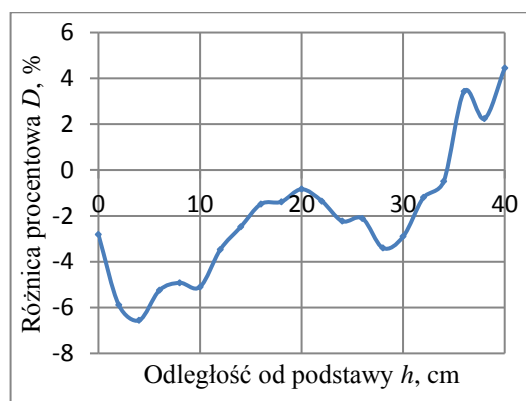
$G_{iw_s}$  – średnia wielkość obwodu w wyrobie uciskowym  $G_{iw}$ , cm

$2\pi g$  – obecność wyrobu, cm, gdzie  $g$  oznacza grubość dzianiny, cm.

Wyniki obliczeń przedstawiono na rysunkach 4.3.13 i 4.3.14.



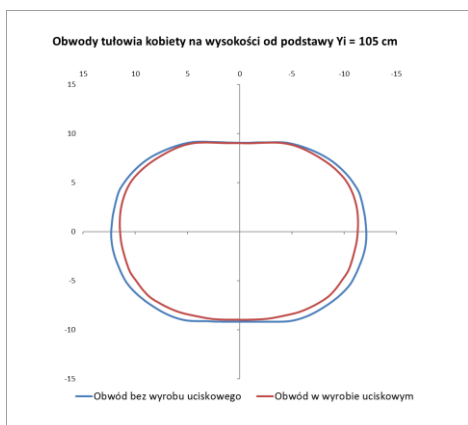
Rysunek 4.3.13. Procentowe różnice średnich wartości obwodów bez i w ubiorze uciskowym dla nogi i tułowia<sup>198</sup>



Rysunek 4.3.14. Procentowe różnice średnich wartości obwodów bez i w ubiorze uciskowym dla ręki<sup>198</sup>

Z analizy powyższych wykresów wynika, że w zależności od miejsca usytuowania obwodu, ucisk wywierany przez wyrób powoduje jego deformację tj. zmniejszenie lub względne zwiększenie wartości długości obwodu ciała. Stopień deformacji uzależniony jest od podatności tkanek miękkich na ucisk, a więc m.in. również od ilości tkanki tłuszczowej użytkownika wyrobu. Zróżnicowany wpływ ucisku na długość obwodu spowodowany jest zmianą jego geometrii na bardziej zbliżony do okręgu, co powoduje zmniejszenie obwodu lub względnie na bardziej zbliżony do geometrii elipsy, co powoduje zwiększenie długości obwodu. Wartości ujemne różnic procentowych  $D\%$  wskazują na zwiększenie wartości długości obwodów pod wpływem nacisku powierzchniowego, a wartości dodatnie na jej zmniejszenie<sup>198</sup>.

Przykład wskazujący występowanie zjawiska deformacji geometrii obwodu tułowia kobiety pod wpływem wyrobu uciskowego przedstawia rysunek 4.3.15.



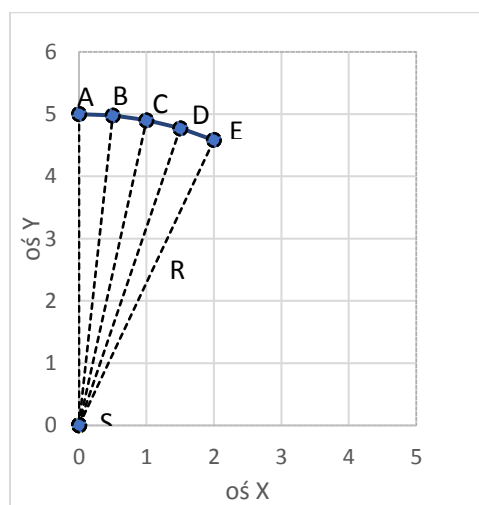
Rysunek 4.3.15. Geometrie obwodów tułowia sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego i w wyrobie uciskowym dla  $Y_i = 105 \text{ cm}$  <sup>226</sup>

obwodu wyrobu w stanie swobodnym zaprojektowanego na wartość nacisku jednostkowego 20hPa wynosiłaby  $G_0 = 57,5 \text{ cm}$ , a nie jak w wyniku projektowania na wartość obwodu ciała bez wyrobu uciskowego ( $G_i = 75,5 \text{ cm}$ )  $G_0 = 59,9 \text{ cm}$ , wywierając w rzeczywistości mniejszy ucisk niż zamierzono.

Wobec powyższego projektowanie wyrobów uciskowych na podstawie wyznaczonych wartości obwodów ciała bez wyrobu kompresyjnego jest jedną z przyczyn występowania różnic wartości rzeczywistej nacisku jednostkowego w stosunku do jego wartości zamierzonej. Argumentuje to wprowadzenie do metody wymiarowania sylwetki w celach projektowych medycznych wyrobów uciskowych wstępnego ubioru uciskowego zaprojektowanego na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego.

W terapii miejscowej, o której skuteczności decyduje wartość nacisku w miejscu obwodu poddanego leczeniu,

W wyniku podatności ciała na nacisk, wartość długości obwodu na wysokości  $Y_i = 105 \text{ cm}$  w wyrobie uciskowym uległa zmniejszeniu z 75,5 cm do 71,9 cm, co skutkuje zmniejszeniem wartości wydłużenia względnego dzianiny i siły obwodowej, będących przyczyną zmian wartości nacisku jednostkowego, dlatego też znając wartość obwodu ciała  $G_i$  po założeniu wyrobu uciskowego, czyli w tym przypadku  $G_{iw} = 71,9 \text{ cm}$ , należałoby zaprojektować wielkość wyrobu uciskowego w stanie swobodnym dla tej wartości. Po dokonaniu obliczeń wielkość



Rysunek 4.3.16. Wyznaczenie współrzędnych pięciu sąsiadujących punktów fragmentu krzywizny obwodu ciała:  $A(x_{i-2}; y_{i-2})$ ,  $B(x_{i-1}; y_{i-1})$ ,  $C(x_i; y_i)$ ,  $D(x_{i+1}; y_{i+1})$ ,  $E(x_{i+2}; y_{i+2})$  należących do okręgu aproksymowanego o środku w punkcie  $S(0,0)$  i promieniu  $R$  (opracowanie własne)

istotne jest wyznaczenie wielkości promieni krzywizny. W tym celu oszacowano wartości promieni krzywizny  $R_{in}$  dla 5 kolejnych sąsiadujących ze sobą punktów badanego obwodu ciała:  $(x_{i-2}, y_{i-2})$ ,  $(x_{i-1}, y_{i-1})$ ,  $(x_i, y_i)$ ,  $(x_{i+1}, y_{i+1})$ ,  $(x_{i+2}, y_{i+2})$  przyjmując, że są one promieniami okręgu aproksymowanego zawierającego te punkty, o środku w punkcie  $S(x_0, y_0)$  – rysunek 4.3.16.

Współrzędne punktów wyznaczono za pomocą programu AutoCAD, na podstawie analizy obrazów geometrii wytypowanych obwodów ciała oraz w oparciu o twierdzenia Pitagorasa i otrzymany układ równań (4.3.3-7):

$$R^2 = (x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 \dots\dots\dots(4.3.3)$$

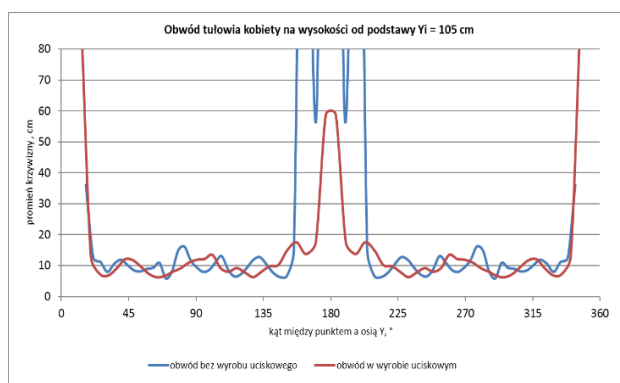
$$R^2 = (x_2 - x_0)^2 + (y_2 - y_0)^2 \dots\dots\dots(4.3.4)$$

$$R^2 = (x_3 - x_0)^2 + (y_3 - y_0)^2 \dots\dots\dots(4.3.5)$$

$$R^2 = (x_4 - x_0)^2 + (y_4 - y_0)^2 \dots\dots\dots(4.3.6)$$

$$R^2 = (x_5 - x_0)^2 + (y_5 - y_0)^2 \dots\dots\dots(4.3.7)$$

Występujące zmiany wielkości promieni krzywizny obwodu tułowia sylwetki damskiej na wysokości  $Y_i=105$  cm bez wyrobu i w wyrobie uciskowym przedstawia rysunek 4.3.17<sup>226</sup>.



Rysunek 4.3.17. Wyznaczone wartości promieni krzywizny dla obwodów tułowia kobiety na wysokości  $Y_i = 105$  cm bez i w wyrobie uciskowym<sup>226</sup>

Powyższy wykres dowodzi występowaniu zróżnicowanych

występowaniu zróżnicowanych długości promieni krzywizny wzdłuż linii obwodu oraz ich deformacji pod wpływem ucisku. Zasadne jest zatem uwzględnienie w procesie projektowania wyrobów uciskowych przeznaczonych dla terapii miejscowej wartości promieni krzywizny obwodu  $R_{in}$  dla sylwetki wymiarowanej we wstępnym wyrobie uciskowym<sup>226</sup>.

## **5. ANALIZA WPLYWU RÓŻNYCH CZYNNIKÓW NA NACISK JEDNOSTKOWY NA PODSTAWIE BADAŃ MODELOWYCH**

Celem badań modelowych jest określenie wpływu czynników na zmiany nacisku jednostkowego takich, jak:

- tolerancja wymiarowania sylwetki,
- sztywność rozciągania dzianin,
- obecność szwu,
- tolerancja wykonania wyrobów uciskowych,
- zróżnicowana geometria obwodów,
- podatność ciała na ucisk.

Na podstawie uzyskanych wyników wskazano ogólne zalecenia dotyczące projektowania wymiarów medycznych wyrobów uciskowych wspomagających proces terapii zewnętrznej w stanie swobodnym.

### **5.1. Modelowanie wpływu tolerancji wymiarowania sylwetki na nacisk jednostkowy wyrobu<sup>198</sup>**

Różnice wielkości zwymiarowanych obwodów części ciała bez względu na sposób pomiaru z uwagi na przyczyny, o których wspomniano w przeglądzie literatury jak np. umiejętności osoby wykonującej pomiar lub pozycja w wymiarowaniu skaningowym, zawsze występują. Analiza literatury przedmiotu nie wykazała poza opracowaniami wykonanymi w ramach projektu i niniejszej rozprawy istnienia prac podejmujących w zakresie badań tolerancję wymiarowania jako przyczynę zmian wartości nacisku wywieranego przez wyroby uciskowe. W celu zobrazowania wpływu dokładności wymiarowania na zmiany wartości nacisku jednostkowego przeprowadzono analizę statystyczną tolerancji wymiarowania sylwetki z wykorzystaniem skanera 3D oraz ocenę niepewności tego parametru w zależności od zmiennej losowej obwodów ciała  $G_i$ .

#### **Założenia modelowe:**

1. Modelowanie nacisku odbywa się na podstawie zależności Laplace'a.
2. Siły  $F$  w dzianinie wzdłuż linii obwodu ciała ludzkiego są wartością stałą, gdyż podczas użytkowania dochodzi do ich wyrównania.
3. Do rozważań przyjęto liniową charakterystykę związku siły i wydłużenia względnego dzianiny.



4. Wartości długości obwodów ciała uzyskano w 5 niezależnych procesach skanowania 3D sylwetki ludzkiej bez wyrobu uciskowego.
5. Przyjęta wartość tolerancji wymiarowania wynosi  $\Delta G \pm 1 \text{ cm}$ .
6. Uwzględniono 3 zakresy wartości sztywności rozciągania  $c$ .

### Procedura obliczeń wielkości obwodów wyrobu w stanie swobodnym:

Zamierzona wartość nacisku jednostkowego zgodnie z prawem Laplace'a będzie równa

$$P_{int} = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot \varepsilon}{G_i} \dots \dots \dots (5.1.1)$$

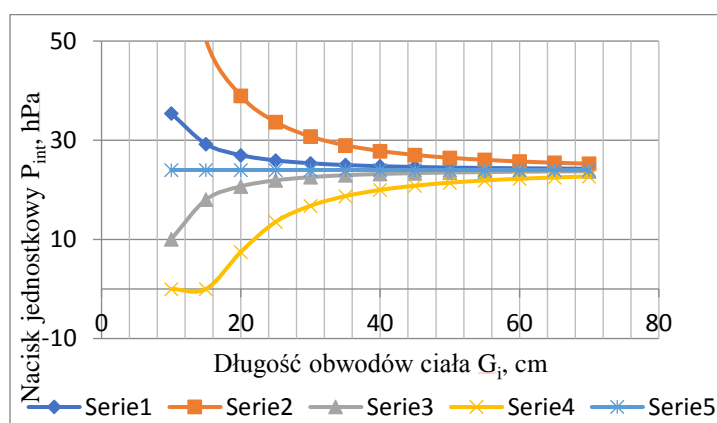
Po wprowadzeniu znanej zależności na wydłużenie względne  $\varepsilon$  otrzymamy

$$P_{int} = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot (G_i - G_0)}{G_0 \cdot G_i \cdot s} \dots \dots \dots (5.1.2)$$

Po przekształceniu równania (5.1.1) względem wymiaru swobodnego  $G_0$  obwodu wyrobu otrzymamy

$$G_0 = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot G_i}{P_{int} \cdot G_i \cdot s + 2 \cdot \pi \cdot c} \dots \dots \dots (5.1.3)$$

### Wpływ tolerancji wymiarowania sylwetki na zmiany wartości nacisku jednostkowego



Rysunek 5.1.1. Wpływ tolerancji wymiarowania sylwetki ludzkiej  $\Delta G_i \pm 1 \text{ cm}$  na zmiany wartości nacisku jednostkowego w zależności od wartości długości obwodów ciała. Parametry obliczeń: serie 1 ÷ 2 – wartości sztywności rozciągania  $c = 200$  i  $1000 \text{ cN/cm}$ ,  $\Delta G_i + 1 \text{ cm}$ , serie 3 ÷ 4 – wartości sztywności rozciągania  $c = 200$  i  $1000 \text{ cN/cm}$ ,  $\Delta G_i - 1 \text{ cm}$ , seria 5 – zamierzona wartość nacisku jednostkowego  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$ <sup>198</sup>

Rysunek 5.1.1 obrazuje wpływ przyjętej tolerancji wymiarowania wynoszącej  $\Delta G_i \pm 1 \text{ cm}$  na zmiany nacisku jednostkowego w zależności od wartości długości obwodów rozciągania dzianiny. Jego analiza wskazuje, że wpływ tolerancji  $\Delta G_i \pm 1 \text{ cm}$  na wartość nacisku jednostkowego wzrasta i coraz bardziej odbiega od wartości zamierzonej  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$ , dla ciała i sztywności malejących wartości długości obwodu i rosnących wartości sztywności rozciągania dzianiny.

Powyżej zobrazowane wyniki teoretycznych badań modelowych dowodzą również, że zważywszy na tolerancje wymiarowania sylwetki ludzkiej, wykorzystanie dzianin o dużej wartości sztywności rozciągania na wyroby przeznaczone dla małych obwodów ciała  $G_i$

wynoszących do 40 cm jest przyczyną różnicy wartości nacisku jednostkowego wywieranego na ciało w stosunku do jego zamierzonej w procedurze projektowania wartości. Przykładowo dla projektowanej wartości nacisku jednostkowego  $P_{int} = 24$  hPa dla obwodów o wartości z przedziału  $G_i \in \langle 15; 40 \text{ cm} \rangle$ , sztywności rozciągania dzianiny  $c = 1000$  cN/cm i przyjętej do badań modelowych tolerancji wymiarowania  $\Delta G_i \pm 1 \text{ cm}$ , wartość nacisku jednostkowego dla  $\Delta G_i = -1$  cm progresywnie wzrasta z wartości 23 hPa do 46 hPa i degresywnie maleje dla  $\Delta G_i = +1$  cm z wartości nacisku jednostkowego 23 hPa do 0 hPa<sup>198</sup>.

## 5.2. Modelowanie doboru sztywności rozciągania dzianiny dla bezszwowych wyrobów standaryzowanych<sup>228</sup>

Powszechnie stosowany sposób wykonywania wyrobów uciskowych opiera się na wykorzystaniu dla wszystkich klas ucisku i zróżnicowanych wielkości obwodów jednego rodzaju dzianiny elastycznej. Procedura ta nie uwzględnia sztywności rozciągania dzianiny, która predysponuje ją do określonego zakresu wartości nacisku (klasy ucisku) w zależności od przedziału wartości długości obwodów. Z tego względu przeprowadzono badania modelowe wpływu sztywności rozciągania dzianiny przeznaczonych na wyroby uciskowe w zależności od wartości długości obwodów na zmiany wartości nacisku jednostkowego. Następnie na podstawie uzyskanych wyników wskazano maksymalne, dopuszczalne w danej klasie wartości sztywności rozciągania dzianiny elastycznej  $c$  [cN/cm], dla której wartość nacisku jednostkowego  $P$  przy zmianie długości obwodu  $G_{isr}$  o wartość  $\mp \Delta G_i$  nie przekroczy dolnej, względnie górnej wartości nacisku dla danej klasy ucisku.

Z uwagi na największą wrażliwość na wartość sztywności rozciągania dzianiny, tolerancję wymiarowania oraz tolerancję wykonania wyrobu, co przedstawiono w dalszej części pracy i zasygnalizowano w artykułach<sup>164,167,198,228</sup>, badania modelowe przeprowadzono na przykładzie minimalnych wartości obwodów nogi tj. obwodów w najwęższym miejscu nad kostką (punkt referencyjny), które są w sposób jednoznaczny normatywnie określone<sup>175,164,167</sup>.

### Założenia modelowe:

1. Modelowanie odbywa się w oparciu o prawo Laplace'a.
2. Związek między siłą  $F$  i wydłużeniem względnym  $\varepsilon$  dzianiny opisuje związek liniowy  $F = c \cdot \varepsilon$ .
3. Różnica między wartością środkową  $i$ -tego obwodu ciała  $G_{isr}$  i wartościami krańcowymi  $G_{imax}$  i  $G_{imin}$  określa wartość tolerancji wymiarowej w przedziale wartości obwodów  $\Delta G_i = G_{isr} - G_{imin}$ ,  $\Delta G_i = G_{imax} - G_{isr}$ .

4. Przyjęto, że zaprojektowanie i wytworzenie pończosznicych wyrobów uciskowych dla poszczególnych przedziałów wartości obwodowych odbywa się dla środkowej wartości obwodów  $G_{isr}$  z danego przedziału i środkowej wartości nacisku jednostkowego  $P_{sr}$  dla danej klasy ucisku.

**Procedura obliczeń wielkości obwodów wyrobu w stanie swobodnym:**

Wartość długości obwodów w stanie swobodnym  $G_{0i}$  dla środkowej wartości obwodu ciała z przedziału  $G_{isr}$  i środkowej wartości nacisku jednostkowego  $P_{sr} = 0,5(P_{max} + P_{min})$  dla określonej klasy nacisku jest równa (5.2.1).

$$G_{0i} = \frac{2\pi c \cdot G_{isr}}{P_{sr} \cdot G_{isr} \cdot s + 2\pi c} \dots \dots \dots (5.2.1)$$

Po uwzględnieniu tolerancji wymiarowania  $G_{isr} \pm \Delta G_i$  równanie na oszacowanie wartości obwodu w stanie swobodnym ma postać:

$$G_{0i} = \frac{2\pi c \cdot (G_{isr} + \Delta G_i)}{P_{min} \cdot (G_{isr} + \Delta G_i) \cdot s + 2\pi c} \dots \dots \dots (5.2.2)$$

$$G_{0i} = \frac{2\pi c \cdot (G_{isr} - \Delta G_i)}{P_{max} \cdot (G_{isr} - \Delta G_i) \cdot s + 2\pi c} \dots \dots \dots (5.2.3)$$

W wyniku porównania równania (5.2.1) z równaniem (5.2.2) oraz równania (5.2.1) z równaniem (5.2.3) otrzymamy kolejno poniższe wzory umożliwiające oszacowanie maksymalnej wartości sztywności rozciągania  $c$  [cN/cm] dzianiny uciskowej, dla której wartość nacisku jednostkowego  $P$  przy zmianie długości obwodu  $G_{isr}$  o wartość  $\mp \Delta G_i$  nie przekroczy dolnej i względnie górnej wartości nacisku klasy:

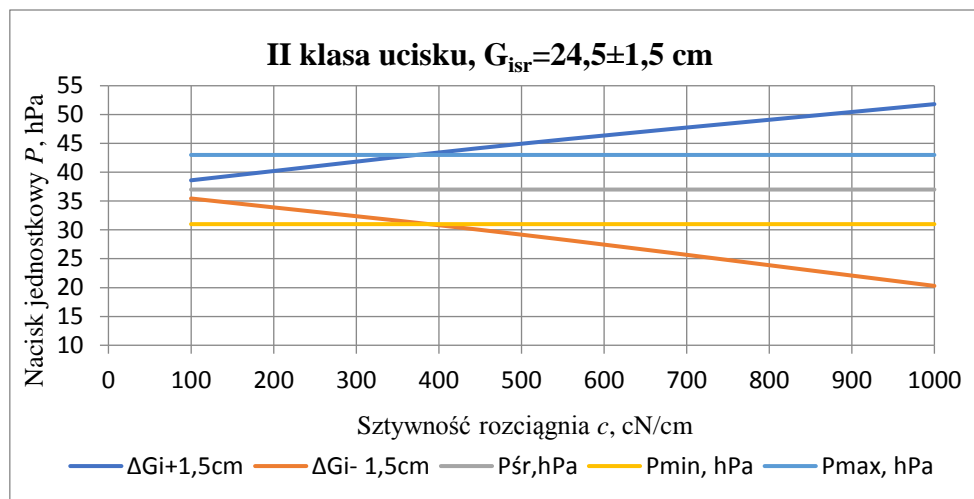
$$c \leq \frac{G_{sr} \cdot s \cdot (G_{isr} - \Delta G_i) \cdot (P_{sr} - P_{min})}{2\pi \cdot \Delta G_i} \dots \dots \dots (5.2.4)$$

$$c \leq \frac{G_{sr} \cdot s \cdot (G_{isr} + \Delta G_i) \cdot (P_{max} - P_{sr})}{2\pi \cdot \Delta G_i} \dots \dots \dots (5.2.5)$$

Mniejsze wartości sztywności rozciągania  $c$  otrzymujemy z równania 5.2.4 i one powinny być brane pod uwagę. Przyjęte wartości sztywności  $c$  powinny odpowiadać wartości środkowej między wartościami skrajnymi wyznaczonymi dla wyższej i niższej klasy ucisku dla tych samych rozmiarów i tolerancji przedziału.

*Tabela 5.2.1. Przedziały wartości obwodów nogi w najwęższym miejscu nad kostką dla wyrobów gotowych<sup>228</sup>*

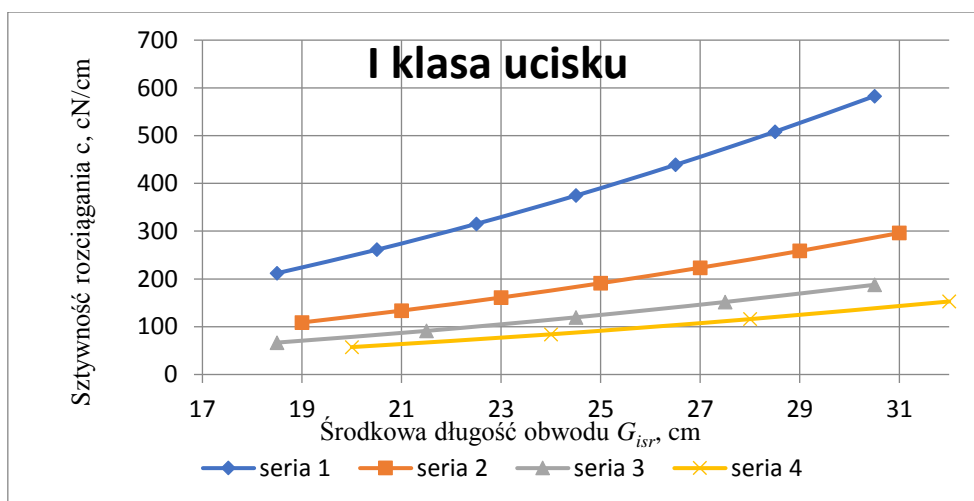
Tolerancja rozmiaru obwodu nogi	Przedziały wartości obwodów nad kostką, cm						
$\Delta G_i = \pm 0,5 \text{ cm}$	18-19	19-20	22	24	28	30	32
$\Delta G_i = \pm 1,0 \text{ cm}$	18-20	20-22	22-24	24-26	26-28	28-30	30-32
$\Delta G_i = \pm 1,5 \text{ cm}$	18-21	21-24	24-27	27-31	31-34		
$\Delta G_i = \pm 2,0 \text{ cm}$	18-22	22-26	26-30	30-34			



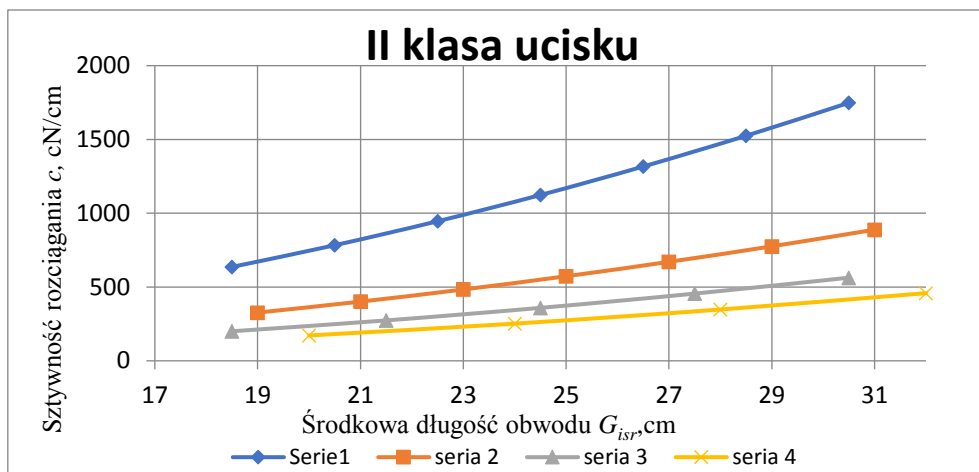
Rysunek 5.2.1. Zmiany wartości nacisku jednostkowego dla średniej wartości obwodów  $G_{isr}$  oraz skrajnych wartości  $G_{isr} \pm \Delta G_i$  w zależności od sztywności rozciągania dzianiny<sup>228</sup>

Z analizy rysunku 5.2.1 można stwierdzić, że stosowanie większych sztywności rozciągania dzianiny uciskowej niż wyznaczonych w wyniku statystyki analitycznej według wzorów (5.2.4) i (5.2.5) prowadzić będzie do wykroczenia (tj. zawyżenia lub względnie do obniżenia) wartości nacisku jednostkowego poza przedział wartości danej klasy uciskowej.

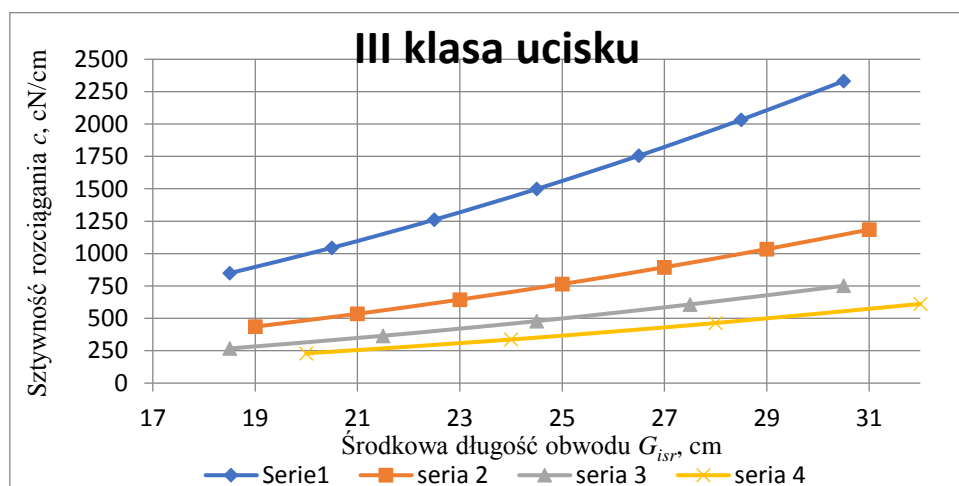
Rysunki 5.2.2-4 wskazują wzrost wartości maksymalnych dopuszczalnych sztywności rozciągania dzianiny zgodnie z kwadratową postacią funkcji (5.7 i 5.8) wraz ze wzrostem przedziałów obwodów wyrobu.



Rysunek 5.2.2. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych przedziałów obwodów. Seria 1 -  $\Delta G_i = \pm 0,5$  cm, seria 2 -  $\Delta G_i = \pm 1,0$  cm, seria 3 -  $\Delta G_i = \pm 1,5$  cm, seria 4 -  $\Delta G_i = \pm 2,0$  cm<sup>228</sup>



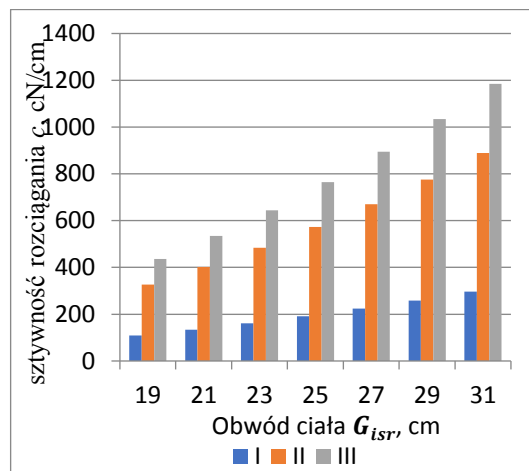
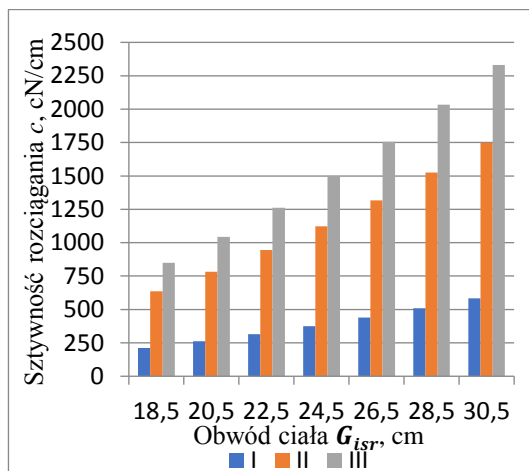
Rysunek 5.2.3. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych. Seria 1 -  $\Delta G_i = \pm 0,5 \text{ cm}$ , seria 2 -  $\Delta G_i = \pm 1,0 \text{ cm}$ , seria 3 -  $\Delta G_i = \pm 1,5 \text{ cm}$ , seria 4 -  $\Delta G_i = \pm 2,0 \text{ cm}$ <sup>228</sup>



Rysunek 5.2.4. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych przedziałów obwodów. Seria 1 -  $\Delta G_i = \pm 0,5 \text{ cm}$ , seria 2 -  $\Delta G_i = \pm 1,0 \text{ cm}$ , seria 3 -  $\Delta G_i = \pm 1,5 \text{ cm}$ , seria 4 -  $\Delta G_i = \pm 2,0 \text{ cm}$ <sup>228</sup>

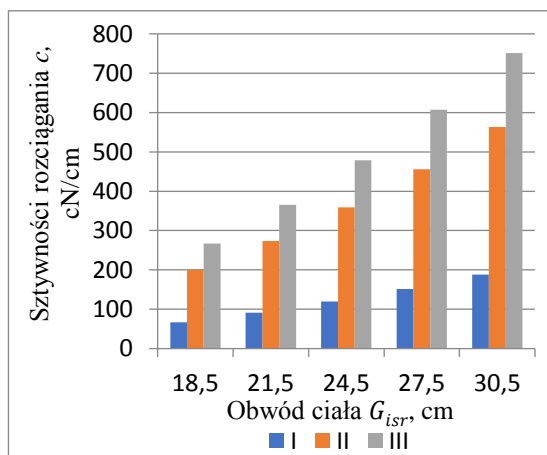
Zgodnie z wykresami im większa jest tolerancja wymiarowa  $\pm \Delta G_i$  (serie 1,2), tym należy stosować dzianiny o mniejszej wartości sztywności rozciągania, gdyż wykazują one mniejszą wrażliwość na zmianę nacisku jednostkowego pod wpływem różnic między średnią wartością obwodów  $G_{isr}$  a skrajnymi wartościami  $G_{isr} \mp \Delta G_i$  przedziału wielkości obwodu. Ponadto zbiorcze wykresy maksymalnych dopuszczalnych wartości sztywności rozciągania a [cN/cm] dla poszczególnych klas ucisku I, II, III, średniej długości obwodu  $G_{isr}$  oraz tolerancji

wymiarowej  $\pm\Delta G_i$  (rysunki 5.2.5-5.2.8) dowodzą, że dla wyższej klasy ucisku występują większe maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny.

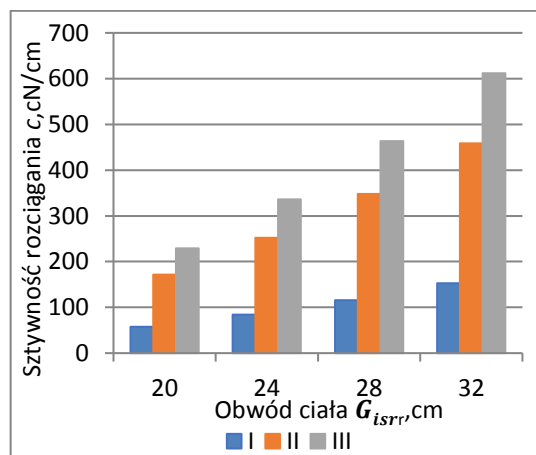


Rysunek 5.2.5. Maksymalne, dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów  $G_{isr}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych. Seria I-,  $\Delta G_i = \pm 0,5$  cm<sup>228</sup>

Rysunek 5.2.6. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów  $G_{isr}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych dla  $\Delta G_i = \pm 1,0$  cm<sup>228</sup>



Rysunek 5.2.7. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów  $G_{isr}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych dla  $\Delta G_i = \pm 1,5$  cm<sup>228</sup>



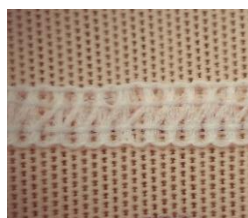
Rysunek 5.2.8. Maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów  $G_{isr}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych- producent B,  $\Delta G_i = \pm 2,0$  cm<sup>228</sup>

### 5.3. Modelowanie wpływu obecności szwu na nacisk jednostkowy<sup>226,229</sup>

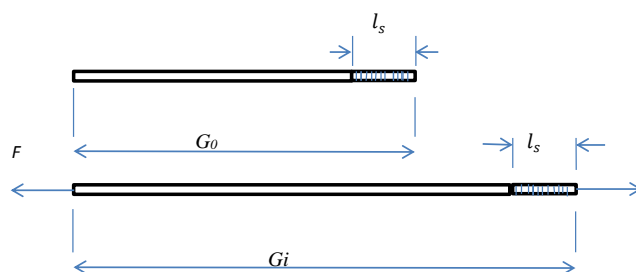
W przeciwieństwie do wyrobów bezszwowych, wyroby konfekcjonowane posiadają szew, który ze względu na swoją budowę posiada inne właściwości mechaniczne niż dzianina elastyczna przeznaczona na wyroby uciskowe. Powszechnie stosowany w łączeniu wyrobów uciskowych płaski szew wykonany na maszynie autolap składa się z dwóch warstw dzianiny, dodatkowo wzmocnionych dwustronnym układem nici szwalnych o niskiej rozciągliwości. Fakt ten, nie podjęty przez innych autorów w badaniach, może być przyczyną zmian wartości nacisku jednostkowego wyrobów uciskowych. W związku z powyższym, w celu udokumentowania wpływu obecności szwu w konfekcjonowanych wyrobach uciskowych na wartość wywieranego nacisku jednostkowego przeprowadzono poniższe analizy jakościowe, uwzględniające w szczególności wpływ jego obecności na wartość nacisku dla małych wielkości obwodów ciała dzieci i niemowląt oraz u osób dorosłych np. kończyn górnych i palców. W analizie uwzględniono także tolerancję wykonania wyrobów uciskowych.

#### Założenia modelowe:

1. Modelowanie nacisku jednostkowego odbywa się w oparciu o prawo Laplace'a odnoszące się do cylindrycznego modelu ciała.
2. Związek siły i wydłużenia względnego dzianiny uciskowej opisuje zależność liniowa.
3. Siły obwodowe  $F$  w dzianinie wzdłuż linii obwodu ciała są wartością stałą, ponieważ wyrównują się podczas użytkowania wyrobu.
4. Rodzaj szwu uwzględniony w modelowaniu to powszechnie stosowany w wyrobach uciskowych płaski szew wykonany na maszynie autolap (rysunek 5.3.1).
5. Przyjęto, że w porównaniu z rozciągliwością dzianiny, rozciągliwości szwu jest praktycznie pomijalnie mała.
6. Pomija się podatność ciała na działanie ucisku.



Rysunek 5.3.1. Widok płaskiego szwu wykonanego przez maszynę typu autolap<sup>229</sup>



Rysunek 5.3.2. Rozwinięcie na płaszczyźnie części opaski łączonej szwem o długości obwodu  $G_0$  w stanie swobodnym i pod wpływem działania siły obwodowej  $F$ <sup>229</sup>

### Procedura obliczeń wielkości obwodów wyrobu w stanie swobodnym:

Wydłużenie względne obwodu dzianiny pomniejszonego o szerokość szwu  $l_s$  wynosi

$$\varepsilon_i = \frac{(G_i - l_s) - (G_0 - l_s)}{G_0 - l_s} = \frac{G_i - G_0}{G_0 - l_s} \dots \dots \dots (5.3.1)$$

Wartość nacisku jednostkowego  $P_i$  wynikająca z prawa Laplace'a (równanie 4.1.4) i liniowej charakterystyki związku siły  $F_i$  z wydłużeniem względnym  $\varepsilon_i$ , gdy  $\frac{F_i}{s} = c \cdot \varepsilon_i$  wynosi

$$P_i = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot (G_i - G_0)}{G_i \cdot (G_0 - l_s)} \dots \dots \dots (5.3.2)$$

Wartość długości swobodnej obwodu dzianiny  $G_0$  przy założeniu, iż sztywność rozciągania szwu jest równa rozciągliwości dzianiny, wyznaczyć można według następującej procedury:

Zamierzona wartość nacisku jednostkowego dla obwodu ciała  $G_i$  w pasku dzianiny o szerokości  $s = 1$  cm wynosi

$$P_{i\_int} = \frac{2 \cdot \pi \cdot F_i}{G_i \cdot s} \dots \dots \dots (5.3.3)$$

Dla liniowej charakterystyki związku siły w pasku dzianiny o szerokości  $s$  z wydłużeniem względnym  $\varepsilon$ ,  $\frac{F}{s} = c \cdot \varepsilon$  otrzymamy

$$P_{i\_int} = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot \varepsilon}{G_i} \dots \dots \dots (5.3.4)$$

Po wprowadzeniu zależności na wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$

$$\varepsilon = \frac{G_i - G_0}{G_0} \dots \dots \dots (5.3.5)$$

do równania (5.3.4) i po przekształceniu względem  $G_0$  otrzymamy równanie (5.3.6)

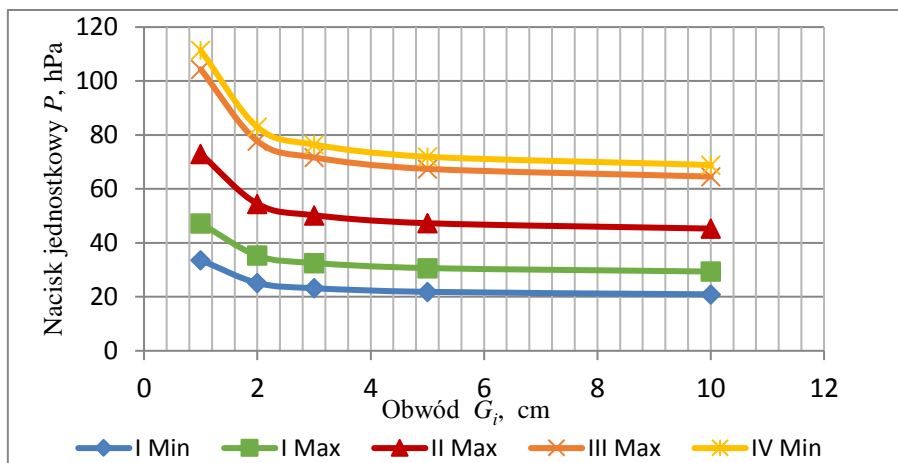
$$G_0 = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot G_i}{2 \cdot \pi \cdot c + P_{i\_int} \cdot G_i} \dots \dots \dots (5.3.6)$$

Po wprowadzeniu do równania (5.3.2) wyrażenia (5.3.6) otrzymamy związek (5.3.7), za pomocą którego można obliczyć zawyżoną wartość nacisku jednostkowego  $P_{is}$  wynikającą z obecności szwu.

$$P_{is} = \frac{2 \cdot \pi \cdot c \cdot P_{i\_int} \cdot G_i}{2 \cdot \pi \cdot c \cdot G_i - 2 \cdot \pi \cdot c \cdot l_s - P_{i\_int} \cdot G_i \cdot l_s} \dots \dots \dots (5.3.7)$$

Rysunek 5.3.3 ilustrujący wyniki powyższych oszacowań, ukazuje wpływ obecności szwu na wartość nacisku jednostkowego, który jest tym większy im mniejszy jest obwód ciała, uzasadniając tym samym istotność jego obecności w procedurze projektowania wyrobów uciskowych dla małych wartości obwodów ciała w szczególności niemowląt i dzieci.



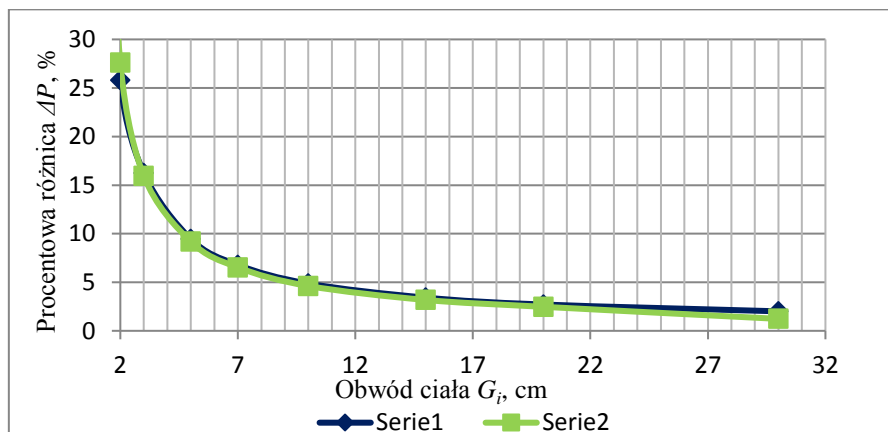


Rysunek 5.3.3. Wpływ szwu na zmianę wartości nacisku jednostkowego  $P$  w funkcji wartości długości obwodu ciała  $G_i$  dla poszczególnych klas nacisku. Parametry obliczeń: I Min, I Max, II Max, III Max, IV Min – odpowiednio wartości nacisku jednostkowego dla poszczególnych klas nacisku  $P = 20, 28, 43, 65$  hPa,  $G_i = 1 \div 10$  cm, względna sztywność rozciągania  $c = 670$  cN/cm,  $l_s = 0,4$  cm<sup>226,229</sup>

Procentowe różnice obliczone na podstawie równania:

$$\Delta P\% = \frac{P_i - P}{P} 100\% \dots\dots\dots(5.3.8)$$

zmniejszają się dla obwodu o wartości 2 cm od wartości bliskiej 28 % do wartości około 2% dla obwodu  $G_i=30$  cm (rysunek 5.3.4). Wyznaczone różnice procentowe są praktycznie niezależne od zamierzonej wartości nacisku jednostkowego.



Rysunek 5.3.4. Wpływ szwu na procentową zmianę wartości nacisku jednostkowego w funkcji wartości długości obwodu dla I i IV klasy nacisku. Seria 1 – procentowa różnica dla dolnej wartości z I klasy nacisku  $P = 20$  hPa, Seria 2 - procentowa różnica dla dolnej wartości z IV klasy nacisku  $P = 65$  hPa<sup>229</sup>

Rozwiązaniem eliminującym wzrost nacisku jednostkowego wynikającego z obecności szwu jest uwzględnienie w algorytmie obliczeń parametrów szwu tj. jego szerokości  $l_s$  i sztywności rozciągania  $c_2$ .

W celu wyznaczenia obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$  w zależności od wartości obwodów  $G_i$ , zamierzonej wartości nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$  oraz sztywności rozciągania dzianiny  $c$  i szwu  $c_2$ , należy w pierwszym etapie obliczeń, dla danej wartości nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$  i obwodu ciała  $G_i$  wyznaczyć z przekształconego równania Laplace'a wartość siły obwodowej w pasku dzianiny o szerokości  $s$

$$\frac{F}{s} = \frac{P_{i\_int} \cdot G_i}{2 \cdot \pi} \dots\dots\dots(5.3.9)$$

Wartość siły obwodowej  $F$  jest jednakowa zarówno w dzianinie uciskowej, jak i w szwie. Następnie wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon_1$  i  $\varepsilon_2$  szacowane są na podstawie określonej wartości siły obwodowej  $F$  i wyznaczonych funkcji eksperymentalnych  $F=f(\varepsilon_1)$  i  $F=f(\varepsilon_2)$  opisujących związek siły i wydłużenia względnego dzianiny i szwu. Po wyznaczeniu powyższych danych określone są wartości długości swobodnej dzianiny  $L_{01}$  i szerokość szwu w stanie swobodnym  $l_s$  według równań (5.3.10) i (5.3.11), gdzie  $l'_s$  to długość szwu w stanie rozciągniętym.

$$L_{01} = \frac{G_i - l'_s}{1 + \varepsilon_1} \dots\dots\dots(5.3.10)$$

$$l_s = \frac{l'_s}{1 + \varepsilon_2} \dots\dots\dots(5.3.11)$$



Przy założeniu, iż rozciągliwość szwu jest pomijanie mała w porównaniu do rozciągliwości dzianiny ( $c_2 \gg c$ ) tzn.  $l'_s \approx l_s$ , można przyjąć, że  $G_0 = L_{01} + l_s$ .

W tym przypadku dla liniowej charakterystyki siły rozciągającej  $F$  w funkcji wydłużenia względnego dzianiny  $\varepsilon_1$ , wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon_1$  dzianiny pod wpływem siły obwodowej  $F/s$  można wyznaczyć z równania

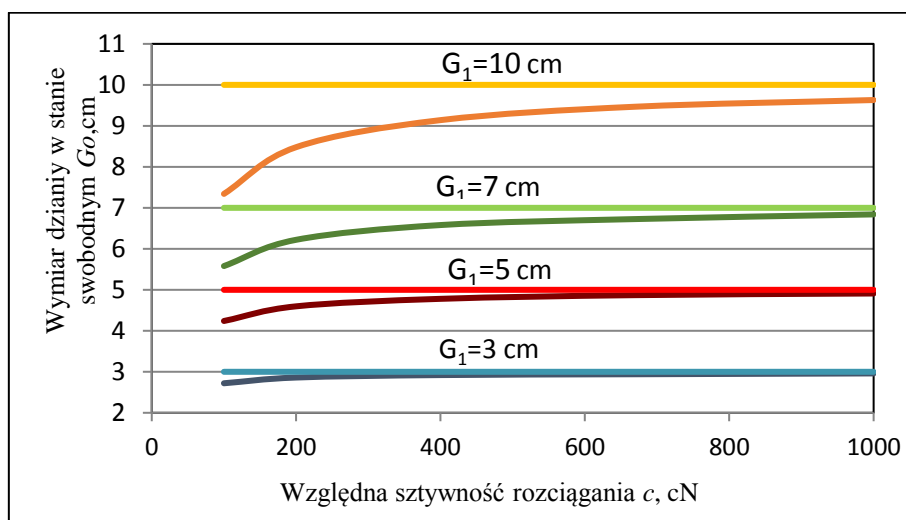
$$\frac{F}{s} = \frac{P \cdot G_i}{2 \cdot \pi} = c \cdot \varepsilon_1 \dots\dots\dots(5.3.12)$$

Po podstawieniu wyznaczonego wydłużenia względnego  $\varepsilon_1$  do równania  $G_0 = L_{01} + l_s$  i dla  $l'_s = l_s$  otrzymamy

Rysunek 5.3.5. Ogólny schemat obliczeń długości swobodnej obwodu dzianiny<sup>229</sup>

$$G_0 = \frac{(G_i - l_s) \cdot 2 \cdot \pi \cdot c}{2 \cdot \pi \cdot c + P \cdot G_i} + l_s \dots \dots \dots (5.3.13)$$

Ogólny schemat powyższych obliczeń przedstawia rysunek 5.3.5. Opracowany algorytm można także stosować do wyznaczania wartości obwodów dzianiny w stanie swobodnym dla wyrobów uciskowych zbudowanych z dwóch układów dzianin o różnej sztywności rozciągania. Rysunek 5.3.6 przedstawia wyniki oszacowań wartości długości obwodu w stanie swobodnym  $G_0$  przeprowadzonych według procedury na przykładzie małych wartości obwodów części ciała  $G_i = 3 \div 10$  cm.



Rysunek 5.3.6. Wpływ względnej sztywności rozciągania na wartość wymiarów dzianiny w stanie swobodnym, gdzie  $G_0 = L_{01} + l_s$ . Parametry obliczeń:  $G_i = 3 \div 10$  cm,  $l_s = 0,4$  cm,  $c = 100 \div 1000$  cN/cm,  $P = 24$  hPa<sup>229</sup>

Uzyskane dane wskazują na większą przydatność dzianin o niskiej sztywności rozciągania  $c_1$  dla małych obwodów, gdyż im mniejsza jest wartość sztywności rozciągania tym większa jest różnica między wartością obwodu ciała  $G_i$ , a długością swobodną  $G_0$ . Zależność tą dodatkowo udokumentowano przeprowadzoną analizą wpływu tolerancji wykonania wyrobu uciskowego na wartość nacisku jednostkowego opisaną w dalszej części rozdziału.

#### 5.4. Modelowanie wpływu tolerancji wykonania wyrobu na nacisk jednostkowy wyrobu<sup>229</sup>

Wykonywanie wyrobów uciskowych tradycyjną techniką opartą na manualnym wykonaniu szablonów wyrobu, wykroju elementów z dzianiny metrażowej, a następnie ich złączeniu w procesie szycia, może być przyczyną ich niedokładności wymiarowej, co stwarza trudności w otrzymaniu zamierzonej wartości nacisku jednostkowego<sup>229</sup> i ma jak już wcześniej wspomniano istotne znaczenie w skuteczności wyrobów przeznaczonych dla małych obwodów

ciała. W związku z brakiem w literaturze przedmiotu podjęcia tego zagadnienia przez innych autorów, zasadnym staje się dokonanie analizy wpływu tolerancji wykonania wyrobów uciskowych na wartość nacisku jednostkowego.

**Założenia modelowe:**

1. Modelowanie nacisku jednostkowego odbywa się w oparciu o prawo Laplace’a odnoszące się do cylindrycznego modelu ciała.
2. Związek siły i wydłużenia względnego dzianiny uciskowej opisuje zależność liniowa.
3. Siły obwodowe  $F$  w dzianinie wzdłuż linii obwodu ciała są wartością stałą, ponieważ wyrównują się podczas użytkowania wyrobu.
4. Rodzaj szwu uwzględniony w modelowaniu to powszechnie stosowany w wyrobach uciskowych płaski szew wykonany na maszynie autolap.
5. Przyjęto, że w porównaniu z rozciągliwością dzianiny, rozciągliwości szwu jest praktycznie pomijalnie mała.
6. Pomija się podatność ciała na działanie ucisku.

**Procedura obliczeń wielkości obwodów wyrobu w stanie swobodnym:**

Na podstawie równania

$$P_{i\_int} = \frac{2\pi \cdot c(G_i - G_0 \mp \Delta G_0)}{G_i \cdot (G_0 \mp \Delta G_0 - l_s)} \dots\dots\dots(5.4.1)$$

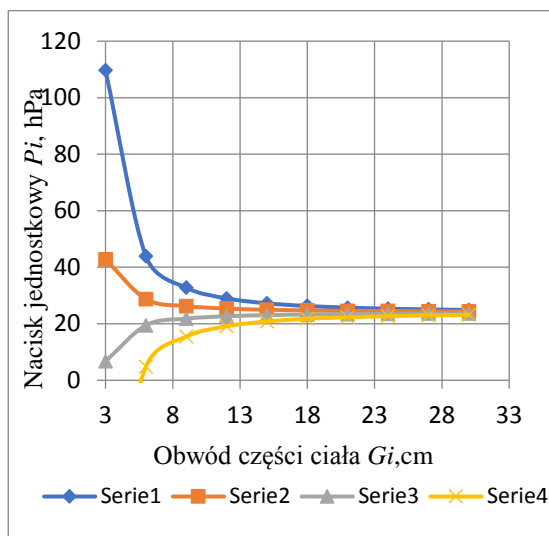
otrzymanego w wyniku przekształcenia równania

$$G_0 = \frac{(G_i - l_s) \cdot 2 \cdot \pi \cdot c}{2 \cdot \pi \cdot c + P_{i\_int} \cdot G_i} + l_s \dots\dots\dots(5.4.2)$$

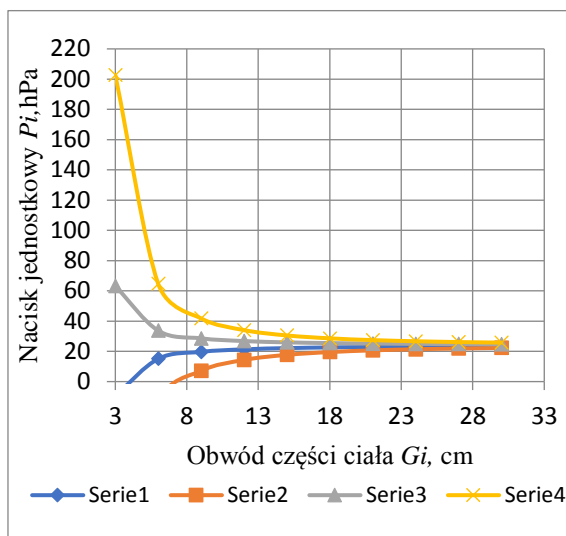
do którego dojście opisano w rozdziale dotyczącym modelowania wyrobów uciskowych z uwzględnieniem obecności szwu, wyznaczono zmiany wartości nacisku jednostkowego dla przyjętych wartości tolerancji wykonania wyrobu uciskowego  $\Delta G_{0+}$  0,1 i  $\Delta G_{0-}$  0,2 cm. Symulacje nacisku jednostkowego dokonano dla zamierzonej wartości  $P_{i\_int} = 24$  hPa, tj. środkowej wartości dla I klasy ucisku.

Rysunki 5.4.1 i 5.4.2 ilustrują zmiany nacisku jednostkowego wynikające z przyjętych wartości tolerancji wykonania obwodów wyrobów uciskowych wynoszących  $G_0 \mp 0,1$  cm i  $G_0 \mp 0,2$  cm. Z analizy powyższych danych wynika, że dla dzianiny uciskowej o większej wartości względnej sztywności rozciągania  $c_l = 1000$  cN/cm, stosunkowo niewielka wartość odchylenia od ustalonej wartości obwodu dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$  wynosząca  $\mp 0,1$  cm powoduje znaczące zmiany nacisku jednostkowego  $P_i$ .

Zmiany te progresywnie wzrastają dla  $G_0 = -0,1$  cm dla coraz mniejszych obwodów ciała. Ma to szczególne znaczenie w przypadku rękawiczek przeznaczonych do leczenia blizn poparzeniowych palców.

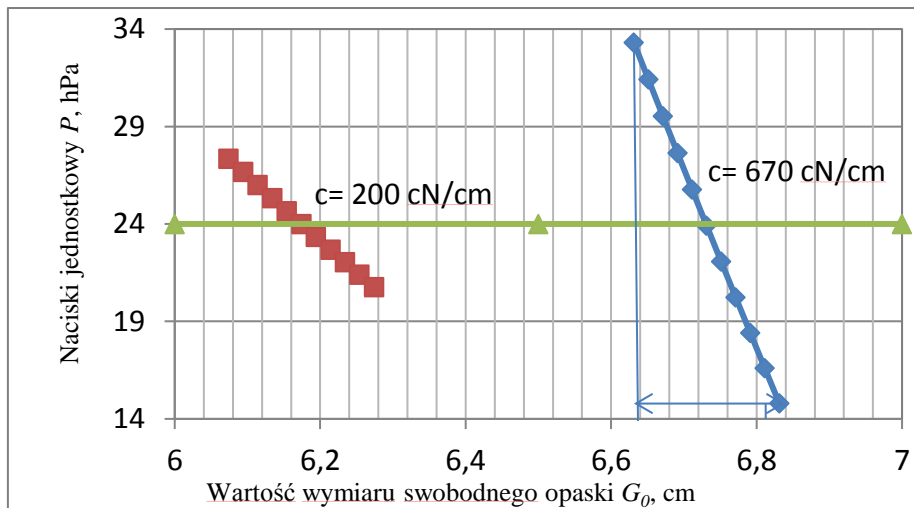


Rysunek 5.4.1. Wpływ tolerancji wykonania wyrobu  $G_0 \mp 0,1$  cm na wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  w funkcji obwodów  $G_i$  w zależności od sztywności rozciągania  $c$ : seria 1 -  $c=1000$  cN/cm,  $\Delta G_0 = -0,1$  cm, seria 2 -  $c=200$  cN/cm,  $\Delta G_0 = -0,1$  cm, seria 3 -  $c=200$  cN/cm,  $\Delta G_0 = +0,1$  cm, seria 4 -  $c=1000$  cN/cm,  $\Delta G_0 = +0,1$  cm<sup>229</sup>



Rysunek 5.4.2. Wpływ tolerancji wykonania wyrobu  $G_0 \mp 0,2$  cm na wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  w funkcji obwodów  $G_i$  w zależności od względnej sztywności rozciągania  $c$ : seria 1 -  $c=200$  cN/cm,  $\Delta G_0 = +0,2$  cm, seria 2 -  $c=1000$  cN/cm,  $\Delta G_0 = +0,2$  cm, seria 3 -  $c=200$  cN/cm,  $\Delta G_0 = -0,2$  cm, seria 4 -  $c=1000$  cN/cm,  $\Delta G_0 = -0,2$  cm<sup>229</sup>

Przykładowe zmiany wartości nacisku jednostkowego dla małego obwodu ciała obwodu przedstawia rysunek 5.4.3. Poniższe wyniki wskazują, że dla względnej sztywności rozciągania  $c = 670$  cN/cm (wartości dla typowej dzianiny stosowanej w leczeniu blizn poparzeniowych), tolerancja wykonania  $G_0 \mp 0,1$  cm powoduje zmianę wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  w zakresie od 14,8 hPa do 33,5 hPa tzn. poniżej i powyżej pierwszej klasy nacisku. Dla dzianiny o względnej sztywności rozciągania  $c_1 = 200$  cN/cm, zmiana wartości  $G_0 \mp 0,1$  cm powoduje natomiast zmianę wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  w zakresie wartości 20,8 ÷ 27,8 hPa, która mieści się w pierwszej klasie nacisku. Z tego względu dzianina, z której produkowana jest odzież uciskowa dla małych wartości obwodów części ciała powinna charakteryzować się niską wartością sztywności rozciągania.



Rysunek 5.4.3. Wpływ tolerancji wykonania opaski na wartość nacisku jednostkowego w zależności od względnej sztywności rozciągania dzianiny. Parametry obliczeń:  $G_1=7$  cm,  $P_{i\_int}=24$  hPa,  $c=200$  i  $670$  cN/cm,  $G_0 \pm 0,1$  cm<sup>229</sup>

W odniesieniu powyższych wyników modelowania dla bezszwowych wyrobów uciskowych wykonanych np. na szydełkarkach płaskich sterowanych numerycznie, tolerancja wykonania wyrobu związana jest z wartością podziałki uiglenia maszyny i bezpośrednio z wartością szerokości kolumnienki. Z tego względu w projektowaniu wyrobów bezszwowych należy uwzględnić dobór sztywności rozciągania dzianiny, która powinna być dostosowana do wartości obwodów ciała. Zmiany wartości obwodu dzianiny w stanie swobodnym w procesach zwężania i poszerzania wyrobu, uzależnione są od liczby igieł formujących kolumnienki. Minimalna różnica obwodu dzianiny równa jest jednej szerokości kolumnienki.

### 5.5. Modelowanie wyrobów uciskowych dla obwodów o zróżnicowanych promieniach krzywizny<sup>226,230</sup>

Wyroby uciskowe stosowane w kompresjoterapii projektowane są w oparciu o cylindryczny model ciała. Jak udowodniono, poprzez wizualizację rzeczywistej geometrii obwodów ciała możliwą do wykonania w efekcie pomiarów skaningowych 3D, wiele geometrii obwodów ciała w szczególności w miejscach zginaczy oraz na wysokości tułowia w znacznym stopniu odbiega od kształtu okręgu. Względem tego, istotne jest w szczególności, w celu zwiększenia skuteczności terapii miejscowej przeprowadzenie badań modelowych określających wpływ wielkości promieni krzywizny i ich zróżnicowania na obwodzie na wartość nacisku jednostkowego.

### Założenia modelowe:

1. Modelowanie nacisku odbywa się na podstawie zależności Laplace'a uwzględniającej wartość promienia krzywizny dla obwodu o kształcie okręgu.
2. Do rozważań przyjęto liniową charakterystykę związku siły i wydłużenia względnego.
3. Wartość siły wzdłużnej  $F$  na obwodzie przyjęto jako wartość stałą.
4. Wartość promienia krzywizny wyznaczono na podstawie 5 sąsiadujących  $i$ -tych punktów obwodu przyjmując go za promień okręgu aproksymowanego.
5. Promienie krzywizny wyznaczono w przedziale kątów  $0 \div 360^\circ$  dla obwodu zwymiarowanego bez wyrobu uciskowego.

### Procedura obliczeń wielkości obwodów wyrobu w stanie swobodnym:

Wartość nacisku wzdłuż obwodu, po uwzględnieniu założeń oraz przekształceniu prawa Laplace'a opisuje równanie

$$P_i = P_{i\_int} \cdot \frac{R_i}{R_{in}} \dots\dots\dots(5.5.1)$$

gdzie:

$P_{i\_int}$  – zamierzona wartość nacisku równa 20 hPa,

$R_{in}$  – wartość kolejnych promieni  $i$ -tego obwodu,

$R_i$  – wartość promienia krzywizny  $i$ -tego obwodu potraktowanego jako okrąg.

W celu zaprojektowania wymiarów wyrobu w stanie swobodnym należy przekształcić prawo Laplace'a według procedury:

Zamierzona wartość nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$  określona jest prawem Laplace'a, którego równanie uwzględniające promień ma postać

$$P_{i\_int} = \frac{F}{R_i \cdot s} \dots\dots\dots(5.5.2)$$

Przyjmując, iż wartość siły  $F$  w dzianinie opisuje postać liniowa funkcji otrzymamy

$$P_{i\_int} = \frac{c \cdot \varepsilon}{R_i \cdot s} \dots\dots\dots(5.5.3)$$

Po przekształceniu równania (5.5.3) wartość wydłużenia względnego wyniesie

$$\varepsilon = \frac{P_{i\_int} \cdot R_i \cdot s}{c} \dots\dots\dots(5.5.4)$$

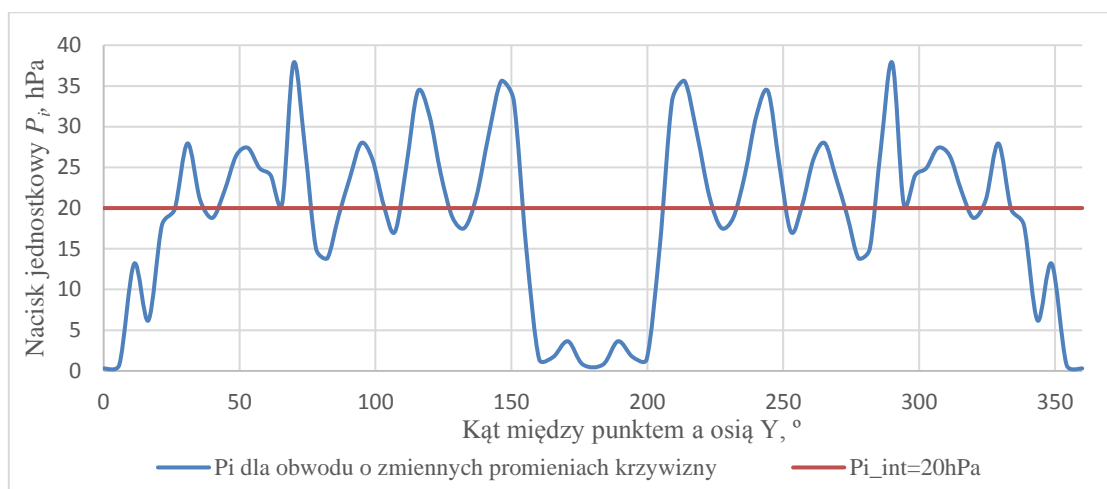
Po podstawieniu w miejsce wydłużenia względnego  $\varepsilon$  zależności na wydłużenie względne i przekształceniu otrzymanej postaci równania

$$\frac{G_i}{G_0} - 1 = \frac{P_{i\_int} \cdot R_i \cdot s}{c} \dots\dots\dots(5.5.5)$$

względem  $G_0$ , otrzymamy związek (5.5.6) pozwalający oszacować wartość wymiarów obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$

$$G_0 = \frac{G_i}{\frac{P_{i\_int} \cdot R_i}{c} + 1} \dots\dots\dots(5.5.6).$$

**Wpływ zróżnicowanej geometrii obwodów na zmiany wartości nacisku jednostkowego<sup>226</sup>**



*Rysunek 5.5.1. Przykładowe oszacowanie zmian nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu tułowia kobiety o wartości długości obwodu  $G_i = 70,3\text{cm}$ ,  $R_i=11,19\text{cm}$ , dla którego w wyniku projektowania wartość obwodu dzianiny w stanie swobodnym wynosi  $G_0=49,98\text{cm}^{226}$*

Rysunek 5.5.1 wskazuje, że zamierzoną wartość nacisku jednostkowego uzyskano tylko w miejscach obwodu, w których promień krzywizny jest równy wartości długości promienia okręgu uwzględnionego w obliczeniach projektowych opartych na prawie Laplace’a i cylindrycznym modelu ciała.

W związku z powyższym, w przypadku terapii miejscowej istotne jest określenie i uwzględnienie w procesie projektowania wyrobów uciskowych długość promieni krzywizny obwodu w poddanemu leczeniu miejscu ciała.

**5.6. Modelowanie wpływu podatności ciała na nacisk jednostkowy<sup>198,226,230</sup>**

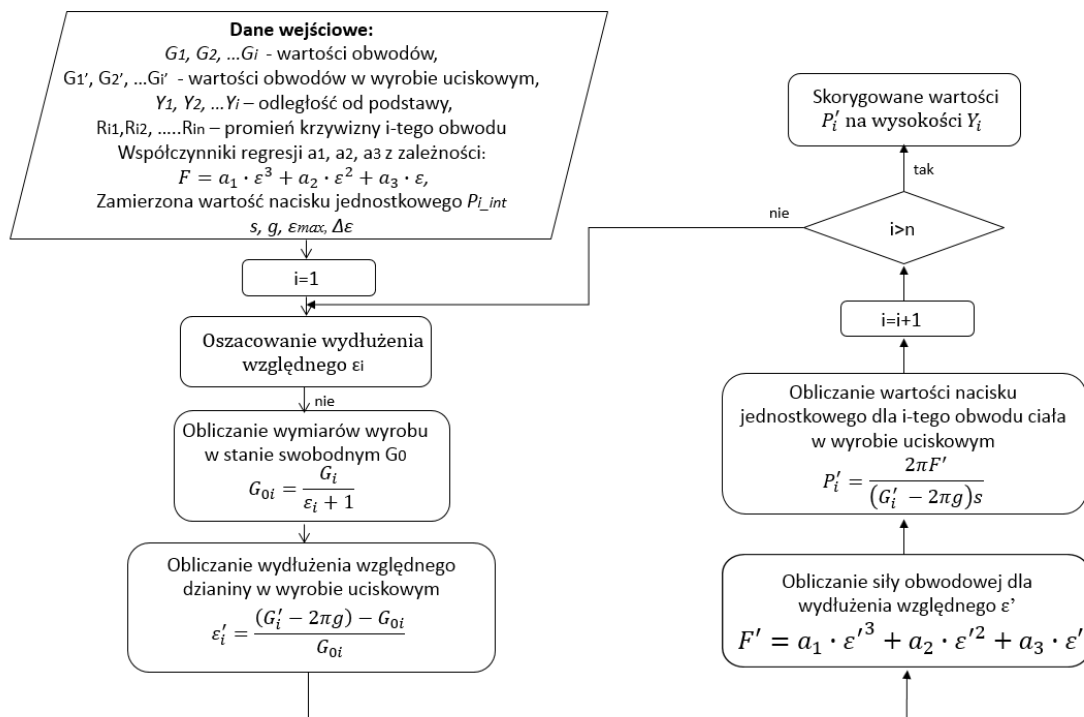
Obecna procedura projektowania wyrobów uciskowych odbywa się w oparciu o wymiary obwodów sylwetki bez wyrobu uciskowego. Przedstawione w rozdziale dotyczącym metodyki wymiarowania sylwetki zmiany geometrii oraz długości poszczególnych obwodów ciała pod wpływem ucisku wywieranego przez wyrób uciskowy względem obwodu bez wyrobu, wykazują słuszność podjęcia badań z zakresu wpływu podatności ciała na ucisk na średnie i miejscowe zmiany wartości nacisku jednostkowego na obwodzie.

Opracowane modele i przeprowadzone badania eksperymentalne pozwalają dokonać analizy wielkości tych zmian na przykładzie wybranych części ciała kobiety i mężczyzny, i zostały zasygnalizowane w pracach wcześniejszych<sup>198,226,230</sup>.



### Założenia modelowe:

1. Modelowanie nacisku odbywa się na podstawie zależności Laplace'a.
2. Zależność siły od wydłużenia względnego dzianiny wyznacza się na podstawie charakterystyk eksperymentalnych i różnych zakresów rozciągania.
3. Siły  $F$  w dzianinie wzdłuż linii obwodu ciała ludzkiego są wartością stałą, gdyż podczas użytkowania dochodzi do ich wyrównania.
4. Podatność ciała na działanie nacisku jednostkowego określono na podstawie pomiaru obwodów części ciała w i bez odzieży uciskowej.



Rysunek 5.6.1. Algorytm obliczania skorygowanej wartości nacisku jednostkowego dla kolejnych obwodów ciała pod wpływem ubioru uciskowego<sup>230,231</sup>

### Procedura obliczeń:

Zgodnie z prawem Laplace'a zamierzona wartość nacisku jednostkowego jest równa

$$P_{i\_int} = \frac{2 \cdot \pi \cdot F}{G_i \cdot s} \dots\dots\dots(5.6.1),$$

po którego przekształceniu wartość siły obwodowej opisuje równanie

$$F = \frac{2 \cdot \pi \cdot P_{i\_int}}{G_i \cdot s} \dots\dots\dots(5.6.2)$$

Wartość siły  $F$  w zależności od wydłużenia względnego  $\varepsilon$  ma postać wielomianu 3. stopnia, który jak wynika z analiz eksperymentalnych właściwości mechanicznych dzianin elastycznych przeznaczonych na wyroby uciskowe, opisuje ją w sposób dokładny.

$$F = a\varepsilon^3 + b\varepsilon^2 + c\varepsilon \dots \dots \dots (5.6.3)$$

Wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$  poszukujemy w początkowo przyjętym przedziale wartości  $\langle 0, \varepsilon_{\max} \rangle$ , który może wynosić 1 lub więcej i powinien odpowiadać wydłużeniu dzianiny. Wartości  $\varepsilon_L = 0$  i  $\varepsilon_R = \max$  określają granice przedziału. Współczynnik dokładności obliczeń wydłużenia  $\Delta\varepsilon$  wynosi

$$\Delta\varepsilon = \frac{\varepsilon_L - \varepsilon_R}{2} \dots \dots \dots (5.6.4),$$

natomiast maksymalne wydłużenie dzianiny  $\varepsilon_{\max}$ . Wykorzystując metodę bisekcji zawężamy zakres  $\langle \varepsilon_L, \varepsilon_R \rangle$  zmieniając  $\varepsilon_L$  lub  $\varepsilon_R$ , aż jego rozmiar będzie mniejszy od  $\Delta\varepsilon$  tj.

$$\varepsilon_R - \varepsilon_L > \Delta\varepsilon \dots \dots \dots (5.6.5)$$

Następnie wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$  wybieramy w środku przedziału. Skorygowana wartość nacisku jednostkowego  $P'$  pod wpływem zmian wartości obwodu ciała w wyrobie uciskowym  $G_{iw}$  dla wartości wydłużenia względnego  $\varepsilon'$

$$\varepsilon' = \frac{G_{iw} - 2\pi g - G_0}{G_0} \dots \dots \dots (5.6.6)$$

uwzględniającej grubość materiału  $g$  i wartość obwodu wyrobu w stanie swobodnym oraz eksperymentalnie wyznaczonej zależności między siłą  $F'$  w pasie dzianiny o szerokości  $s$  wzdłuż analizowanego obwodu ciała a wydłużeniem względnym, w postaci wielomianu 3. stopnia, który w sposób dokładny dla wariantu w wyrobie uciskowym opisuje równanie

$$F' = a\varepsilon'^3 + b\varepsilon'^2 + c\varepsilon' \dots \dots \dots (5.6.7)$$

jest równa

$$P' = \frac{2\pi F'}{(G_{iw} - 2\pi g) \cdot s} \dots \dots \dots (5.6.8)$$

Otrzymana wartość ucisku  $P'$  określa średnią wartość kompresji na obwodzie. W celu określenia miejscowych zmian wartości nacisku jednostkowego należy określić wartości promieni krzywizny na linii obwodu według procedury:

- dla obwodu będącego okręgiem zamierzona wartość ciśnienia jednostkowego  $P_{i\_int}$  wynosi

$$P_{i\_int} = \frac{F}{R_i \cdot s} \dots \dots \dots (5.6.9),$$

gdzie  $R_i$  oznacza promień krzywizny  $i$ -tego obwodu.

- dla rzeczywistej geometrii obwodu wartości promieni krzywizny nie są stałe, dlatego też miejscowa wartość nacisku  $P_{in}$  na linii obwodu  $G_i$ , dla promienia krzywizny okręgu aproksymowanego o wartości  $R_{in}$  wynosi

$$P_{in} = \frac{F}{R_{in} \cdot s} \dots\dots\dots(5.6.10)$$

Po wyznaczeniu siły  $F$  i porównaniu obu równań stronami

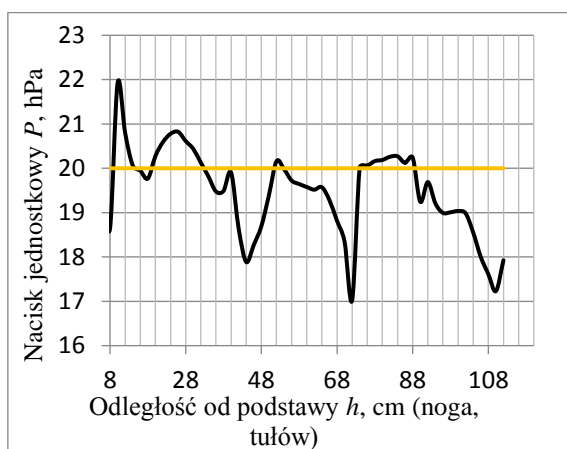
$$P_{i\_int} \cdot R_i \cdot s = P_{in} \cdot R_{in} \cdot s \dots\dots\dots(5.6.11)$$

miejszowa wartość nacisku jednostkowego wynosi

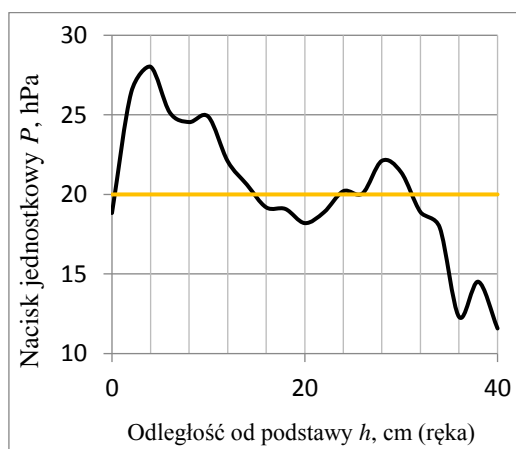
$$P_{in} = \frac{P_{i\_int} \cdot R_i}{R_{in}} \dots\dots\dots(5.6.12).$$

### Wpływ podatności ciała na ucisk na średnie i miejscowe zmiany wartości nacisku jednostkowego<sup>198,226,230</sup>

*Średnie zmiany wartości nacisku wynikające z podatności ciała na ucisk<sup>226,230</sup>*



Rysunek 5.6.2. Zmiany nacisku jednostkowego wynikające z podatności ciała na ucisk dla kolejnych obwodów nogi i tułowia oraz dla zamierzonej wartości  $P_{i\_int}=20$  hPa. Parametry obliczeń:  $G_i=22,3 \div 98,9$  cm,  $G_{iw}=22,8 \div 99,4$  cm,  $g=0,04$  cm,  $c=670$  cN/cm,  $s=1$  cm<sup>198</sup>

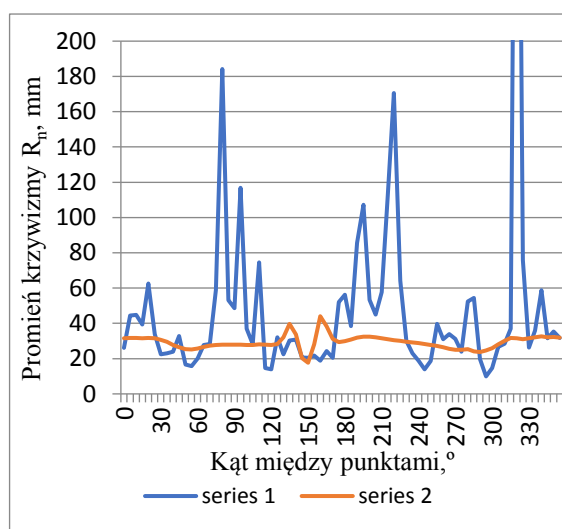
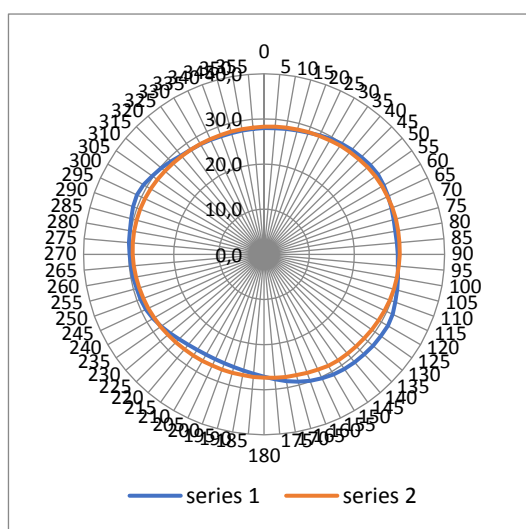


Rysunek 5.6.3. Zmiany nacisku jednostkowego wynikające z podatności ciała na ucisk dla kolejnych obwodów ręki i dla zamierzonej wartości  $P_{i\_int}=20$  hPa. Parametry obliczeń:  $G_i=15,1 \div 29,9$  cm,  $G_{iw}=15,45 \div 28,35$  cm,  $g=0,04$  cm,  $c=670$  cN/cm,  $s=1$  cm<sup>198</sup>

Powyższe wykresy przedstawiające zmiany wartości nacisku jednostkowego pod wpływem ucisku odnoszą się do cylindrycznego modelu części ciała i obrazują zmniejszenie lub zwiększenie średniej wartości nacisku jednostkowego w stosunku do wartości zamierzonej w procesie projektowania ( $P_{i\_int} = 20$  hPa). Udokumentowane zmiany wartości nacisku jednostkowego korespondują ze wzrostem (podwyższenie wartości ucisku) lub zmniejszeniem długości obwodu (obniżenie wartości nacisku) i dowodzą, że zmiana wartości długości obwodów ciała pod wpływem ucisku wywieranego przez wyrób do wartości ( $G_{iw} - 2\pi g$ ), przy

stałej wartości długości obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$ , jest przyczyną zmian wartości nacisku jednostkowego.

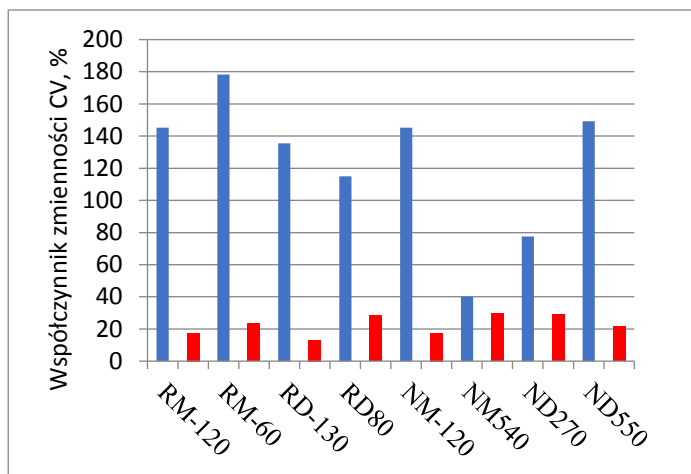
Na podstawie analizy skanów, które uzyskano ze skanerów przestrzennych światła strukturalnego Politechniki Krakowskiej, porównano zmiany geometrii obwodów i nacisków jednostkowych dla kończyn górnych i dolnych pod wpływem ubioru uciskowego. Promień krzywizny w wybranym przekroju obliczono po transformacji geometrii obwodu do biegunowego układu współrzędnych z rozdzielczością  $5^\circ$  (rysunek 5.6.4). Promień krzywizny w wybranym punkcie obliczono z równania okręgu przechodzącego przez 3 punkty (wybrany punkt i dwa sąsiednie).



Rysunek 5.6.4. Przykładowa geometria przekrojów ręki damskiej w odległości  $Y = -130$  mm od podstawy (środek stawu łokciowego) w biegunowym układzie współrzędnych. Seria 1 – obwód bez ubioru uciskowego, seria 2 – obwód w ubiorze uciskowym<sup>230</sup>

Rysunek 5.6.5. Przykładowe wartości promieni krzywizny obwodu ręki damskiej w odległości  $Y = -130$  mm od podstawy. Seria 1 - promień krzywizny obwodu bez ubioru uciskowego, seria 2 – promień krzywizny obwodu w ubiorze uciskowym<sup>230</sup>

Przykładowe zmiany wartości promieni krzywizny dla wybranego obwodu ręki damskiej przedstawiono na rysunku 5.6.5. Dokumentują one, iż promienie krzywizny w ubiorze uciskowym charakteryzują się mniejszą zmiennością wartości niż bez ubioru uciskowego. Wyrób uciskowy „wygładza” nierówności powierzchni ciała. Zestawienie na rysunku 5.6.6 wartości współczynników zmienności promieni krzywizny dla obwodów ręki i nogi sylwetki damskiej oraz męskiej dokumentuje tę prawidłowość.



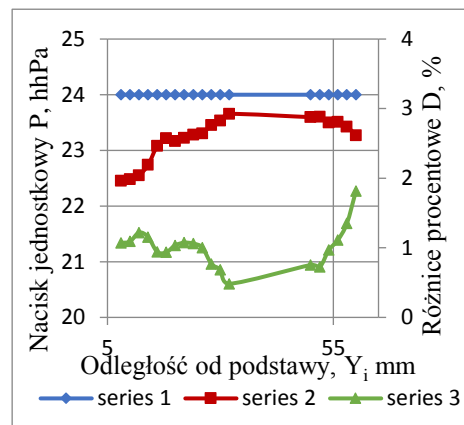
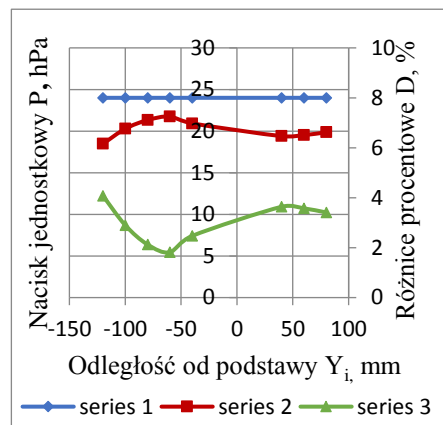
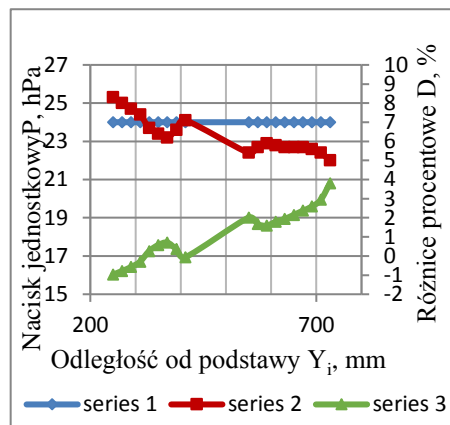
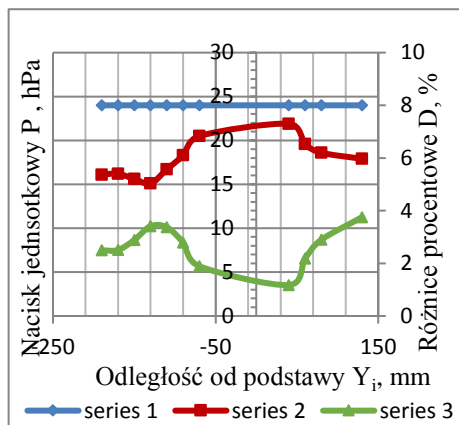
Rysunek 5.6.6. Wartości współczynników zmienności wartości promieni krzywizny dla obwodów damskiej i męskiej ręki i nogi, bez i w ubraniu uciskowym. Oznaczenia: RM, RD - odpowiednio ręka męska i damska NM, ND - odpowiednio noga męska i damska, ■ - wariant w ubiorze<sup>230</sup>

Obok zmian wartości promieni krzywizny wzdłuż długości obwodu pod wpływem ubioru uciskowego, zmienia się również długość obwodu, co skutkuje zmianą wartości średniej nacisku jednostkowego w stosunku do jego wartości zamierzonej. Zmiany te spowodowane są wpływem podatności tkanki miękkiej na ucisk. Do zilustrowania wpływu podatności na zmianę długości obwodów i wartość nacisku mogą posłużyć wyniki badań zamieszczone na kolejnych rysunkach 5.6.7-10.

Przedstawione na poniższych wykresach zmiany długości obwodów ciała pod wpływem wyrobu uciskowego w miejscach ciała, w których występują tkanki miękkie podatne na deformację pod wpływem ucisku są jedną z przyczyn występowania różnic między rzeczywistą a zamierzoną wartością nacisku jednostkowego.

W związku z powyższym projektowanie wyrobów uciskowych na podstawie wymiarów obwodów ciała wyznaczonych bez ubioru uciskowego, prowadzi dla większości obwodów części ciała do zaniżenia wartości nacisku jednostkowego w stosunku do wartości projektowanej (rysunki 5.6.9-10). Przeprowadzone analizy wykazały, iż graniczne minimalne wartości średnie nacisku były mniejsze od wartości zamierzonej o 37%, natomiast średnia wartość dla 57 analizowanych obwodów wynosiła 9,2%<sup>230</sup>.

Kolejne rysunki 5.6.11-14 ilustrują miejscowe zmiany wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu bez i w wyrobie uciskowym. Przykłady te dowodzą, że w wyniku modelowania i projektowania wyrobów dla obwodów ciała w wyrobach kompresyjnych, wartości nacisku zbliżone są do wartości rzeczywistych, ponieważ odnoszą się do zmierzonych długości i geometrii obwodów. W przypadku obwodów bez wyrobów uciskowych ich długości i geometrie obrazują brak uwzględnienia deformacji tkanek miękkich pod wpływem ucisku wyrobu oraz większą zmienność wartości nacisku<sup>230</sup>.

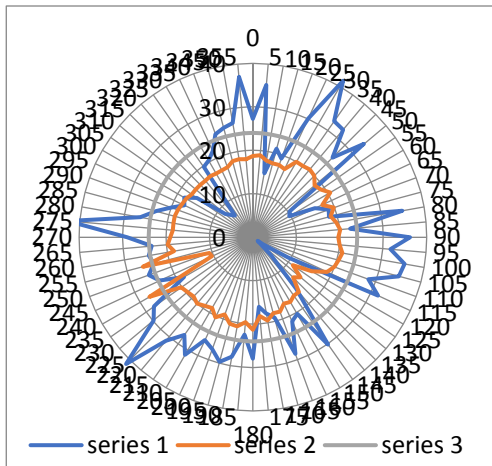


Rysunek 5.6.7. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej ręki damskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$  (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru  $G_i = 15,3 \div 24,5 \text{ cm}$ , obwody w ubiorze  $G'_i = 15,2 \div 23,8 \text{ cm}^{230}$

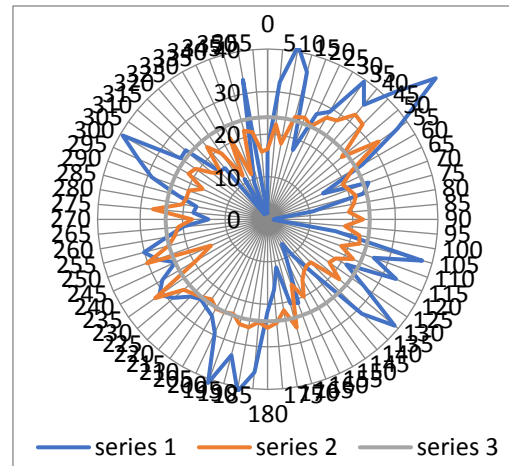
Rysunek 5.6.8. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej nogi damskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$  (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru  $G_i = 26,7 \div 49,4 \text{ cm}$ , obwody w ubiorze  $G'_i = 27,2 \div 47,8 \text{ cm}^{230}$

Rysunek 5.6.9. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej ręki męskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$  (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru  $G_i = 28,7 \div 30,8 \text{ cm}$ , obwody w ubiorze  $G'_i = 27,8 \div 30,0 \text{ cm}^{230}$

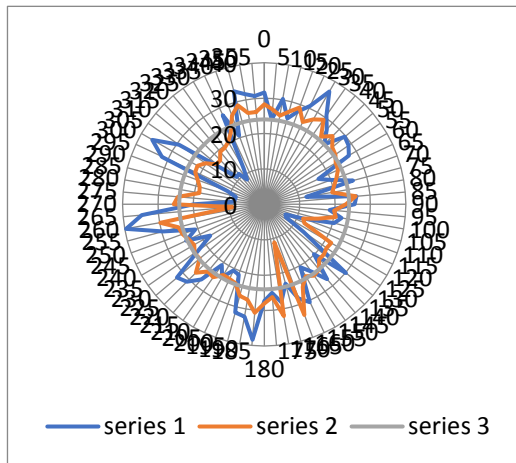
Rysunek 5.6.10. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej nogi męskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości  $P_{int} = 24 \text{ hPa}$  (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru  $G_i = 26,3 \div 54,2 \text{ cm}$ , obwody w ubiorze  $G'_i = 26,1 \div 53,5 \text{ cm}^{230}$



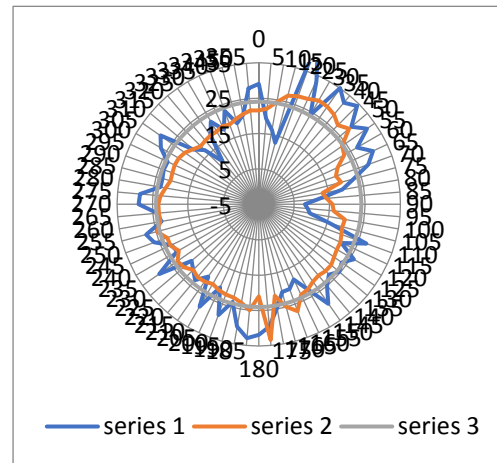
Rysunek 5.6.11. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała ręki męskiej w odległości  $Y = -120$  mm od podstawy (środek stawu łokciowego). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2- wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3- wartość zamierzona  $P_{int} = 24 \text{ hPa}^{230}$



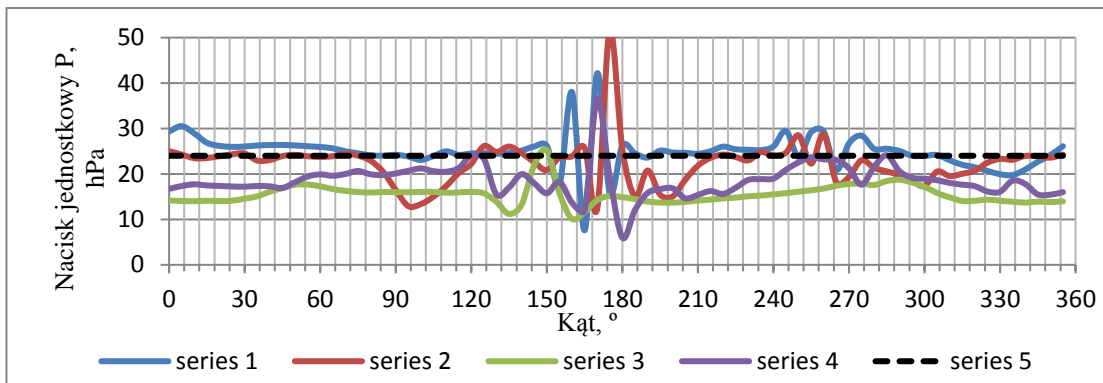
Rysunek 5.6.12. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała ręki męskiej w odległości  $Y = -60$  mm od podstawy (środek stawu łokciowego). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona  $P_{int} = 24 \text{ hPa}^{230}$



Rysunek 5.6.13. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała nogi męskiej w odległości  $Y = 540$  mm od podstawy (kostki). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona  $P_{int} = 24 \text{ hPa}^{230}$



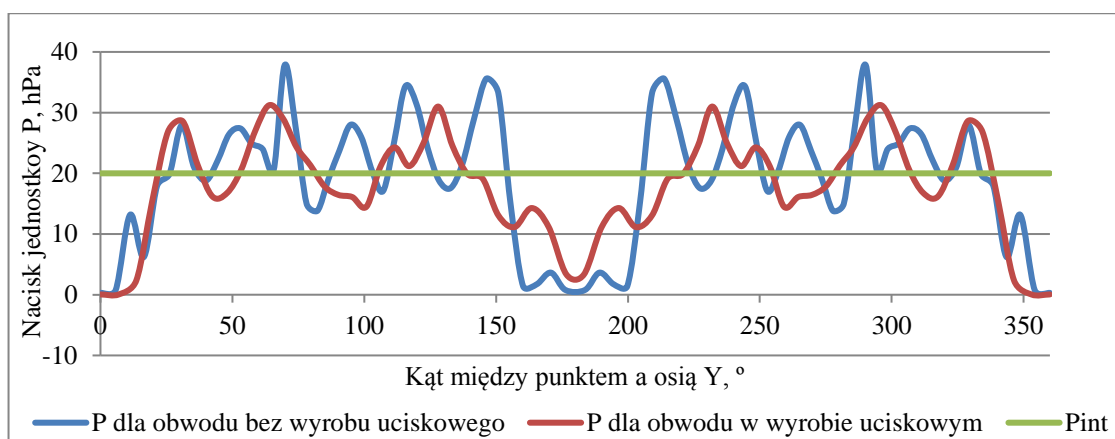
Rysunek 5.6.14. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała nogi męskiej w odległości  $Y = 120$  mm od podstawy (kostki). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona  $P_{int} = 24 \text{ hPa}^{230}$



Rysunek 5.6.15. Miejscowe zmiany nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodów w ubiorze uciskowym dla wybranych obwodów ręki i nogi damskiej. Series 1 – 270 mm od podstawy, series 2 – 550 mm od podstawy, series 3 – 130 mm od podstawy, series 4 – 80 mm od podstawy, series 5 – zamierzona wartość nacisku<sup>230</sup>

Powyższy rysunek 5.6.15 wskazuje natomiast obniżenie lokalnych wartości nacisku jednostkowego pod wpływem odzieży uciskowej, dla wybranych damskich obwodów rąk i nóg. Uzyskane wartości nacisku dla czterech analizowanych obwodów są w większości lokalizacjach mniejsze od zamierzonej wartości nacisku  $P_{i\_int} = 24$  hPa. Uzyskane powyżej wyniki eksperymentalnych i modelowych badań potwierdzają istotność wpływu podatność tkanek miękkich na wartości nacisku jednostkowego.

Miejscowe zmiany wartości nacisku wynikające z podatności ciała na ucisk dla obwodów o zróżnicowanych promieniach krzywizny<sup>226</sup>



Rysunek 5.6.16. Zmiany wartości nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu o zróżnicowanych promieniach krzywizny dla obwodu bez wyrobu uciskowego  $G_i = 70,3$  cm i wymiarach swobodnych wyrobu uciskowego  $G_0 = 49,98$  oraz obwodu w wyrobie uciskowym  $G_{iw} = 66,8$ . W wyniku projektowania wyrobu na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego  $P_{int} = 20$  hPa, wymiary dzianin dla obu przypadków wynosić będą  $G_{oi} = 49,98$  cm,  $G_{oiw} = 48,48$  cm (opracowanie własne)



Rysunek 5.6.16 przedstawia przykładowe, obliczeniowe zmiany wartości nacisku jednostkowego  $P_{in}$  dla wyznaczonych wzdłuż geometrii obwodu promieni krzywizny według równania (5.5.1). Miejscowe zmiany długości promieni krzywizny obwodów w wyrobie uciskowym oraz zmiany wartości siły obwodowej są kolejnymi przyczynami zmian wartości nacisku jednostkowego.

## 5.7. Podsumowanie

Celami cząstkowymi niniejszej pracy jest identyfikacja uwarunkowań zmian wartości nacisku oraz analiza wpływu poszczególnych czynników. Jakościowe i ilościowe badania modelowe przedstawione w niniejszym rozdziale wskazują występowanie następujących przyczyn zmian wartości nacisku jednostkowego:

- tolerancji wymiarowania sylwetki,
- sztywności rozciągania dzianiny,
- obecności szwu,
- tolerancji wykonania wyrobu,
- zróżnicowanie promieni krzywizny,
- podatności ciała na ucisk.

Na podstawie dokonanych analiz wpływu wyżej wymienionych uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego wysunięto poniższe ogólne wnioski:

- tolerancja wymiarowania sylwetki ma szczególne znaczenie w projektowaniu wyrobów wspomagających proces leczenia zewnętrznego dla małych obwodów ciała, w związku z tym, dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych, w celu zminimalizowania błędów wymiarowania sylwetki ważne jest przeprowadzenie pomiarów wielokrotnie,
- wpływ obecności szwu w konfekcjonowanych wyrobach uciskowych wzrasta wraz z malejącą wartością długości obwodów,
- dzianiny przeznaczone na wyroby uciskowe dla małych obwodów ciała powinny charakteryzować się niską sztywnością rozciągania,
- dla dzianin przeznaczonych na wyroby o wyższej klasie ucisku występują większe maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania,
- w procesie projektowania wyrobów uciskowych stosowanych w terapii miejscowej, w celu uzyskania zamierzonej wartości nacisku jednostkowego istotne jest uwzględnienie promieni krzywizny w miejscu obwodu poddanego leczeniu,

- w związku z deformacją ciała pod wpływem ucisku, w celu uzyskania zamierzonej wartości nacisku jednostkowego, proces wymiarowania należy przeprowadzić we wstępnym wyrobie uciskowym,
- wartości lokalnego nacisku jednostkowego na obwodach w odzieży uciskowej wyznaczone na podstawie prawa Laplace'a i znajomości promieni krzywizny są w większości mniejsze i charakteryzują się niższymi współczynnikami zmienności, niż te wyznaczone dla obwodów bez ubioru uciskowego,
- zarówno w wyrobach konfekcjonowanych, jak i bezszwowych istotna jest tolerancja wykonania wyrobu uciskowego, gdyż ma ona istotny wpływ na wartość nacisku jednostkowego w szczególności dla małych obwodów ciała dzieci i niemowląt.

## 6. EKSPERYMENTALNA OCENA ZAPROJEKTOWANYCH KOMERCYJNYCH, UCISKOWYCH, BEZSZWOWYCH WYROBÓW GOTOWYCH <sup>228</sup>

Na podstawie wykonanych w poprzednich rozdziałach analiz przeprowadzono uzupełniająco analizę poprawności projektowania oferowanych na rynku medycznych wyrobów kompresyjnych na przykładzie gotowych, bezszwowych wyrobów standaryzowanych, które są dedykowane do poszczególnych klas ucisku.

Większość dostępnych w sprzedaży gotowych wyrobów uciskowych występuje w różnych rozmiarach i tolerancjach produkcyjnych, które wskazują różnicę między środkową wartością obwodu ciała, a wartościami brzegowymi szerokości zakresu rozmiarów. Jakościowe wymagania omawianych produktów dla danej klasy ucisku spełniają wyroby wywierające określoną wartość kompresji z przedziału wartości dedykowanej klasy w całej szerokości zakresu wymiarowego.

Według szczegółowo opisujących procedurę oceny nacisku wywieranego przez stosowane w terapii żyłaków i obrzęków limfatycznych pończoch oraz rękawów uciskowych norm <sup>175</sup>, <sup>164</sup> i <sup>167</sup>, wartość nacisku weryfikowana jest eksperymentalnie zgodnie z prawem Laplace'a, w wyniku zastosowania najczęściej metody pośredniej, polegającej na pomiarze siły w rozciągniętej do wartości długości obwodów ciała dzianiny, z której wykonany jest wyrób<sup>228</sup>.

### Założenia:

- zależność pomiędzy naciskiem jednostkowym  $P$ , siłą obwodową  $F$  w dzianinie o szerokości  $s$  a obwodem tułowia  $G_i$  opisuje zależność Laplace'a,
- zależność siły  $F$  od wydłużenia względnego  $\varepsilon$  dzianiny opisuje zależność liniowa  $F = a \cdot \varepsilon$ ,
- różnica między wartością środkową  $i$ -tego obwodu ciała  $G_{isr}$  a jego wartościami skrajnymi  $G_{imax}$  i  $G_{imin}$  jest określona tolerancją wymiarową danego rozmiaru  $\Delta G_i = G_{isr} - G_{imin}$ ,  $\Delta G_i = G_{imax} - G_{isr}$ ,
- zaprojektowanie i wytworzenie pończoszniczych wyrobów uciskowych dla poszczególnych rozmiarów odbywa się dla środkowej wartości obwodów  $G_{isr}$  z danego przedziału rozmiaru i środkowej wartości nacisku jednostkowego  $P_{sr}$  dla danej klasy ucisku.

Eksperymentalne badania weryfikacyjne wykonano na przykładzie 6 wariantów komercyjnych, standaryzowanych, uciskowych wyrobów pończoszniczych. Tabela 6.1 podaje szerokości i tolerancje przedziałów rozmiarów wyrobów dla I i II klasy ucisku.

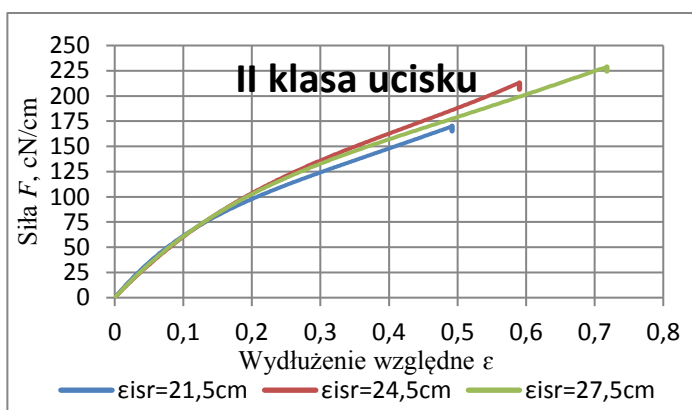
Tabela 6.1. Minimalne wartości obwodów nogi nad kostką dla różnych rozmiarów

Warianty wyrobów przyjętych do badań			
Klasa ucisku I		Klasa ucisku II	
Szerokość przedziału rozmiaru, cm	Tolerancja przedziału, cm	Szerokość przedziału rozmiaru, cm	Tolerancja przedziału, cm
20-24	$\Delta G_i = \pm 2,0$	20-23	$\Delta G_i = \pm 1,5$
22-27	$\Delta G_i = \pm 1,5$	23-26	$\Delta G_i = \pm 1,5$
27-30	$\Delta G_i = \pm 1,5$	26-29	$\Delta G_i = \pm 1,5$

### Procedura obliczeń:

W pierwszym etapie badań weryfikacyjnych dokonano pomiaru długości swobodnej obwodów  $G_{0i}$  poddanych analizie pończoch uciskowych, po czym dokonano obliczeń wartości środkowej obwodu  $G_{isr}$ , wartości krańcowych tzn. powiększonych i pomniejszonych o wartość tolerancji  $\Delta G_i$  dla deklarowanego rozmiaru.

Następnie na podstawie uzyskanych danych oszacowano wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon_{isr}$  i  $\varepsilon_{(G_{isr \pm \Delta G_i})}$  opisanymi równaniami (6.1) i (6.2).



Rysunek 6.1. Przykładowe wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy w fazie naprężania dla wyznaczonych wartości wydłużenia względnego dla pończochy uciskowej II klasy nacisku, trzech rozmiarów i środkowych wartości obwodów  $G_{isr}^{228}$

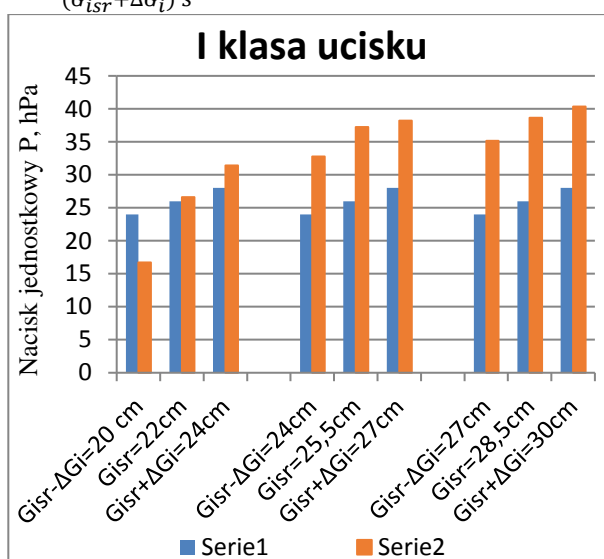
$$\varepsilon_{isr} = \frac{G_{isr}}{G_{i0}} - 1 \dots\dots\dots(6.1)$$

$$\varepsilon_{(G_{isr \pm \Delta G_i})} = \frac{G_{isr \pm \Delta G_i}}{G_{i0}} - 1 \dots\dots(6.2).$$

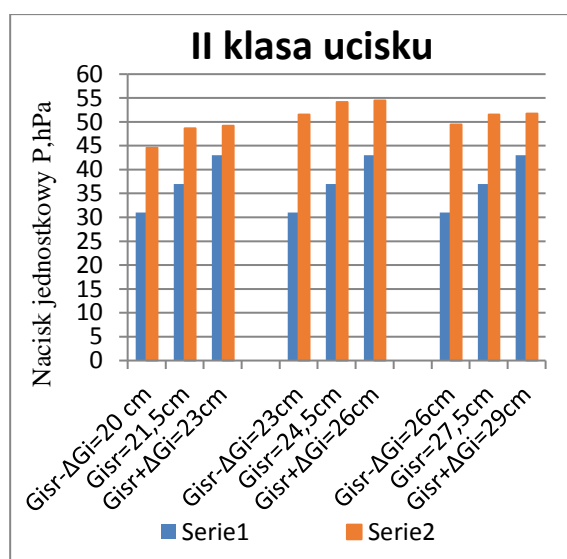
W kolejnym etapie działań weryfikacyjnych dla wyznaczonych wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon$  przeprowadzono pomiar siły  $F$  w dzianinie (rysunek 6.1). Poddane pomiarom próbki dzianiny pończoszniczej pobrano w miejscu najmniejszego obwodu nad kostką. Proces pomiaru przeprowadzono zgodnie z normą 175 poprzez naprężanie i odprężanie

dzianiny do wyznaczonych wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon$ . Pomiary przeprowadzono na zrywarce firmy Hounsfield z wykorzystaniem igieł stabilizujących szerokość dzianiny, dla 4 próbek o długości swobodnej 100 mm i szerokości 75 mm, poddanych procesowi rozciągania i odprężania z prędkością 200 mm/min, dla każdej wartości wydłużenia względnego. Do dalszych obliczeń przyjęto wartość siły  $F$  z 6. pętli histerezy po zakończeniu fazy naprężania<sup>219</sup>. W ostatnim etapie obliczeń wyznaczono zgodnie z prawem Laplace'a (6.3) wartość nacisku jednostkowego  $P$ , które porównano z normatywnymi wartościami ucisku dla wskazanej klasy.

$$P = \frac{2\pi \cdot F}{(G_{isr} \mp \Delta G_i) \cdot s} \dots\dots\dots(6.3).$$



Rysunek 6.2. Wartości nacisku jednostkowego  $P$  dla trzech rozmiarów pończoch kompresyjnych. Seria 1- wartości normatywne dla I klasy ucisku 24 -28 hPa, seria 2-wartości nacisku wyznaczone eksperymentalnie<sup>228</sup>

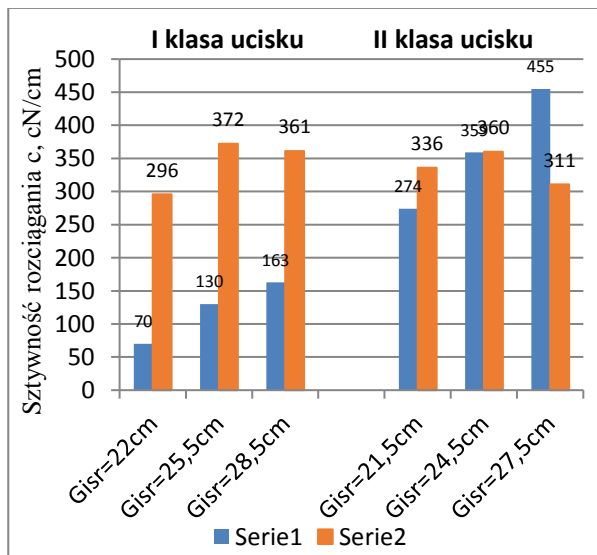


Rysunek 6.3. Wartości nacisku jednostkowego  $P$  dla trzech rozmiarów pończoch kompresyjnych. Seria 1- wartości normatywne dla II klasy ucisku 31-43 hPa, seria 2-wartości nacisku wyznaczone eksperymentalnie<sup>228</sup>

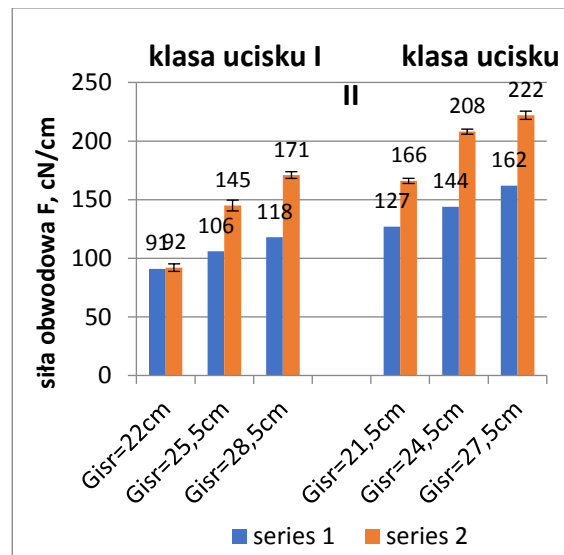
Analiza porównawcza wyznaczonych eksperymentalnie wartości nacisku jednostkowego pięciu analizowanych rozmiarów, których wartości zestawiono na rysunkach 6.2 i 6.3, wskazuje przekroczenie wartości z przedziału kompresji dla określonej klasy. Różnice te występują dla środkowej  $G_{isr}$  oraz krańcowych wartości obwodów  $G_{isr} \pm \Delta G_i$ , a ich przyczynami są zastosowane dzianiny uciskowe o zawyżonej wartości sztywności rozciągania w stosunku do wartości tolerancji wymiarowej rozmiaru oraz błędy wynikające z braku stosowania procedury projektowania wyrobów na środkową wartość obwodu z przedziału rozmiaru i na środkową wartość nacisku danej klasy ucisku<sup>228</sup>.

W wyniku przeprowadzonych badań eksperymentalnych zadeklarowaną wartość kompresji dla środkowej wartości obwodu  $G_{iSr}=22$  cm uzyskano wyłącznie dla jednego rozmiaru I klasy ucisku. W związku ze znaczącą szerokością przedziału wartości obwodów wynoszącą  $G_{iSr}\pm 2$  cm, otrzymano duży spadek wartości nacisku  $P$  dla minimalnej wartości obwodu  $G_{iSr}-2$  cm (rysunek 6.2), wynikający z zastosowania dzianiny o zbyt wysokiej sztywności rozciągania dzianiny oraz dużej tolerancji wymiarowej przedziału. W celu uzyskania określonych normatywnie wartości kompresji z przedziału danej klasy, w całym przedziale rozmiaru, wartość dopuszczalnej maksymalnej wartości sztywności rozciągania dla omawianego przykładu powinna być równa, bądź mniejsza 70 cN/cm (rysunek 6.4). Wartości nacisku jednostkowego wywierane na części ciała o stosunkowo małych obwodach wskazują istotną zależność od zmian wartości tolerancji wymiarowej rozmiaru i sztywności rozciągania dzianiny uciskowej<sup>229</sup>.

Zobrazowane na rysunku 6.3 zawyżone wartości nacisku jednostkowego dla środkowych wartości obwodów  $G_{iSr}$  i II klasy ucisku, wynikają głównie ze zbyt wysokiej wartości siły obwodowej  $F$  (rysunek 6.5), będącej skutkiem, jak w poprzednim przykładzie, braku stosowania zasady projektowania wyrobu na środkową wartość obwodu z przedziału rozmiaru i środkową wartość nacisku zamierzonej klasy ucisku.

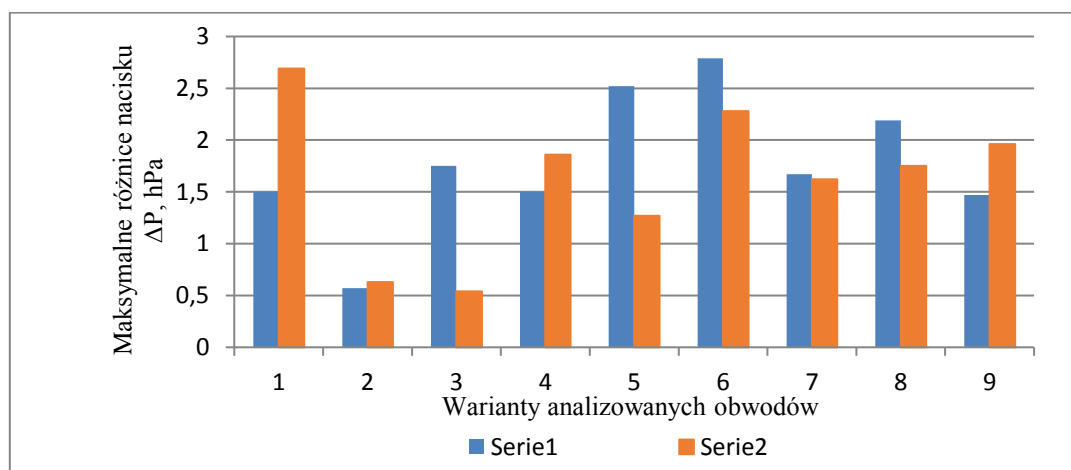


Rysunek 6.4. Wartości sztywności rozciągania dzianiny  $c=F/\epsilon$  dla środkowych wartości przedziałów, seria 1-wartości wyliczone z prawa Laplace'a wg równań (4) i (5), seria 2 – wartości eksperymentalne<sup>228</sup>



Rysunek 6.5. Wartości siły obwodowej dzianiny dla środkowych wartości przedziałów, seria 1-wartości wyliczone z prawa Laplace'a, seria 2 – wartości eksperymentalne<sup>228</sup>

Przeprowadzone w rozdziale 5.2 rozważania teoretyczne wraz z wynikami badań eksperymentalnych, pozwalają stwierdzić, że dobór sztywności rozciągania dzianiny jest ważnym elementem procedury modelowania i projektowania dzianych wyrobów uciskowych wywierających zamierzoną wartość nacisku jednostkowego mieszczącą się w przedziale klasowym danego stopnia kompresji dla określonej wielkości i przedziału rozmiaru produktów. Rysunek 6.6 przedstawia maksymalne różnice między eksperymentalnymi wartościami nacisku jednostkowego dla poszczególnych środkowych i krańcowych obwodów danego rozmiaru. Przeprowadzone analizy dowiodły, że maksymalna różnica nacisku  $\Delta P$  w granicach przedziałów rozmiarów wyniosła 2,7 hPa, natomiast średnia wartość dla 18 analizowanych obwodów wynosiła 1,7 hPa, z tym, że różnice w wartościach  $\Delta P$  nie odbiegały od siebie w sposób znaczący w zależności do szerokości przedziału i nacisku jednostkowego I i II klasy ucisku<sup>228</sup>.



Rysunek 6.6. Maksymalne różnice w wartościach nacisku jednostkowego  $\Delta P = P_{max} - P_{min}$  dla poszczególnych rozmiarów pończoch i wyznaczone eksperymentalnie. Serie 1- dla wariantów I klasy ucisku, serie 2- dla wariantów II klasy ucisku<sup>228</sup>

## 6.1. Podsumowanie<sup>228</sup>

Na podstawie przeprowadzonej eksperymentalnej weryfikacji procedury projektowania gotowych, standaryzowanych, pończoszniczych wyrobów uciskowych wysunięto następujące wnioski:

- ważnym etapem modelowania i projektowania wyrobów uciskowych w celu uzyskania zamierzonej medycznie i normatywnie wartości nacisku jednostkowego dla określonej wielkości i przedziału rozmiaru jest etap doboru sztywności rozciągania;
- ze względu na wykazywanie przez dzianiny o małej wartości sztywności rozciągania mniejszej wrażliwości na zmianę nacisku jednostkowego pod wpływem różnic między

średnią wartością obwodów  $G_{isr}$ , a jego granicznymi wartościami  $G_{isr} \mp \Delta G_i$ , należy wykorzystywać je na wyroby o większej wartości tolerancji rozmiarowej  $\pm \Delta G_i$ ;

- uzyskane wyniki badań eksperymentalnych nacisku jednostkowego dla kompresyjnych wyrobów gotowych deklarowanych dla I i II klasy ucisku dowiodły występowania różnic dla krańcowych i środkowych wartości przedziału rozmiaru;
- głównymi czynnikami istniejących różnic między wyznaczonymi eksperymentalnie a deklarowanymi przez producentów wartościami nacisku jednostkowego jest zastosowanie dzianin o zawyżonej wartości sztywności rozciągania oraz przyjęcie zbyt dużych wartości przedziałów dla rozmiarów wyrobu w stosunku do wartości sztywności rozciągania zastosowanej dzianiny;
- w celu uzyskania gotowych wyrobów uciskowych spełniających wymagania medyczne i jakościowe związane z wywieraną wartością nacisku, ich procedura projektowania powinna opierać się o prawo Laplace'a i odnosić się do środkowej wartości obwodu z przedziału rozmiaru oraz środkowej wartości nacisku danej klasy ucisku, uwzględniając jednocześnie etap doboru sztywności rozciągania dzianiny dla danej klasy ucisku oraz wielkości i tolerancji wymiarowej przedziału rozmiaru.



## 7. PROJEKTOWANIE WYROBÓW UCISKOWYCH <sup>230,231</sup>

Zgodnie z głównym celem dysertacji w niniejszym rozdziale zaprezentowano metody projektowania konfekcjonowanych i bezszwowych wyrobów uciskowych na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego z uwzględnieniem udokumentowanych w poprzednim rozdziale zidentyfikowanych uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego. Z analizy literatury obszaru badawczego wynika, że nie opracowano jak dotąd metody projektowania wyrobów uciskowych obejmującej czynniki wpływające na wartość nacisku w tak szerokim ujęciu.

Zaproponowane metody omówiono w oparciu o opracowane algorytmy dla następujących procedur projektowych:

- opracowanie wzorca wyrobu kompresyjnego dla technologii konfekcjonowania,
- opracowanie konstrukcji wyrobu uciskowego uwzględniającej wpływ podatności tkanek miękkich na wartość nacisku,
- projektowanie wyrobów o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego dla wybranych części ciała o obwodach o zróżnicowanych promieniach krzywizny,
- projektowanie bezszwowych wyrobów uciskowych wytwarzanych na płaskich maszynach dziewiarskich sterowanych numerycznie,
- projektowanie wyrobów uciskowych dla małych obwodów ciała.

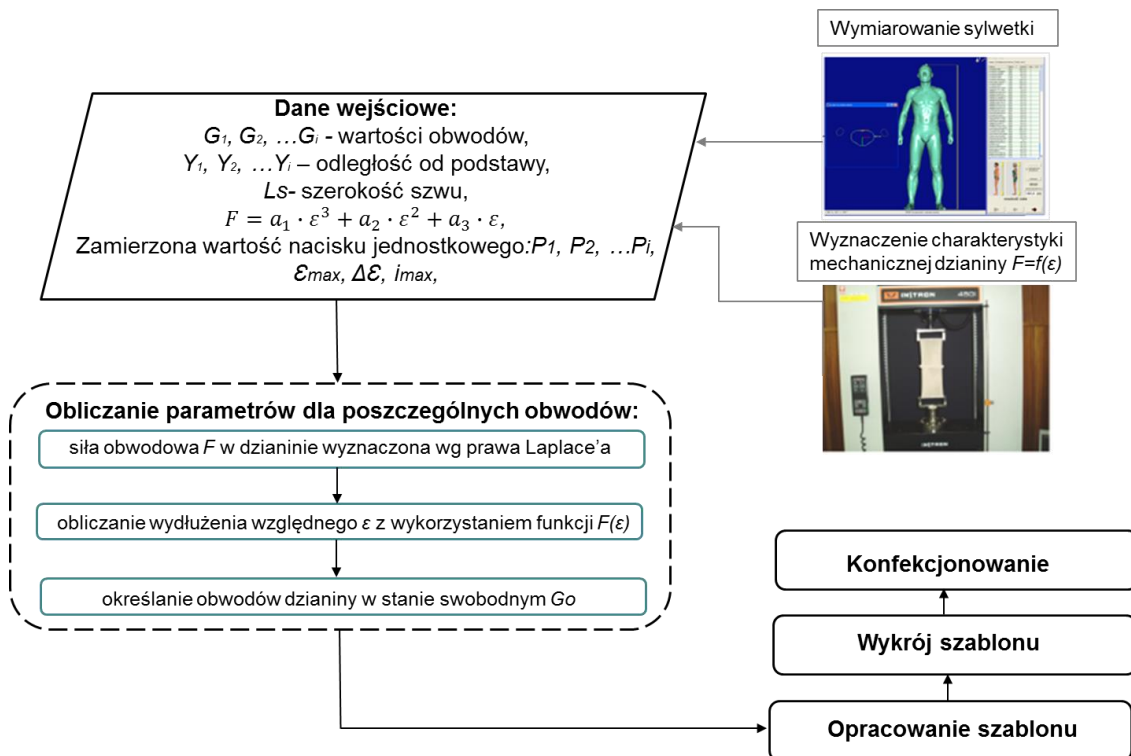
Założenia, według których opracowano poniżej przedstawione algorytmy wspomagające projektowanie wyrobów kompresyjnych to:

1. zależność pomiędzy naciskiem jednostkowym  $P_i$ , siłą obwodową  $F_i$  w dzianinie o szerokości  $s$  a obwodem korpusu  $G_i$  opisuje zależność Laplace'a,
2. zależność siły od wydłużenia względnego dzianiny wyznacza się na podstawie charakterystyk eksperymentalnych dla fazy naprężenia dzianiny w 6. cyklu histerezy oraz dla różnych zakresów rozciągania,
3. siły  $F_i$  w dzianinie na obwodzie ludzkiego ciała są stałe, ponieważ wyrównują się podczas użytkowania,
4. długości obwodów i ich położenie wzdłuż części ciała określane są techniką skanowania sylwetki 3D,
5. dla obwodów sylwetki o zróżnicowanych promieniach krzywizny, zamierzoną wartość nacisku jednostkowego można uzyskać (tylko) w wybranym miejscu obwodu, w wyniku wyznaczenia promieni krzywizny w danym miejscu obwodu poprzez aproksymację jego krzywizny do fragmentu koła.

## 7.1. Projektowanie konfekcjonowanych wyrobów uciskowych o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego<sup>231</sup>

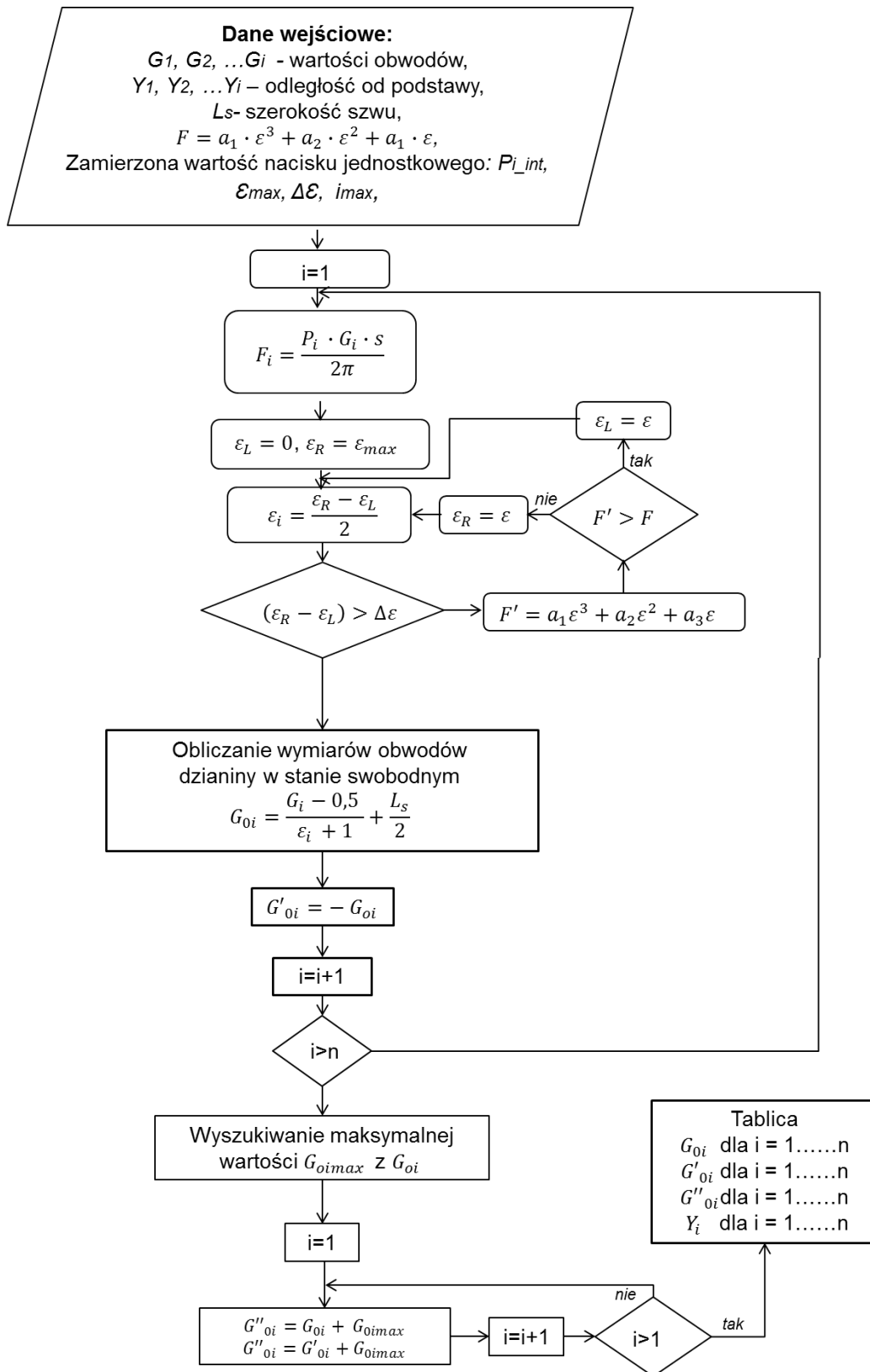
Metoda projektowania i wykonania wyrobów uciskowych techniką konfekcjonowania została opracowana na podstawie badań modelowo-eksperymentalnych i obejmuje przedstawione na poniższym ogólnym algorytmie następujące etapy:

1. Znajomość parametrów wejściowych uzyskanych w wyniku wymiarowania sylwetki oraz wyznaczenia charakterystyki mechanicznej dzianiny.
2. Oszacowanie parametrów dla poszczególnych obwodów umożliwiającą wyznaczenie wartości obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_{0i}$ .
3. Opracowanie konstrukcji szablonu.
4. Wykrój szablonu.
5. Łączenie wykrojonego elementu odzieży za pomocą płaskiego szwu.



Rysunek 7.1.1. Ogólny algorytm metody projektowania i wykonania wyrobów uciskowych techniką konfekcjonowania<sup>231</sup>

Kolejny algorytm obrazuje w sposób szczegółowy procedurę projektowania wyrobu uciskowego zmierzającą do wyznaczenia współrzędnych szablonu wyrobu uciskowego.



Rysunek 7.1.2. Algorytm przedstawiający metodę projektowania wyrobów uciskowych techniką konfekcjonowania tj. wyznaczania współrzędnych wzoru wyrobu uciskowego łączonego szwem<sup>231</sup>

### Procedura obliczeń:

Parametrami wejściowymi do modelu obliczeń są: wartości obwodów  $G_i$  i odległości obwodów od podstawy  $Y_i$  uzyskane w wyniku wymiarowania sylwetki, określone medycznie zamierzone wartości nacisku  $P_{i\_int}$ , współczynniki regresji funkcji siły i wydłużenia względnego dzianiny;  $a_1$ ,  $a_2$  i  $a_3$  wyznaczone otrzymane na podstawie charakterystyki mechanicznej dzianiny oraz współczynnik dokładności obliczeń wydłużenia względnego  $\Delta\varepsilon$  i wartość maksymalnego wydłużenia dzianin  $\varepsilon_{max}$ .

- Etap 1. Współczynniki  $\varepsilon_L$  i  $\varepsilon_R$  oznaczają przedział, w jakim wyszukujemy wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$ . Na początku przedział ten wynosi  $\langle 0, \varepsilon_{max} \rangle$  ( $\varepsilon_{max} \geq 1$ ) i powinien odpowiadać względnemu wydłużeniu użytecznemu dzianiny. W kolejnych krokach obliczeń metodą bisekcji zawężamy przedział zmieniając odpowiednio  $\varepsilon_L$  lub  $\varepsilon_R$ . Ponieważ wyszukujemy  $\varepsilon_i$  z dokładnością do określonej delty, dzielimy ten przedział, aż jego rozmiar będzie mniejszy niż delta. Ostatecznie wybieramy wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$  w połowie przedziału.
- Etap 2. Na podstawie wyznaczonych w pierwszym etapie procesu projektowania wartości sił obwodowych  $F_i$  z zależności Laplace'a dla kolejnych obwodów  $G_i$  i z wykorzystaniem charakterystyki mechanicznej dzianiny w postaci  $F=f(\varepsilon)$  określone są wartości wydłużeń względnych  $\varepsilon$ . Znajomość wartości wydłużeń względnych umożliwia wyznaczenie wartości obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_{oi}$ .
- Etap 3. Kolejnym krokiem obliczeń jest wyznaczenie współrzędnych wymiarów swobodnych konstrukcji szablonu dla adekwatnych współrzędnych położenia kolejnych obwodów. Skojarzenie współrzędnych punktów szablonu w formacie pracy plotera tnącego  $Y_i$ ,  $G'_{oi}$  oraz  $Y_i$ ,  $G''_{oi}$  z programem jego sterowania umożliwia automatyczny wykroj szablonu z uwzględnieniem zapasów na szwy.

Stosując stałą lub stopniowaną wartość nacisku można uzyskać szablon dla danego rodzaju terapii.

Uwzględniając podatność ciała na ucisk należy w procesie projektowania w miejsce wielkości obwodu bez wyrobu uciskowego  $G_i$  wstawić wartość obwodu w wyrobie uciskowym  $G_{iw}$ , co dokonano poniżej.

### 7.1.1. Projekt wyrobu o stałej, zamierzonej wartości nacisku jednostkowego

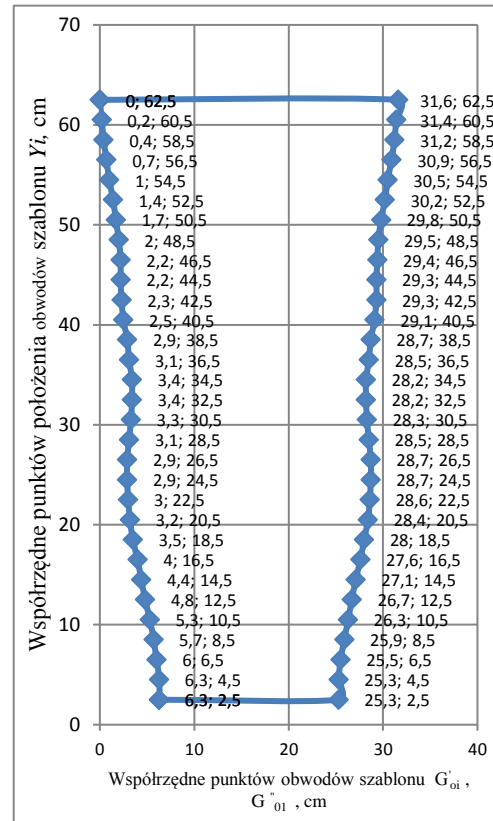
Przykład wykonanego wyrobu uciskowego o stałej wartości nacisku w formie nogawki w oparciu o szablon (rysunek 7.1.1.2) opracowany zgodnie z powyższą procedurą opisaną w punkcie 7.1.2 przedstawia rysunek 7.1.1.1.



$G_{iw}$ , cm	$Y_i$ , cm	$G_{oi+ls}$ , Cm
24,8	2,5	18,1
25	4,5	18,2
25,9	6,5	18,7
27,4	8,5	19,4
29,3	10,5	20,3
31,4	12,5	21,3
33,4	14,5	22,1
35,6	16,5	23
38	18,5	24
39,8	20,5	24,7
41	22,5	25,1
41,5	24,5	25,3
41,2	26,5	25,2
40,4	28,5	24,9
39,4	30,5	24,5
38,7	32,5	24,2
38,6	34,5	24,2
40,2	36,5	24,8
41,3	38,5	25,2
43,4	40,5	25,9
44,4	42,5	26,3
44,7	44,5	26,4
44,9	46,5	26,5
45,7	48,5	26,7
47,3	50,5	27,2
49,1	52,5	27,8
50,9	54,5	28,4
52,6	56,5	28,9
54	58,5	29,3
55,1	60,5	29,6
56,2	62,5	29,9

Rysunek 7.1.1.1. Skan nogi 3D i widok nogawki wykonanej z dzianiny rzędkowej w technologii łączenia szwem. Wariant: 65% poliamid, 35% elastan<sup>231</sup>

Tabela 7.1.1.1. Dane wyjściowe w postaci wymiarów obwodów w stanie swobodnym  $G_{oi}$  (op. własne)



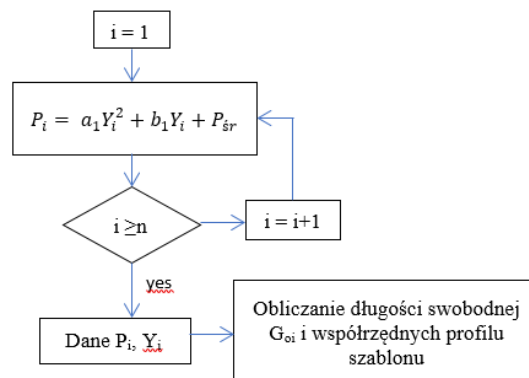
Rysunek 7.1.1.2. Wyznaczony kształt szablonu nogawki wraz ze współzrędnymi położenia  $Y_i$  i obwodów  $G'_{oi}$  i  $G''_{oi}$ , cm<sup>231</sup>, dane: dzianina rzędkowa, związek siły z wydłużeniem  $F=197,6\epsilon$ , nacisk jednostkowy  $P_{i\_int}=20hPa$ ,  $ls=0,6cm$  (op. własne)

### **7.1.2. Projekt wyrobu w postaci nogawek dla III klasy nacisku o stopniowanej wartości nacisku jednostkowego dla wyrobu składającego się z dwóch warstw dzianiny**

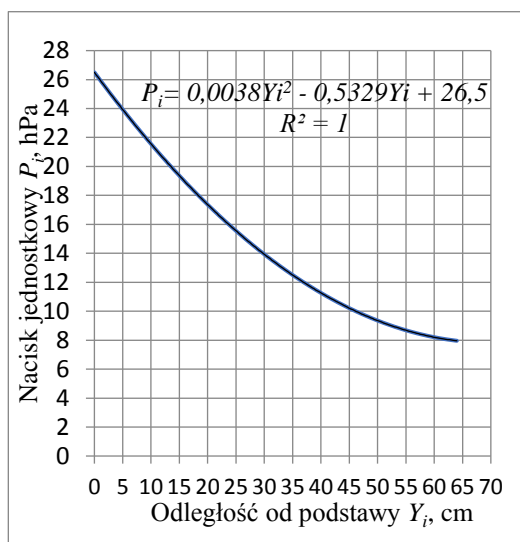
Dla większych klas ucisku - II, III i dużych wartości obwodów ciała  $G_i$  istnieją trudności zakładania ubioru uciskowego z uwagi na duże wartości siła obwodowych  $F_i$ . Jedną z metod pokonania tej trudności jest wykonanie dwóch ubiorów uciskowych, gdzie każdy z nich wykonany jest na dwukrotnie mniejszą wartości nacisku jednostkowego  $P_i$ . Zamierzone wartości nacisku jednostkowego  $P_i$  dla każdego z tych wyrobów będą dwukrotnie mniejsze i stanowią połowę wartości zalecanej dla danej klasy ucisku. Poniżej na przykładzie nogawki przedstawiono projekt wyrobu dla III klasy ucisku. Wartość środkowa dla III klasy ucisku na wysokości kostki (punkt B, tabela 2.3.2) wynosi 53 hPa, stąd dla każdego z wyrobów w punkcie B, wartość nacisku jednostkowego powinna być równa 26,5 hPa. Dla punktu C i G wartości te w przypadku wyrobów o stopniowanej wartości nacisku będą odpowiednio równe 0,6 i 0,3 wartości środkowej w punkcie B. Zmianę gradientu ciśnienia opisuje funkcja wyznaczona dla środkowych wartości współczynników redukcji nacisku z przedziału ich maksymalnych i minimalnych wartości dla III klasy ucisku zgodnie z wytycznymi normy PN-ENV 12718:2002 Medical compression hosiery. Zmiany nacisku jednostkowego, długości swobodnej obwodów  $G_{oi}$  wzdłuż długości nogi  $Y_i$  dla III klasy ucisku dla pojedynczego wyrobu przedstawia tabela 7.1.2.1. Wprowadzenie funkcji zmian nacisku jednostkowego dla kolejnych obwodów  $G_{iw}$  (rysunek 7.1.2.1) do algorytmu przedstawionego w rozdziale 7.1 na rysunku 7.1.2, umożliwi obliczenia długości swobodnych dzianiny  $G_{oi}$  (tabela 7.1.2.1). Kolejnym krokiem obliczeń jest określenie współrzędnych wymiarów swobodnych profilu szablonu, które wraz ze współrzędnymi położenia kolejnych obwodów zezwalają na wykreślenie szablonu wykroju. Opracowane algorytmy scalają dane ze skanera 3D w postaci wartości długości obwodów  $G_{iw}$  i ich współrzędnych położenia  $Y_i$  wzdłuż długości osłanianej części ciała oraz wyznaczone wartości długości swobodnych  $G_{oi}$  wraz z zapasami na szwy. Skojarzenie współrzędnych punktów szablonu w formacie pracy plotera tnącego  $Y_i, G'_{oi}$  oraz  $Y_i, G''_{oi}$  z programem jego sterowania umożliwi automatyczny wykroj szablonu z uwzględnieniem zapasów na szwy.

$G_{iw}$ , cm	$Y_i$ , cm	$P_i$ , hPa	$G_{oi+ls}$ , cm	$G_{iw}$ , Cm	$Y_i$ , cm	$P_i$ , hPa	$G_{oi+ls}$ , cm
56,3	64	8,0	51,2	34,9	32	11,9	32,3
56,1	62	7,9	51,1	36,1	30	12,5	33,1
55,4	60	7,9	50,6	37,6	28	13,1	34,0
54,3	58	7,9	49,7	38,7	26	13,8	34,6
53,1	56	7,9	48,7	39,2	24	14,5	34,8
51,5	54	8,0	47,3	39,1	22	15,3	34,4
49,8	52	8,2	45,9	38,4	20	16,1	33,6
47,9	50	8,3	44,2	37,3	18	16,9	32,5
46	48	8,6	42,5	35,6	16	17,8	31,1
14	46	8,8	40,6	33,6	14	18,8	29,4
41,6	44	9,1	38,7	31,5	12	19,8	27,7
40	42	9,5	37,2	29,1	10	20,8	25,7
38,8	40	9,9	36,1	27	8	21,8	24,0
37,5	38	10,3	34,9	24,8	6	22,9	22,2
35,9	36	10,8	33,4	23,4	4	24,1	21,0
35	34	11,3	32,5	22,8	2	25,3	20,4
				23,4	0	26,5	20,7

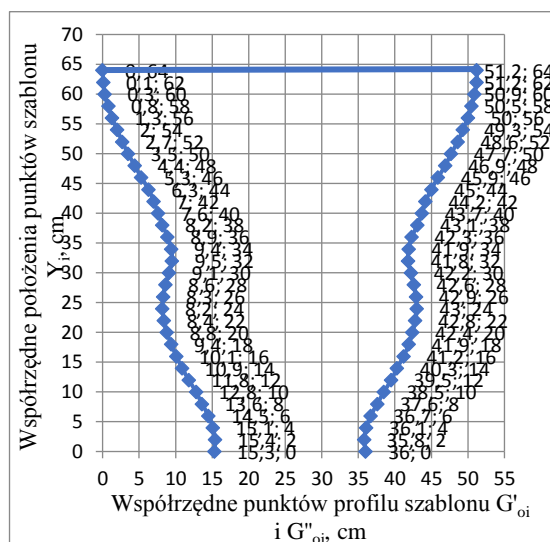
Tabela 7.1.2.1. Wyniki obliczeń dla szablonu nogawki. Parametry obliczeń:  $L_s = 0,6\text{cm}$ ,  $P_{sr}=26,5\text{ hPa}$ , dzianina kolumnienkowa  $F=593,1\epsilon^3-848,1\epsilon^2+725,7\epsilon$ . Wartości  $G_{iw}$  dla sylwetki damskiej w ubiorze uciskowym (tabela 4.2) (op. własne)



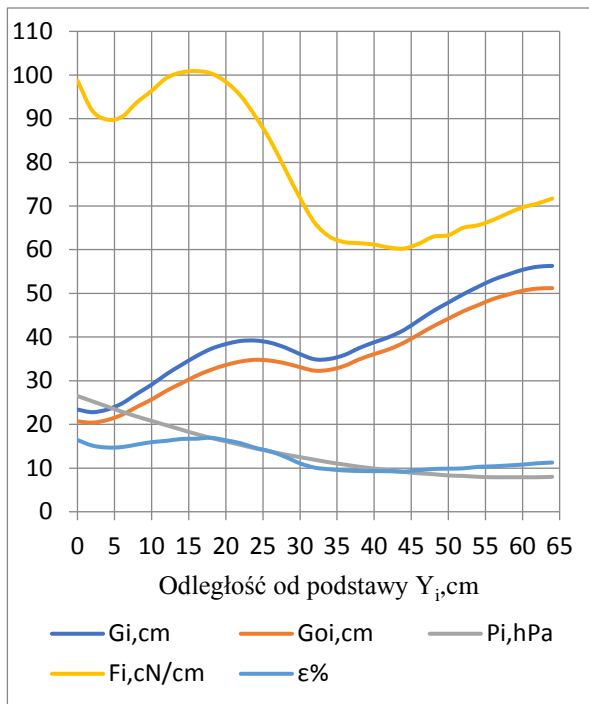
Rysunek 7.1.2.1. Uzupełnienie algorytmu z rysunku 7.1.2 do wygenerowania szablonu dla wyrobów o stopniowanym nacisku jednostkowym (op. własne)



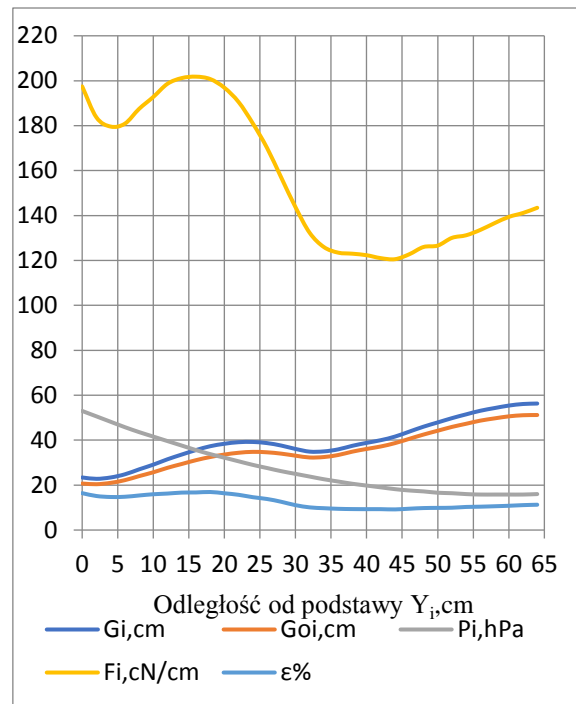
Rysunek 7.1.2.2. Zmiany średnich wartości nacisku jednostkowego wzdłuż nogi damskiej dla wyrobów o stopniowanym nacisku dla pojedynczego wyrobu uciskowego dla III klasy ucisku (op. własne)



Rysunek 7.1.2.3. Szablon nogawki o stopniowanym nacisku jednostkowym wraz ze współrzędnymi punktów szablonu  $G'_{oi}$ ,  $G''_{oi}$ , cm<sup>231</sup>



Rysunek 7.1.2.4. Parametry równania Laplace'a wzdłuż osłanianej części ciała (nogi damskiej) dla pojedynczej warstwy wyrobu dwuwarstwowego o zamierzonej wartości nacisku dla pojedynczej warstwy  $P_{i,int}=26,5\text{hPa}$ . Działania kolumnkowa  $F=593,1\epsilon^3-848,1\epsilon^2+725,7\epsilon$ ,  $G_i=22,8\div 56,3\text{ cm}$ ,  $Y_i=0\div 64\text{cm}$  (op. własne)



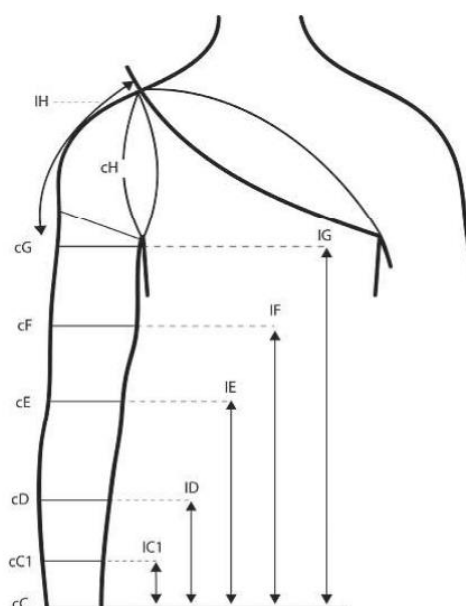
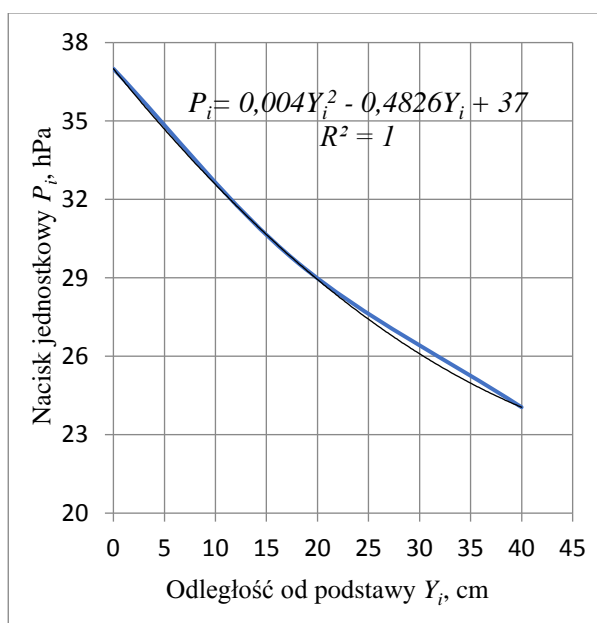
Rysunek 7.1.2.5. Parametry równania Laplace'a wzdłuż osłanianej części ciała (nogi damskiej) dla wyrobu dwuwarstwowego o zamierzonej wartości nacisku  $P_{i,int}=53\text{hPa}$ . Działania kolumnkowa  $F=593,1\epsilon^3-848,1\epsilon^2+725,7\epsilon$ ,  $G_i=22,8\div 56,3\text{ cm}$ ,  $Y_i=0\div 64\text{cm}$  (op. własne)

Rysunki 7.1.2.4 i 7.1.2.5 ilustrują odpowiednio wartości parametrów równania Laplace'a dla pojedynczej warstwy wyrobu dwuwarstwowego i dla wyrobu dwuwarstwowego o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego w obszarze kostki  $P_{i,int}=53\text{ hPa}$ . Po nałożeniu dwóch warstw suma sił wzdłużnych  $F_i$  jest dwukrotnie wyższa, co gwarantuje podwojenie nacisku jednostkowego. W przypadku wyrobu jednowarstwowego projektowanego na wartość nacisku jednostkowego dla III klasy ucisku, siły wzdłużne  $P_i$  w kolejnych obwodach dzianiny będą 2-krotnie wyższe od wartości w pojedynczej warstwie wyrobu dwuwarstwowego, co jest przyczyną dyskomfortu przy zakładaniu wyrobu.



### 7.1.3. Projekt wyrobu w postaci rękawa dla II klasy nacisku o stopniowanej wartości nacisku jednostkowego dla wyrobu jednowarstwowego

Dla obwodów o relatywnie małych wartościach obwodów ciała  $G_i$ , takich, jak kończyny górne, zakładanie wyrobu uciskowego I i II klasy w postaci rękawa nie stanowi problemu. Zgodnie z przedziałem wartości nacisku  $P = 31 \div 43$  hPa dla drugiej klasy nacisku wartość środkowa wynosi 37 hPa dla punktu C (linia nadgarstka). Następnie wartości nacisku dla punktu D w największym obwodzie przedramienia mieści się w przedziale  $60 \div 100$  % nacisku dla punktu C, a w punkcie G wynosi  $40 \div 90$  % nacisku początkowego. Rysunek 7.1.3.1 przedstawia wyznaczoną funkcję gradientu nacisku jednostkowego wzdłuż osłanianej ręki.



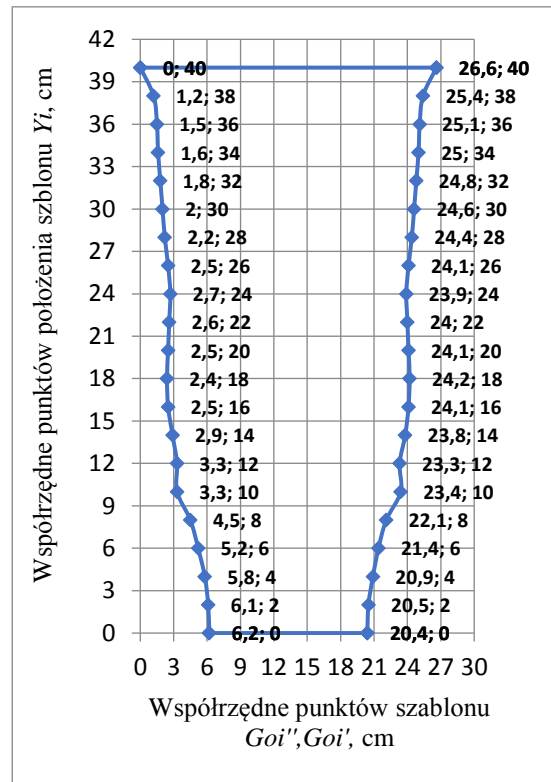
Rysunek 7.1.3.1. Zmiany środkowych wartości nacisku jednostkowego wzdłuż ręki damskiej dla wyrobów o stopniowanym nacisku dla wyrobu uciskowego dla II klasy ucisku (op. własne)

Rysunek 7.1.3.2. Rozmieszczenie charakterystycznych punktów wzdłuż kończyny górnej<sup>167</sup>

Wprowadzenie funkcji zmian nacisku jednostkowego dla kolejnych obwodów  $G_{iw}$  (rysunek 7.1.3.1) do algorytmu przedstawionego w rozdziale 7.1 (rysunek 7.1.2), umożliwia obliczenia długości swobodnych dzianiny  $G_{oi}$  z zapasem na szwy (tabela 7.1.3.1). Kolejnym krokiem obliczeń jest określenie współrzędnych wymiarów swobodnych profilu szablonu, które wraz współrzędnymi położenia kolejnych obwodów zezwalają na wykreślenie szablonu wykroju.

$G_{iw}$ , cm	$Y_i$ , cm	$P_i$ , hPa	$G''_{oi}$ , cm	$G'_{oi}$ , cm	$G_{oi}$ , cm
31,5	40	24,1	26,6	0	26,6
27,9	38	24,4	25,4	1,2	24,2
27,1	36	24,8	25,1	1,5	23,6
26,9	34	25,2	25	1,6	23,3
26,5	32	25,7	24,8	1,8	23
26,1	30	26,1	24,6	2	22,6
25,5	28	26,6	24,4	2,2	22,2
24,9	26	27,2	24,1	2,5	21,7
24,4	24	27,7	23,9	2,7	21,2
24,8	22	28,3	24	2,6	21,4
25,2	20	28,9	24,1	2,5	21,6
25,6	18	29,6	24,2	2,4	21,8
25,5	16	30,3	24,1	2,5	21,6
24,6	14	31	23,8	2,9	20,9
23,3	12	31,8	23,3	3,3	20
23,7	10	32,6	23,4	3,3	20,1
20,1	8	33,4	22,1	4,5	17,6
18,1	6	34,2	21,4	5,2	16,2
16,7	4	35,1	20,9	5,8	15,1
15,9	2	36,1	20,5	6,1	14,4
15,7	0	37	20,4	6,2	14,2

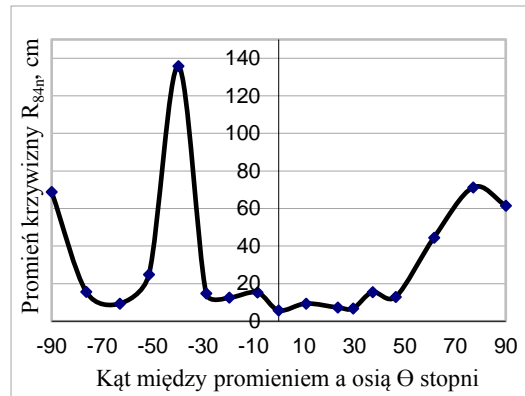
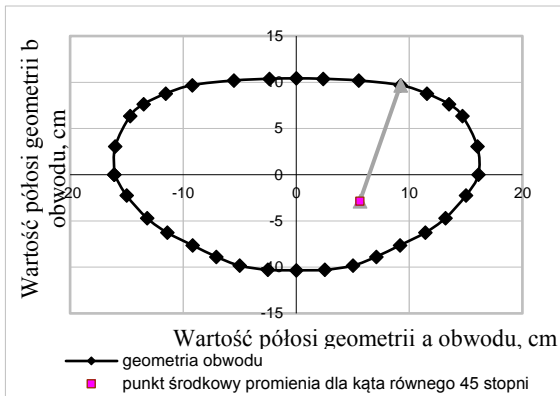
Tabela 7.1.3.1. Wyniki obliczeń dla szablonu rękawa. Parametry obliczeń:  $L_s=0,6\text{cm}$ ,  $P_{sr}=37\text{hPa}$ , dzianina kolumnienkowa  $F=593,1\epsilon^3 - 848,1\epsilon^2 + 725,7\epsilon$ , Wartości  $G_{iw}$  dla sylwetki damskiej w ubiorze uciskowym – tabela 4.2 (op. własne)



Rysunek 7.1.3.3. Szablon rękawa o stopniowanym nacisku jednostkowym wraz ze współrzędnymi punktów szablonu  $G'_{oi}$ ,  $G''_{oi}$ , cm (op. własne)

## 7.2. Projektowanie wyrobów uciskowych na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego dla obwodów krzywoliniowych<sup>230</sup>

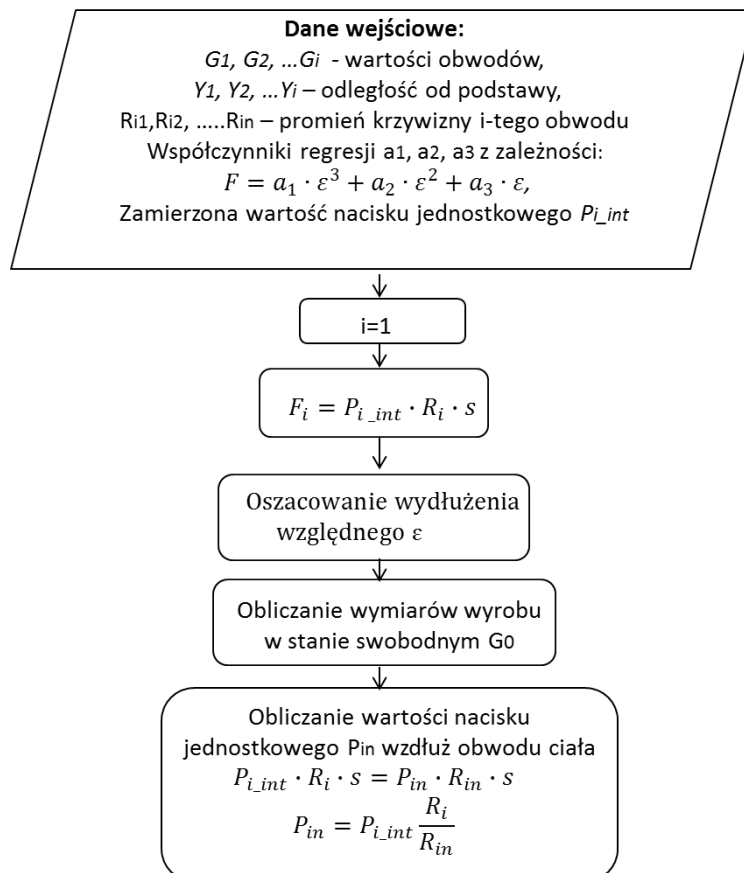
Ciało ludzkie jest bryłą posiadającą obwody o zróżnicowanej geometrii przekroju. W terapii miejscowej istotne znaczenie ma uzyskanie określonej medycznie wartości nacisku jednostkowego w miejscu poddanemu leczeniu, co wiąże się z uwzględnieniem w procedurze projektowania promieni krzywizny w zamierzonym miejscu obwodu.



Rysunek 7.2.1. Geometria wybranego obwodu tułowia kobiety w wyrobie uciskowym  $G_{84}$  wyznaczona techniką skanowania 3D (opracowanie własne)

Rysunek 7.2.2. Wartości promienia krzywizny  $R_{84n}$  dla obwodu ciała  $G_{84}$  (opracowanie własne)

Procedurę projektowania wyrobu uciskowego o zamierzonej wartości nacisku w obszarach poddanych terapii można uzyskać podejmując działania zgodne z algorytmem przedstawionym na rysunku 7.2.3. Przykładowe oszacowania zaprezentowano dla wybranego obwodu tułowia kobiety w wyrobie uciskowym  $G_{84w} = 85,9$  cm z rysunku 7.2.1.



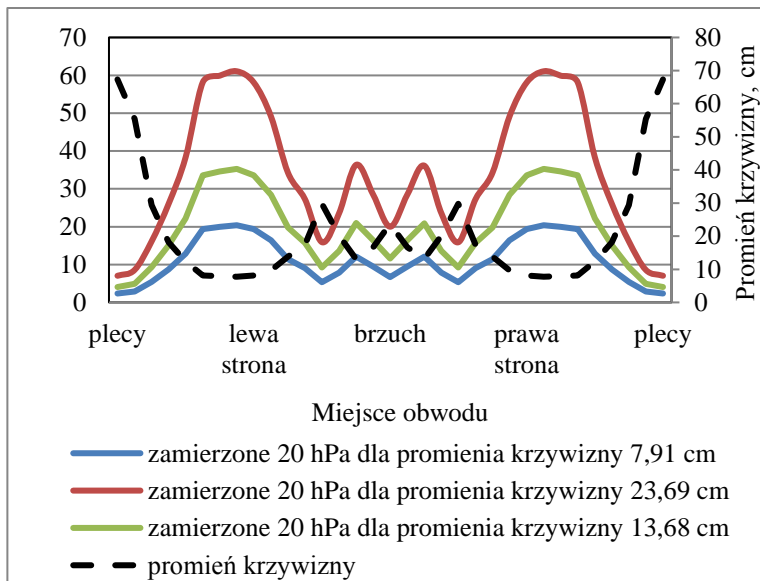
Rysunek 7.2.3. Schemat obliczeń wartości nacisków wzdłuż linii obwodu ciała<sup>231</sup>

### Procedura obliczeń:

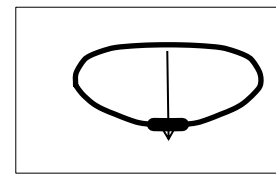
Parametrami wejściowymi są: uzyskane w wyniku wymiarowania sylwetki wielkości obwodów  $G_i$  w wyznaczonych odległościach od podstawy  $Y_i$ , wyznaczone promienie krzywizny w efekcie aproksymacji geometrii miejsca poddanego leczeniu do koła oraz określona medycznie zamierzona wartość nacisku jednostkowego, charakterystyka mechaniczna dzianiny w postaci związku siły i wydłużenia względnego  $F=f(\varepsilon)$ .

- Etap 1. Dla wybranej części obwodu ciała  $G_i$  o promieniu krzywizny  $R_{in}$  i zamierzonej wartości nacisku  $P_{i\_int}$  wyznaczana jest wartość siły obwodowej  $F_i$  z zależności Laplace'a.
- Etap 2. Następnie należy oszacować wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$ , którego wartość określona jest z wykorzystaniem charakterystyki dzianiny  $F=f(\varepsilon)$ . Znajomość wartości wydłużenia względnego pozwala wyznaczyć wartości obwodu dzianiny w stanie swobodnym  $G_{0i}$  dla obwodu ciała  $G_i$ . W celu otrzymania zamierzonej wartości nacisku jednostkowego w zadanym obszarze obwodu, wartość wydłużenia względnego  $\varepsilon$  dzianiny osłaniającej obwód ciała o długości  $G_i$  powinna być równa wartości obliczonej wg równania  $G_{0i} = \frac{G_i}{\varepsilon+1}$ .
- Etap 3. W kolejnym etapie obliczeń należy oszacować wartości nacisków  $P_{in}$  wzdłuż obwodu ciała z równań na wartość sił obwodowych  $F_i$ . Obliczone wartości nacisku  $P_{in}$  dla trzech wartości promienia krzywizny przedstawia rysunek 7.2.4. Dla obwodu ciała (rysunek 7.2.1), wyznaczone wartości promieni krzywizny  $R_{in}$  zawierają się w przedziale  $7,91 < R_{in} < 23,69$  cm (rysunek 7.2.5).

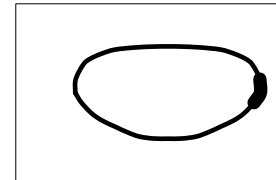
W zależności od miejsca obwodu, dla którego projektowany jest wyrób uciskowy na zamierzona wartość nacisku jednostkowego wynoszącą np.  $P_{i\_int} = 20$  hPa, wartość otrzymanego nacisku na obwodzie będzie uzyskiwała wartość w przedziale  $P_i = 4 \div 61$  hPa. Kiedy projektujemy wyrób na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego dla części obwodu z zakresu maksymalnych wartości promienia krzywizny (rysunek 7.2.5), wówczas w części obwodów o minimalnej wartości promienia krzywizny mogą pojawić się znacznie zawyżone w stosunku do wskazanej medycznie wartości, wartości nacisków jednostkowych (rysunek 7.2.4).



Rysunek 7.2.4. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu dla  $R_{in}$  równego 7,91, 13,68 i 23,69 cm. Parametry obliczeń:  $G_i = 85,9$  cm,  $P_{i\_int} = 20$  hPa,  $7,91 < R_{in} < 23,69$  cm<sup>226</sup>



$R=23,69$  cm



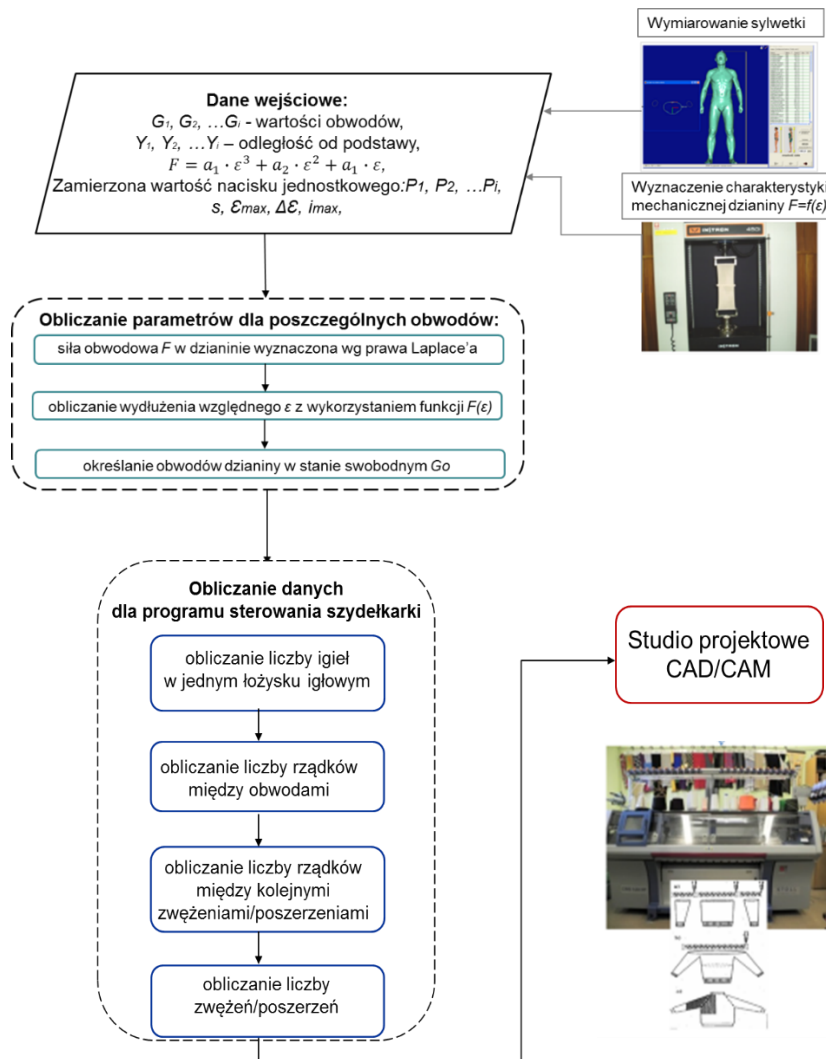
$R=7,91$  cm

Rysunek 7.2.5. Wartości promieni krzywizny w wybranych odcinkach obwodu<sup>226</sup>

### 7.3. Projektowanie bezszwowych wyrobów uciskowych<sup>231</sup>

Metoda projektowania i wykonania bezszwowych wyrobów uciskowych na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego oparta jest na opracowanym ogólnym algorytmie wyznaczania parametrów wejściowych do programu Stoll M1plus oraz badaniach modelowo-eksperymentalnych, obejmującym następujące etapy:

1. Znajomość parametrów wejściowych uzyskanych w wyniku wymiarowania sylwetki oraz wyznaczenia charakterystyki mechanicznej dzianiny.
2. Oszacowanie parametrów dla poszczególnych obwodów umożliwiających wyznaczenie wartości obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_{0i}$ .
3. Obliczanie danych do programu sterowania szydełkarki.
4. Opracowanie formy wyrobu przy użyciu programów CAD/CAM.
5. Wykonanie wyrobu z wykorzystaniem szydełkarki.



Rysunek 7.3.1. Ogólny algorytm projektowania i wykonania wyrobów uciskowych techniką bezszwową<sup>231,232</sup>

### Procedura obliczeń:

Parametry wejściowe w procedurze projektowania uciskowych wyrobów bezszwowych są takie same jak w algorytmie obliczeniowym dla projektowania uciskowych wyrobów konfekcjonowanych (rysunek 7.1.2) z dodatkowym uzupełnieniem o wartości ścisłości rządkowej  $P_r$  i kolumnkowej  $P_k$ .

- Etap 1. W pierwszym etapie kalkulacji należy w sposób analogiczny do przedstawionego w rozdziale 7.1 procesu obliczeń oszacować wydłużenie względne dzianiny  $\varepsilon$ .
- Etap 2. Kolejny etap polega na określeniu wymiarów obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$ .

Etap 3. Następnie w celu zaprojektowania procesu wykonania wyrobu dla obwodów dzianiny w stanie swobodnym  $G_{0i}$  odpowiadających poszczególnym obwodom ciała  $G_i$ , należy przeprowadzić działania kalkulacyjne, ukierunkowane na wyznaczenie parametrów wejściowych dla programu szydełkarki M1plus firmy Stoll:

- $I_i$  - liczby igieł biorących udział w formowaniu dzianiny dla poszczególnych obwodów ciała  $G_i$  w jednym łożysku igłowym według wzoru

$$I_i = 0,5 \frac{G_{0i} \cdot P_k}{10} \dots\dots\dots(7.3.1)$$

- $\Delta I_i$  - o ile igieł rządki są zwężone/poszerzone

$$\Delta I = \frac{I_i - I_{i-1}}{2} \dots\dots\dots(7.3.2)$$

- $R_{i,i-1}$  - liczby rządków między kolejnymi obwodami  $G_{0i}$

$$R_{i,i-1} = \frac{|y_i - y_{i-1}| \cdot P_r}{10} \dots\dots\dots(7.3.3)$$

- $NR$  - liczby rządków pomiędzy kolejnymi zwężeniami/ poszerzeniami dzianiny

$$NR_{i,i-1} = \frac{R_{i,i-1}}{\Delta I} \dots\dots\dots(7.3.4)$$

- $N_{i,i-1}$  - liczby zwężeń/poszerzeń

$$N_{i,i-1} = \frac{|R_{i,i-1}|}{NR_{i,i-1}} \dots\dots\dots(7.3.5)$$

- $RS$  - całkowitej liczby zwężonych/poszerzonych rządków

$$RS = N_{i,i-1} \cdot NR_{i,i-1} \dots\dots\dots(7.3.6)$$

- $\Delta R_{i,i-1}$  - różnicy między liczbą rządków między obwodami a liczbą rządków poszerzeń/zwężeń

$$R_{i,i-1} - RS = \Delta R_{i,i-1} \dots\dots\dots(7.3.7)$$

Procedurę projektowania bezszwowych wyrobów uciskowych o zamierzonej wartości nacisku jednostkowego na przykładzie rękawic pięciopalczastych przedstawił zespół projektu w ramach, którego została wykonana niniejsza rozprawa w artykule naukowym<sup>232</sup>.

## 8. PODSUMOWANIE

W monografii podjęto próbę opracowania udoskonalonej metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych wspomagającej proces terapii zewnętrznej w oparciu o badania modelowe uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego (których postawą jest prawo Laplace'a) oraz eksperymentalną ocenę metody projektowania komercyjnych, uciskowych wyrobów gotowych. Problematykę skuteczności terapii uciskowej zdefiniowano bardzo szeroko, jako zbiór rozbieżności przeprowadzonych badań klinicznych, brak jednolitych dokumentów normatywnych oraz czynników metodycznych, technicznych i użytkowych.

Uznano bowiem, że obecnie praktykowane metody modelowania i projektowania wyrobów uciskowych na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego są zbyt uproszczone i nie odnoszą się do warunków rzeczywistych, przez co zamierzona wartość nacisku różni się od otrzymanej. Brak jednoznacznej, optymalnej metody modelowania i projektowania oraz testowania wyrobów uciskowych, uwzględniającej kompleksowo uwarunkowania zmian nacisku, jest przyczyną zróżnicowania badań klinicznych i rozbieżnych opinii na temat skuteczności kompresjoterapii oraz braku uzyskania zamierzonej wartości nacisku jednostkowego, której wartość w przypadku terapii miejscowej z powyższych względów nie może zostać w sposób jednoznaczny medycznie określona.

Zdefiniowanie luk występujących w dokumentacji normatywnej tj.:

- brak zgodności metody projektowania wyrobów uciskowych tj. „współczynnika redukcji” z przedstawioną w raporcie technicznym CEN/TR 15831:2009 (E) pośrednią metodą oceny nacisku jednostkowego medycznych wyrobów pończoszniczych opartą na podstawie prawa Laplace'a (4.1) (patrz rozdział 4.1),
- brak zgodnego dla potrzeb zarówno projektowania, jak i testowania wyrobów uciskowych o zadanej wartości nacisku jednostkowego opracowania procedury wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianiny w postaci związku siły i wydłużenia, uwzględniającej rzeczywiste i naukowo uzasadnione wartości sił dzianiny poddanej cyklicznym odkształceniom w zakresie różnych wartości wydłużeń względnych (patrz rozdział 4.2) oraz wstępna identyfikacja uwarunkowań zmian nacisku jednostkowego wynikających z poszczególnych etapów powstawania wyrobów uciskowych w rozdziale drugim, stanowiły podstawę rozważań teoretyczno - empirycznych w rozdziale czwartym, które pozwoliły zaproponować metodykę wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin elastycznych przeznaczonych na wyroby uciskowe oraz metodę wyznaczania wielkości obwodowych ciała. W ten sposób na podstawie



analizy literatury oraz własnych rozważań teoretycznych udało się wstępnie uzasadnić tezę główną i część tez cząstkowych pracy.

W rozdziałach piątym i szóstym w oparciu o badania modelowe wyrobów uciskowych oraz eksperymentalną ocenę metody projektowania komercyjnych, standaryzowanych wyrobów gotowych przedstawiono wpływ zidentyfikowanych uwarunkowań zmian wartości nacisku tj.:

- tolerancji wymiarowania sylwetki,
- sztywności rozciągania dzianin,
- obecności szwu,
- tolerancji wykonania wyrobów uciskowych,
- zróżnicowanej geometrii obwodów,
- podatności ciała na ucisk,

mając na celu wskazanie prawdziwości zasadniczej oraz cząstkowych tez pracy. Uzyskane wyniki badań modelowych pozwoliły przedstawić w rozdziale siódmym za pomocą algorytmów opracowaną metodę modelowania i projektowania konfekcyjnych i bezszwowych wyrobów uciskowych z uwzględnieniem zagregowanych uwarunkowań zmian nacisku jednostkowego.

Zasadnicza teza pracy miała następującą postać:

**Obecnie wykorzystywane w praktyce metody projektowania i modelowania wyrobów uciskowych, ze względu na brak kompleksowego uwzględnienia uwarunkowań zmian wartości nacisku jednostkowego, nie zapewniają jego zamierzonej wartości.** Teza w sposób syntetyczny opisuje prezentowane w niniejszej monografii podejście do praktykowanych metod modelowania i projektowania wyrobów uciskowych stosowanych w terapii zewnętrznej, w tym metod pomiarowych. Wskazania jej prawdziwości dokonano stopniowo, weryfikując cząstkowe tezy badawcze:

Teza 1 stwierdza, że:

**Opracowanie dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych procedury wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianiny z udziałem nitek elastomerowych w postaci związku siły i wydłużenia względnego dla jego szerokiego zakresu, zgodnej z metodą testowania wyrobów uciskowych jest istotnym warunkiem procedury poprawnego projektowania wyrobów uciskowych.**

Argumenty potwierdzające prawdziwość tej tezy cząstkowej były następujące:

- stosowanie tej samej dzianiny dla różnych długości obwodów  $G_i$  sprawia, iż ważnym elementem w procedurze projektowania wyrobów uciskowych jest uwzględnienie

w charakterystyce mechanicznej dzianiny zróżnicowanych relacji między parametrami  $F$  i  $\varepsilon$  w zależności od zakresu rozciągania (patrz rozdział 4.1);

- uwzględnienie w procedurze projektowania wyrobów uciskowych funkcji opisującej zależność siły od wydłużenia  $f=F(\varepsilon)$  jedynie dla maksymalnego jego zakresu np. dla  $\varepsilon =1$ , będzie prowadzić w przypadku stosunkowo małych wartości obwodów ciała do znaczącego zawyżenia wartości nacisku jednostkowego  $P$  (patrz rozdział 4.2);
- wyniki badań dzianin elastycznych poddanych cyklicznemu procesowi rozciągania i odprężania wykazują występowanie znaczących różnic w wartościach sił dla tych samych wartości wydłużeń względnych dzianiny poddanej rozciąganiu do różnych ich wartości (patrz rozdział 4.2);
- w celu wyeliminowania przyczyny zmian wartości nacisku wynikającej z metody wyznaczania charakterystyki mechanicznej dzianin elastycznych, przeznaczonych na wyroby uciskowe, w postaci funkcji siły i wydłużenia względnego, należy uwzględnić zachodzące różnice w relacjach między wydłużeniem względnym a siłą w zależności od zakresu rozciągania i właściwości reologicznych, zwiększając znacznie liczbę podzakresów rozciągania wskazaną w normie przedmiotowej (patrz rozdział 4.2);
- w związku z procesem relaksacji sił w dzianinie podczas jej długotrwałego użytkowania, do charakterystyki mechanicznej dzianin w postaci funkcji siły i wydłużenia względnego należy przyjąć wartości sił z fazy relaksacji w momencie postoju po zatrzymaniu procesu rozciągania dla wartości z 6. pętli histerezy poszczególnych podzakresów rozciągania (patrz rozdział 4.2).

Teza 2 brzmiała:

**Sztywności rozciągania dzianiny wpływa na przydatność jej przeznaczenia do klasy ucisku projektowanego wyrobu.**

Przeprowadzone w rozdziale 5.2 rozważania teoretyczne oraz analiza wyników badań eksperymentalnych, pozwalają stwierdzić, że dobór sztywności rozciągania dzianiny jest ważnym elementem procedury modelowania i projektowania dzianych wyrobów uciskowych wywierających zamierzoną wartość nacisku jednostkowego mieszczącą się w przedziale klasowym danego stopnia kompresji dla określonej wielkości i przedziału rozmiaru produktów.

Wnioski przemawiające za tym to:

- stosowanie większych sztywności rozciągania dzianiny uciskowej niż wyznaczonych w wyniku statystyki analitycznej, prowadzi będzie do wykroczenia (tj. zawyżenia lub

względnie do obniżenia) wartości nacisku jednostkowego poza przedział wartości danej klasy uciskowej (patrz rozdział 5.2);

- wzrost wartości maksymalnych dopuszczalnych sztywności rozciągania dzianiny zgodnie z kwadratową postacią funkcji wraz ze wzrostem przedziałów obwodów wyrobu dla poszczególnych klas ucisku (patrz rozdział 5.2);
- dla wyższej klasy ucisku występują większe maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny (patrz rozdział 5.2).

Ponadto analiza opisanych w rozdziale piątym badań modelowych zagregowanych czynników wpływających na zmiany wartości nacisku jednostkowego oraz przedstawionych w rozdziale szóstym badań eksperymentalnych pozwoliła sformułować następujące wnioski potwierdzające prawdziwość tezy 2:

- im większa jest tolerancja wymiarowa  $\pm\Delta G_i$ , tym należy stosować dzianiny o mniejszej wartości sztywności rozciągania, gdyż wykazują one mniejszą wrażliwość na zmianę nacisku jednostkowego pod wpływem różnic między średnią wartością obwodów  $G_{isr}$  a skrajnymi wartościami  $G_{isr} \mp \Delta G_i$  przedziału wielkości obwodu (patrz rozdział 5.2);
- dla małych obwodów ciała większą przydatność mają dzianiny o niskiej sztywności rozciągania, gdyż im mniejsza jest wartość sztywności rozciągania, tym większa jest różnica między wartością obwodu ciała  $G_i$ , a długością swobodną dzianiny  $G_0$  (patrz rozdział 5.3 i 5.4);
- przekroczenie wartości z przedziału kompresji dla określonej klasy występujące dla środkowej  $G_{isr}$  oraz krańcowych wartości obwodów  $G_{isr} \pm \Delta G_i$ , wynikają z zastosowania dzianiny uciskowej o zawyżonej wartości sztywności rozciągania w stosunku do wartości tolerancji wymiarowej rozmiaru oraz błędów spowodowanych brakiem zastosowania procedury projektowania wyrobów na środkową wartość obwodu z przedziału rozmiaru i na środkową wartość nacisku danej klasy ucisku<sup>228</sup>. W wyniku przeprowadzonych badań eksperymentalnych na przykładzie asortymentu komercyjnego zadeklarowaną wartość kompresji dla środkowej wartości obwodu  $G_{isr}=22$  cm uzyskano wyłącznie dla jednego rozmiaru I klasy ucisku. W związku ze znaczącą szerokością przedziału wartości obwodów wynoszącą  $G_{isr} \pm 2$  cm, otrzymano duży spadek wartości nacisku  $P$  dla minimalnej wartości obwodu  $G_{isr}-2$  cm (rysunek 6.2), wynikający z zastosowania dzianiny o zbyt wysokiej sztywności rozciągania oraz dużej tolerancji wymiarowej przedziału. W celu uzyskania określonych normatywnie wartości kompresji z przedziału danej klasy, w całym przedziale rozmiaru, wartość dopuszczalnej maksymalnej wartości sztywności rozciągania dla omawianego przykładu powinna być równa, bądź mniejsza

70 cN/cm (rysunek 6.4). Wartości nacisku jednostkowego wywierane na części ciała o stosunkowo małych obwodach wskazują istotną zależność od zmian wartości tolerancji wymiarowej rozmiaru i sztywności rozciągania dzianiny uciskowej<sup>229</sup> (patrz rozdział 6). Ostatni wniosek dokumentuje także złożoność procesu projektowania oraz zależność pomiędzy czynnikami wpływającymi na wartość nacisku jednostkowego projektowanego wyrobu.

W tezie 3 zapisano, że:

**Wyroby uciskowe stosowane w terapii miejscowej projektowane w oparciu o cylindryczny model ciała nie zapewniają stałej wartości nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu części ciała o zróżnicowanych promieniach krzywizny.**

Analiza wyników badań modelowych pozwoliła sformułować wniosek stanowiący jej prawdziwość: zamierzoną wartość nacisku jednostkowego uzyskano tylko w miejscach obwodu, w których promień krzywizny jest równy wartości długości promienia okręgu uwzględnionego w obliczeniach projektowych opartych na prawie Laplace'a i cylindrycznym modelu ciała.

Ponadto powyższe argumentuje uwzględnienie w procesie modelowania i projektowania wyrobów uciskowych przeznaczonych do terapii miejscowej długości promieni krzywizny poddanego leczeniu miejsca obwodu ciała.

Teza 4 głosi, że:

**Metoda i dokładność wymiarowania sylwetki wpływa na otrzymaną wartość nacisku jednostkowego.**

Argumenty przemawiające za jej prawdziwością to:

- metoda skanowania w odróżnieniu do metody tradycyjnej umożliwia wyznaczenie rzeczywistej geometrii obwodów, będących podstawą wyznaczenia ich promieni krzywizny (patrz rozdział 3.2.1);
- istotny i bezpośredni wpływ na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego  $P_{i\_int}$  ma wartość siły obwodowej  $F_i$  oraz wartość obwodu ciała  $G_i$ , w związku z tym w celu zwiększenia dokładności wymiarowania obwodów ciała  $G_i$  należy zastąpić powszechnie stosowaną tradycyjną metodę manualną, bezdotykową techniką skanowania 3D (patrz rozdział 4.1);
- jednokrotne wyznaczenie długości obwodów ciała techniką skanowania 3D dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych wspomagających proces leczenia zewnętrznego jest w świetle przeprowadzonych badań niewystarczające, dlatego też powinno być

poprzedzone oceną niedokładności pomiarowej oraz określeniem niezbędnej liczby pomiarów w celu wyeliminowania błędów wymiarowania (patrz rozdział 4.3);

- różnice w wysokości wymiarowanych obwodów zarówno między stronami sylwetki w jednej serii skanowania, jak i pomiędzy niezależnymi seriami wynikają m.in. z pozycjonowania sylwetki (postawa, rozstaw nóg, ułożenie rąk, usytuowanie środka ciężkości). Problem powtarzalności wyników pomiarów oraz porównania analogicznych obwodów ciała bez wyrobu i w wyrobie uciskowym nasuwa, w celu zwiększenia dokładności wymiarowych, wprowadzenie rozwiązania w postaci stabilizatorów (wsporników) pozwalających zwiększyć powtarzalność pozycji pomiarowych, a tym samym powtarzalność pomiarów (patrz rozdział 4.3);
- wpływ tolerancji wymiarowania  $\Delta G_i \pm 1\text{cm}$  na wartość nacisku jednostkowego wzrasta i coraz bardziej odbiega od wartości zamierzonej  $P_{int} = 20\text{hPa}$ , dla malejących wartości długości obwodu i rosnących wartości sztywności rozciągania dzianiny (patrz rozdział 5.1).

Ujmując zagadnienie w sposób złożony wyniki teoretycznych badań modelowych dowodzą, że zważywszy na tolerancje wymiarowania sylwetki ludzkiej, wykorzystanie dzianin o dużej wartości sztywności rozciągania na wyroby przeznaczone dla małych obwodów ciała  $G_i$  wynoszących do 40 cm jest przyczyną różnicy wartości nacisku jednostkowego wywieranego na ciało w stosunku do jego zamierzonej w procedurze projektowania wartości.

Teza 5 ma postać:

**Uwzględnienie podatności ciała na ucisk tj. deformacji tkanki miękkiej w procesie projektowania wyrobu ma wpływ na zmianę zamierzonej wartości nacisku jednostkowego.**

Analiza geometrii obwodów wymiarowanych technika skanowania 3D bez wyrobu i w wyrobie uciskowym wskazała występowanie różnic obwodowych w obszarze tkanek miękkich. Największe różnice wielkości obwodów sylwetki zlokalizowano w miejscu tułowia, co związane jest z występowaniem mniejszej niż w przypadku kończyn, czy wysokości bioder, ilości tkanki kostnej, a większej ilości podatnych na ucisk „obszarów miękkich” (patrz rozdział 4.3).

Przeprowadzone badania modelowe pozwoliły wysunąć następujące wnioski potwierdzające powyższą tezę:

- zmiany wartości nacisku jednostkowego wynikają ze wzrostu (podwyższenie wartości ucisku) lub zmniejszenia długości obwodów (obniżenie wartości nacisku) (patrz rozdział 5.6);
- pod wpływem ucisku geometria obwodów ciała dąży do okręgu zmniejszając różnice między wielkościami promieni krzywizny występującymi dla obwodów ciała bez wyrobu uciskowego (patrz rozdział 5.6);
- zmiany długości obwodów ciała pod wpływem wyrobu uciskowego są jedną z przyczyn występowania różnic między rzeczywistą a zamierzoną wartością nacisku jednostkowego (patrz rozdział 5.6);
- projektowanie wyrobów uciskowych na podstawie wyznaczonych wartości obwodów ciała bez wyrobu kompresyjnego jest jedną z przyczyn występowania różnic wartości rzeczywistej nacisku jednostkowego w stosunku do jego wartości zamierzonej, dlatego też należy wprowadzić do metody wymiarowanie sylwetki w ubiorze uciskowym (patrz rozdział 4.3);
- projektowanie wyrobów uciskowych na podstawie wymiarów obwodów ciała wyznaczonych bez ubioru uciskowego, prowadzi dla większości obwodów części ciała do zaniżenia wartości nacisku jednostkowego w stosunku do wartości projektowanej (patrz rozdział 5.6);
- modelowanie i projektowanie wyrobów dla obwodów ciała w wyrobach kompresyjnych, umożliwia uzyskanie zbliżonych wartości nacisku jednostkowego do wartości rzeczywistych, ponieważ odnoszą się do wartości obwodów w czasie ich użytkowania (patrz rozdział 5.6);
- miejscowe zmiany długości promieni krzywizny obwodów pod wpływem wyrobu uciskowego oraz zmiany wartości siły obwodowej są przyczynami zmian wartości nacisku jednostkowego (patrz rozdział 5.6).

W tezie 6 stwierdzono, że:

**Precyzyjność konfekcjonowania wyrobów (tolerancja wykonania) ma znaczący wpływ na otrzymaną wartość nacisku jednostkowego szczególnie w przypadku małych obwodów ciała.**

W wyniku weryfikacji tej tezy poprzez analizę badań modelowych sformułowano następujący wniosek potwierdzający jej prawdziwość: dla dzianiny uciskowej o większej wartości względnej sztywności rozciągania  $c=1000$  cN/cm, stosunkowo niewielka wartość odchylenia od ustalonej wartości obwodu dzianiny w stanie swobodnym  $G_0$  wynosząca  $\mp 0,1$  cm powoduje

znaczące zmiany nacisku jednostkowego  $P$ . Zmiany te progresywnie wzrastają dla coraz mniejszych obwodów ciała. Ma to szczególne znaczenie w przypadku wyrobów o małych obwodach, jak np. rękawiczek przeznaczonych do leczenia blizn poparzeniowych palców (patrz rozdział 5.4).

Teza 7, ostatnia spośród weryfikowanych, miała następującą postać:

**Obecność szwów ma wpływ na wartość otrzymanego nacisku jednostkowego.**

Argumenty przemawiające za prawdziwością tej tezy były następujące:

- rozwiązaniem eliminującym wzrost nacisku jednostkowego wynikającego z obecności szwu jest uwzględnienie w algorytmie obliczeń parametrów szwu tj. jego szerokości  $l_s$  i sztywności rozciągania  $c_2$  (patrz rozdział 5.3);
- wpływ obecności szwu na wartość nacisku jednostkowego jest tym większy, im mniejszy jest obwód ciała, uzasadniając tym samym istotność jego obecności w procedurze projektowania wyrobów uciskowych dla małych wartości obwodów ciała w szczególności niemowląt i dzieci (patrz rozdział 5.3).

Sformułowane powyżej argumenty przemawiające za prawdziwością tezy zasadniczej oraz też cząstkowych, świadczą o wielowymiarowości i złożoności procesu modelowania i projektowania wyrobów uciskowych. W efekcie rozważań teoretyczno-empirycznych opracowano metodę wyznaczania charakterystyki mechanicznej w celach projektowych wyrobów uciskowych. Następnie w oparciu o udowodniony wpływ poszczególnych czynników opracowano, proponowaną w niniejszej monografii w rozdziale siódmym, metodę modelowania i projektowania wyrobów uciskowych wspomagających proces terapii zewnętrznej, uwzględniającą kompleksowo uwarunkowania zmian wartości nacisku jednostkowego.

Zaproponowana metoda, zdaniem autorki, może stanowić uzupełnienie zidentyfikowanych na wstępie luk: teoretycznej, metodycznej i empirycznej, co jest głównym argumentem świadczącym o wkładzie pracy w rozwój nauk technicznych. Opracowana metoda pośrednio poprzez ujednoczenie projektowania wyrobów uciskowych, może również przyczynić się do wzrostu jednoznacznych badań klinicznych, umożliwiając obiektywne określenie terapeutycznej wartości nacisku w terapii miejscowej, wnosząc tym samym wkład w rozwój nauk medycznych.

Innowacyjność osiągniętych rezultatów wskazuje:

- udoskonalenie procedury projektowania wyrobów uciskowych poprzez zastąpienie metody wyznaczania bazowych wymiarów konstrukcyjnych wyrobu w oparciu o stałe

- procentowe jego pomniejszenie w stosunku do długości obwodów ciała („współczynniki redukcji”), procedurą obliczeniową zgodną z metodą eksperymentalną oceny wartości nacisku jednostkowego wg normy CEN/TR 15831:2009 (E), która wykorzystuje prawo Laplace’a w obliczeniach wartości kompresji, rozszerzoną o kompleksowe uwzględnienie uwarunkowań zmian nacisku (patrz rozdział 7),
- opracowanie dla potrzeb projektowania wyrobów uciskowych autorskiej metody wyznaczania uogólnionej charakterystyki dzianiny w postaci związku siły i wydłużenia względnego dla różnych zakresów jej rozciągania w granicach wydłużenia użytecznego (patrz rozdział 4.2),
  - zastąpienie manualnej metody wymiarowania sylwetki ludzkiej techniką skanowania 3D (patrz rozdział 4.3),
  - dla wyrobów gotowych o zdefiniowanych tabelarycznie rozmiarach i ich tolerancji wymiarowej, wyznaczono na podstawie opracowanych algorytmów, maksymalne dopuszczalne wartości sztywności rozciągania dzianiny dla poszczególnych klas ucisku i wielkości rozmiaru, których nie przekroczenie gwarantuje naciski w granicach danej klasy ucisku (patrz rozdział 6);
  - zidentyfikowanie następujących uwarunkowań zmian wartości nacisku:
    - tolerancji wymiarowania sylwetki ludzkiej (patrz rozdział 5.1),
    - sztywności rozciągania dzianiny, z której wykonane są wyroby uciskowe (patrz rozdział 5.2),
    - połączeń szwowych dla obwodów o względnie małych długościach obwodów ( $3 \div 20$  cm) (patrz rozdział 5.3),
    - tolerancji wykonania wyrobów uciskowych (patrz rozdział 5.4),
    - zróżnicowanych promieni krzywizny w terapii miejscowej (patrz rozdział 5.5),
    - podatności tkanki miękkiej i zróżnicowanych promieni krzywizny wzdłuż obwodów ciała (patrz rozdział 5.6);
  - wprowadzenie do procedury projektowania wyrobów uciskowych wpływu następujących czynników na wartość nacisku jednostkowego:
    - połączeń szwowych dla obwodów o względnie małych długościach obwodów (patrz rozdział 7.1),
    - podatności tkanki miękkiej (patrz rozdział 7.1-3 ),
    - zróżnicowanych promieni krzywizny wzdłuż obwodów ciała (patrz rozdział 7.2).



Zdaniem autorki, kierunkiem doskonalenia metody jest rozszerzenie badań o analizę zmian rzeczywistych wartości nacisku wywieranego przez wyrób uciskowy podczas aktywnego użytkowania wyrobu – tzw. nacisku wysiłkowego. Analiza dynamicznych zmian wartości nacisku wysiłkowego pozwoliłaby ocenić dopasowanie wyrobu oraz skuteczność terapii w czasie aktywnego jego użytkowania poprzez określenie zakresu zmian wartości nacisku.

## Załączniki

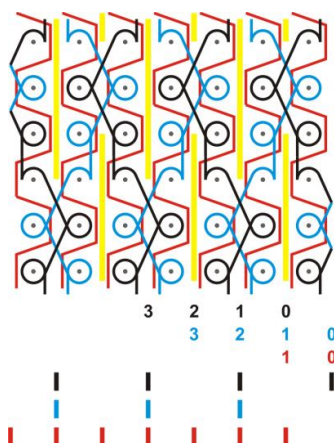
### Załącznik 1. Przedmioty badań – warianty dzianin

#### Wariant nr 1

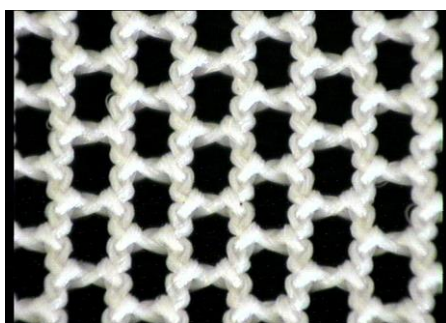
Dzianina kolumnienkowa trzyigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot wiążący tworzą dwa grzebienie igielnicowe o niepełnym nawleczeniu jedwabiem poliamidowym, natomiast nitka elastomerowa jest wprowadzona w postaci wątku przez grzebień igielnicowy o pełnym nawleczeniu.

Rodzaj i masy liniowe użytych przędz:

- przędza poliamidowa teksturowana o masie liniowej 78 dtex,
- przędza poliuretanowa o masie liniowej 480 dtex.



Rysunek 1.1a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych



Rysunek 1.1c. Widok prawej strony dzianiny

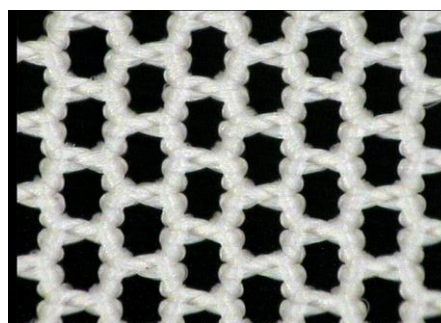
Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza poliuretanowa
- II pełna, pusta – jedwab poliamidowy
- III pełna, pusta – jedwab poliamidowy

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 11/ 00//
- II 34/ 32/34/ 43/ 45/43//
- III 32/ 34/ 32/ 23/ 21/ 23/

Rysunek 1.1b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniw wzorujących



Rysunek 1.1d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.1. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

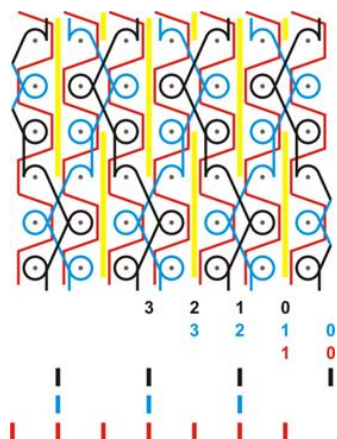
Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, {}^{rz}/100\text{mm}$	$P_k, {}^{kol}/100\text{mm}$	g, mm	$M_p, \text{g/m}^2$
720	154	0,50	244

### Wariant nr 2

Dzianina kolumnienkowa trzyigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot wiążący tworzą dwa grzebienie igielnicowe o niepełnym nawleczeniu jedwabiem poliamidowym, natomiast nitka elastomerowa jest wprowadzona w postaci wątku przez grzebień igielnicowy o pełnym nawleczeniu.

Rodzaj i masy liniowe użytych przędz:

- przędza poliamidowa teksturowana o masie liniowej 78 dtex,
- przędza poliuretanowa o masie liniowej 480 dtex.



Rysunek 1.2a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza poliuretanowa
- II pełna, pusta – jedwab poliamidowy
- III pełna, pusta – jedwab poliamidowy

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 11/ 00//
- II 34/ 32/34/ 43/ 45/43//
- III 32/ 34/ 32/ 23/ 21/ 23/

Rysunek 1.2b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniw wzorujących



Rysunek 1.2c. Widok prawej strony dzianiny



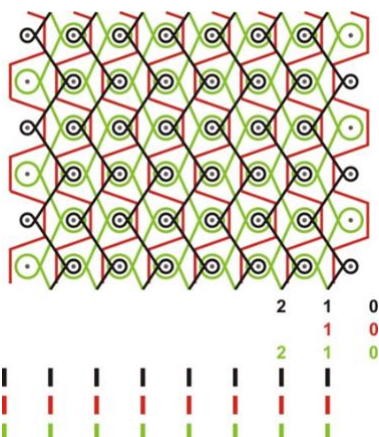
Rysunek 1.2d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.2. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100\text{mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
680	170	0,47	296

### Wariant nr 3

Dzianina kolumnienkowa trzyigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot złożony tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych oraz pionowy wątek również o pełnym nawleczeniu grzebienia igielnicowego. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy poliamidowej, drugi grzebień wprowadza elastomerowy wątek nie tworzący oczek, trzeci grzebień tworzy z przędzy elastomerowej splot trykotu o oczkach zamkniętych i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu z przędzy zasadniczej.



Rysunek 1.3a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Raport nawleczenia:

I pełna – przędza zasadnicza

II pełna – przędza elastomerowa

III pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

I 10/ 12//

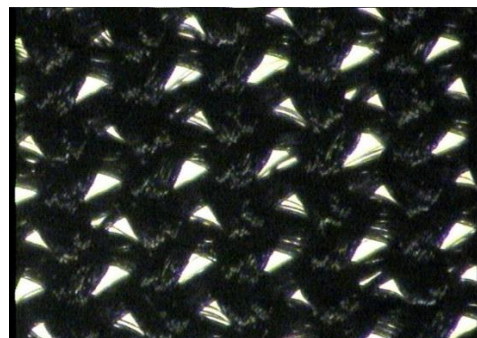
II 11/ /00//

III 12/ 10//

Rysunek 1.3b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.3c. Widok prawej strony dzianiny



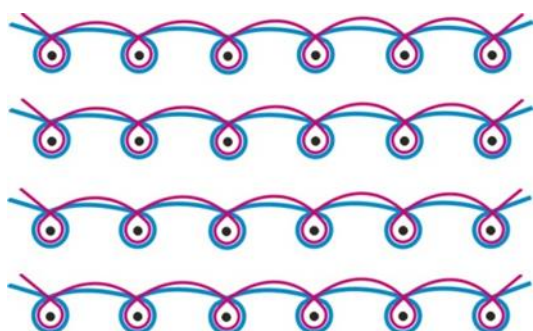
Rysunek 1.3d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.3. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
480	280	0,47	300

#### Wariant nr 4

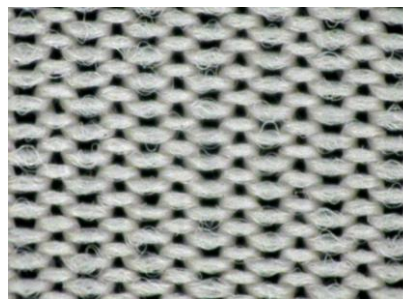
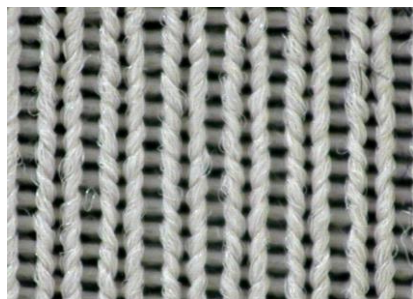
Dzianina rządkowa o splotie lewoprawym platerowanym w każdym rzędku nitką elastomerową.



- nitka elastomerowa - platerująca

- nitka PA - zasadnicza

Rysunek 1.4a. Zapis schematyczny splotu rządkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych



Rysunek 1.4b. Widok prawej strony dzianiny      Rysunek 1.4c. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.4. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

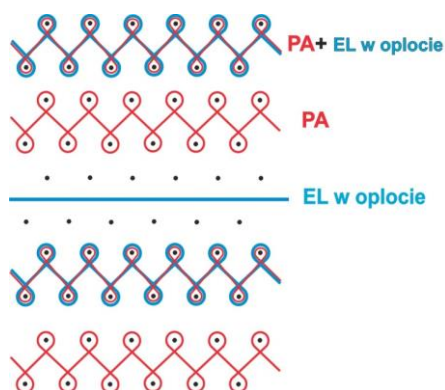
Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
340	190	0,63	260

#### Wariant 5 (pończocha uciskowa)

Dzianina rządkowa o splotie dwuprawym z wprowadzonym wątkiem poziomym.

Rodzaj i masy liniowe użytych przędz:

- przędza poliamidowa teksturowana o masie liniowej 156 dtex,
- przędza poliuretanowa w oplocie o masie liniowej 420 tex (wątek),
- przędza poliuretanowa w oplocie ok. 60 tex.



Rysunek 1.5 a) Zapis schematyczny raportu splotu rzadkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych



Rysunek 1.5 b. Widok prawej strony dzianiny

Rysunek 1.5 c. Widok prawej strony dzianiny w stanie rozciągniętym

Tabela 1.5. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

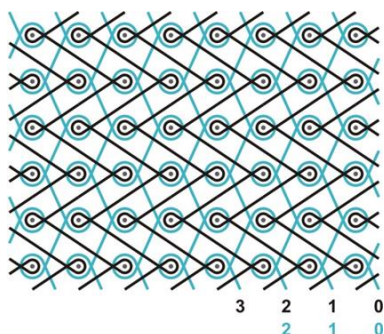
Ścisłość rzadkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, {}^{rz}/100\text{mm}$	$P_k, {}^{kol}/100\text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{g/m}^2$
164	63	1,71	672

### Wariant 6

Dzianina kolumnienkowa dwuigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce próbka zielona 390 VITA:

- przędza poliamidowa – 78%,
- przędza elastomerowa – Lycra XTRA LIFE™ – 22%.



Rysunek 1.6a. Zapis schematyczny splotu kolumnkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

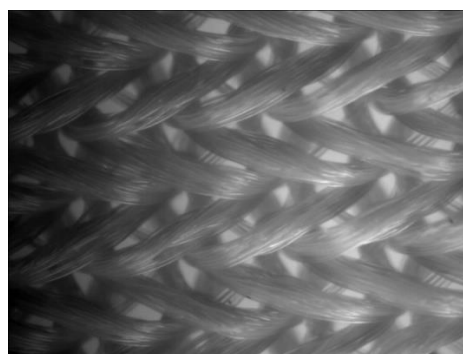
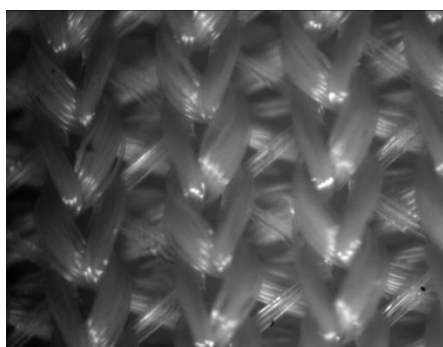
Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 10/ 23//
- II 12/10//

Rysunek 1.6b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.6c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.6d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.6. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

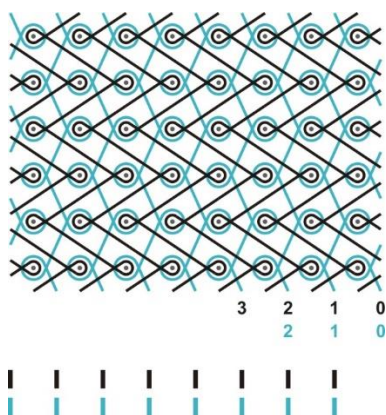
Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
440	270	0,55	190

### Wariant 7

Dzianina kolumnkowa dwuigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce próbka niebieska 616 ATLANTA PLUS:

- przędza poliamidowa 80%,
- przędza elastomerowa 20% Lycra XTRA LIFE.



Raport nawleczenia:

I pełna – przędza PA

II pełna – przędza elastomerowa

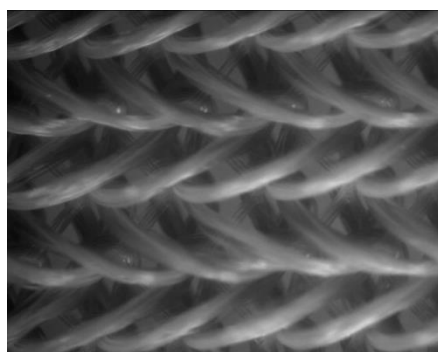
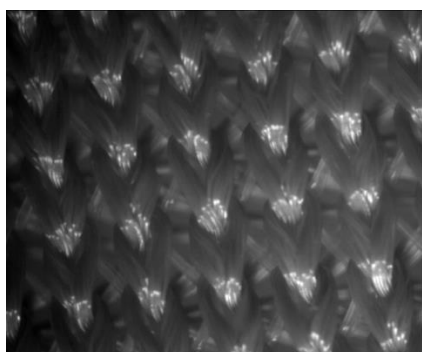
Zapis łańcuchów wzorujących:

I 10/ 23//

II 12/10//

Rysunek 1.7a. Zapis schematyczny splotu kolumnkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Rysunek 1.7b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.7c. Widok prawej strony dzianiny

Rysunek 1.7d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.7. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
400	260	0,65	225

### Wariant 8

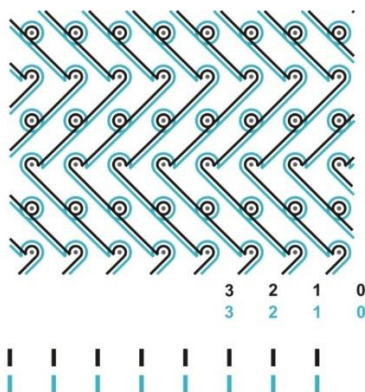
Dzianina kolumnkowa dwuigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot atlasu o rzutach trykotu i oczkach mieszanych z przędzy poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot atlasu o rzutach trykotu i oczkach



mieszanych z przędzy elastomerowej i rzutach zbieżnych w stosunku do splotu z przędzy zasadniczej poliamidowej.

Surowce - próbka fioletowa 406 REVOLUTIONAL MORE:

- przędza poliamidowa z mikrowłókien 79%,
- przędza elastomerowa 21% Lycra XTRA LIFE.



Rysunek 1.8a.. Zapis schematyczny splotu kolumnkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

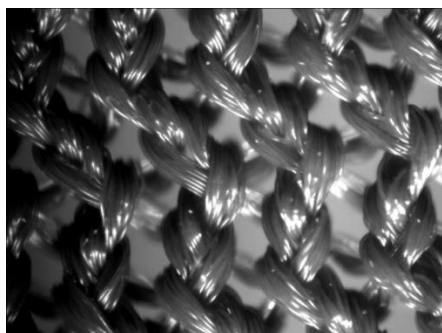
Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 01/ 21/32/12//
- II 01/ 21/32/12//

Rysunek 1.8b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.8c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.8d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.8. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
420	330	0,40	175

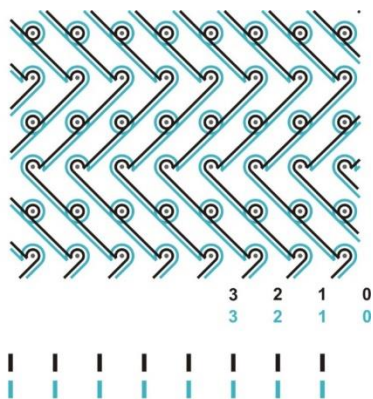
### Wariant 9

Dzianina kolumnkowa dwuigielnicowa wysokoelastyczna z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot atlasu o rzutach trykotu i oczkach mieszanych z przędzy poliamidowej, drugi grzebień tworzy z przędzy elastomerowej splot atlasu o rzutach

trykotu i oczkach mieszanych i rzutach zbieżnych w stosunku do splotu z przędzy zasadniczej poliamidowej.

Surowce - próbka pomarańczowa 406 REVOLUTIONAL ENERGY:

- przędza poliamidowa z mirowłókien 71%,
- przędza elastomerowa 29% Lycra XTRA LIFE.



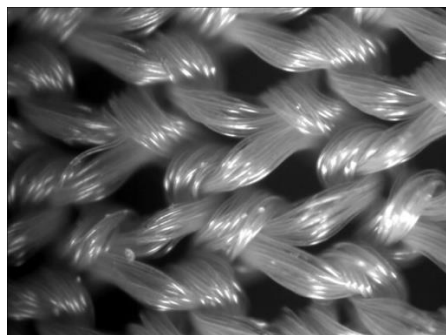
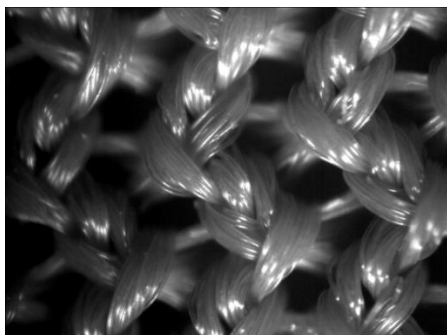
Raport nawleczenia:

- I pełna ... – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 01/ 21/32/12//
- II 01/ 21/32/12

Rysunek 1.9a. Zapis schematyczny splotu Rysunek 1.9b. Raport nawleczenia grzebieni kolumnkowej dzianiny wysokoelastycznej z igielnicowych wraz z zapisem ogniów udziałem nitek elastomerowych wzorujących



Rysunek 1.9c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.9d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.1. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r$ , rz/100mm	$P_k$ , kol/100 mm	g, mm	$M_p$ , g/m <sup>2</sup>
410	310	0,38	195

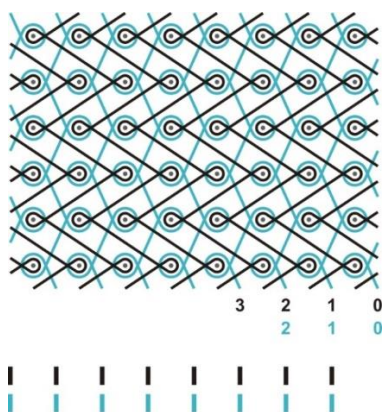
## Wariant 10

Dzianina kolumnkowa wysokoelastyczna dwuigielnicowa z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy

poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce - próbka kolumnienkowa beżowa M33050-A:

- przędza poliamidowa PA6 – 89%,
- przędza elastomerowa 11%.



Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 10/ 23//
- II 12/10//

Rysunek 1.10a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Rysunek 1.10b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.10c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.10d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.2. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
360	220	0,64	255

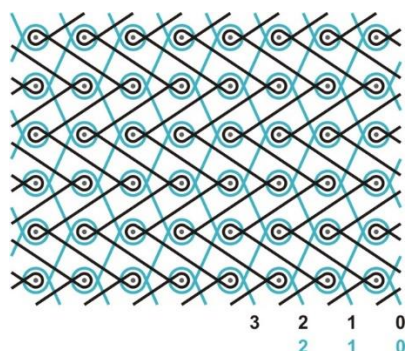
### Wariant 11

Dzianina kolumnienkowa wysokoelastyczna dwuigielnicowa z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy

poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce - próbka kolumnienkowa beżowa M33050-B:

- przędza poliamidowa PA6 – 83%,
- przędza elastomerowa 17%.



Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 10/ 23//
- II 12/10//

Rysunek 1.11a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Rysunek 1.11b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.11c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.11d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.11. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
340	240	0,62	300

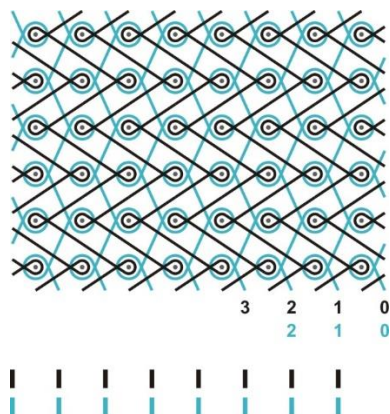
## Wariant 12

Dzianina kolumnienkowa wysokoelastyczna dwuigielnicowa z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy

poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce - próbka kolumnienkowa beżowa 52430:

- przędza poliamidowa PA6 – 81%,
- przędza elastomerowa 19%.



Raport nawleczenia:

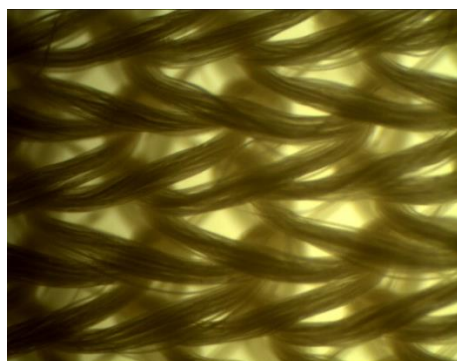
- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 10/ 23//
- II 12/10//

Rysunek 1.12a. Zapis schematyczny splotu kolumnienkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Rysunek 1.12b. Raport nawleczenia z grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.12c. Widok prawej strony dzianiny

Rysunek 1.12d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.12. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
380	260	0,66	160

### Wariant 13

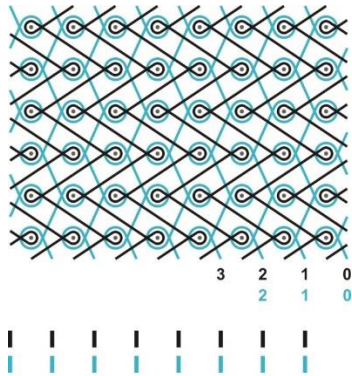
Dzianina kolumnienkowa wysokoelastyczna dwuigielnicowa z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy

poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce - czarna próbka kolumnenkowa czarna 52431:

- przędza poliamidowa PA6 – 80%,

- przędza elastomerowa 20%.



Raport nawleczenia:

I pełna – przędza PA

II pełna – przędza elastomerowa

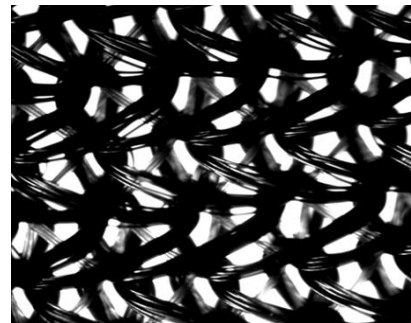
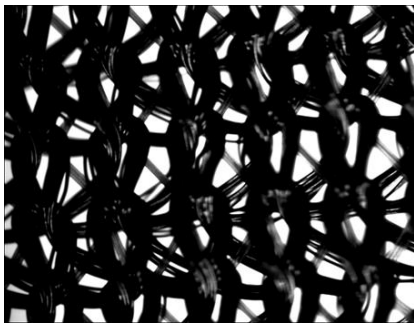
Zapis łańcuchów wzorujących:

I 10/ 23//

II 12/10//

Rysunek 1.13a. Zapis schematyczny splotu kolumnenkowej dzianiny wysokoelastycznej z udziałem nitek elastomerowych

Rysunek 1.13b. Raport nawleczenia grzebieni igielnicowych wraz z zapisem ogniów wzorujących



Rysunek 1.13c. Widok prawej strony dzianiny

Rysunek 1.13d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.13. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnenkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, r^z/100mm$	$P_k, kol/100 mm$	g, mm	$M_p, g/m^2$
410	270	0,67	190

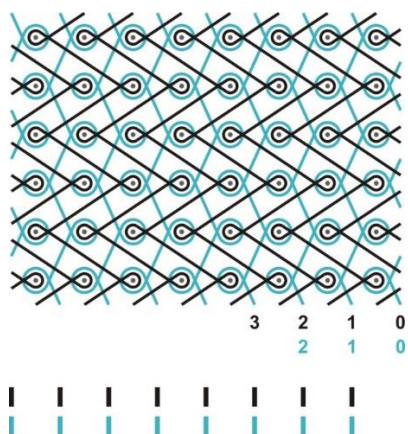
#### Wariant 14

Dzianina kolumnenkowa wysokoelastyczna dwuigielnicowa z udziałem nitek elastomerowych. Splot zestawny tworzą dwa sploty składowe o pełnym nawleczeniu grzebieni igielnicowych. Pierwszy grzebień igielnicowy tworzy splot sukna o oczkach zamkniętych z przędzy

poliamidowej, drugi grzebień tworzy splot trykotu o oczkach zamkniętych z przędzy elastomerowej i rzutach przeciwnych w stosunku do splotu sukna z przędzy zasadniczej.

Surowce - próbka kolumnienkowa granatowa 353039:

- przędza poliestrowa – 80%,
- przędza elastomerowa 20%.



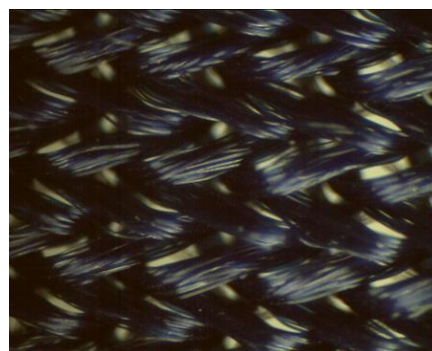
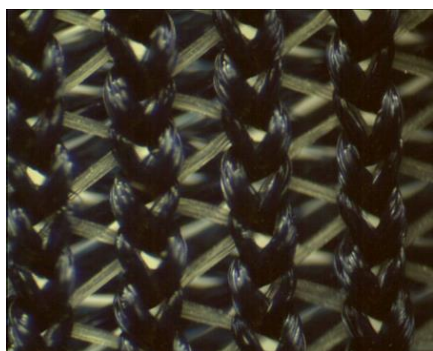
Raport nawleczenia:

- I pełna – przędza PA
- II pełna – przędza elastomerowa

Zapis łańcuchów wzorujących:

- I 10/ 23//
- II 12/10//

Rysunek 1.14a. Zapis schematyczny Rysunek 1.14b. Raport nawleczenia splotu kolumnienkowej dzianiny grzebieni igielnicowych wraz z zapisem wysokoelastycznej z udziałem nitek ogniów wzorujących elastomerowych



Rysunek 1.14c. Widok prawej strony dzianiny Rysunek 1.14d. Widok lewej strony dzianiny

Tabela 1.14. Parametry strukturalne i fizyczne dzianiny

Ścisłość rządkowa	Ścisłość kolumnienkowa	Grubość	Masa powierzchniowa
$P_r, \text{ rz}/100\text{mm}$	$P_k, \text{ kol}/100 \text{ mm}$	g, mm	$M_p, \text{ g}/\text{m}^2$
400	240	0,69	190

**Załącznik 2. Zwymiarowane techniką tradycyjną wielkości obwodów ciała i oszacowane wartości obwodów wyrobów uciskowych w stanie swobodnym, zaprojektowanych na wartość nacisku jednostkowego  $P=20$  hPa**

*Tabela 2.1. Zwymiarowane metodą tradycyjną wielkości obwodów ciała kobiety  $G_i$  i oszacowane wartości obwodów wyrobów uciskowych w stanie swobodnym  $G_{oi}$ , zaprojektowanych na wartość nacisku jednostkowego  $P = 20$  hPa (opracowanie własne)*

WYMIARY KOBIETY BEZ WYROBU UCISKOWEGO				
Wysokość od podstawy $Y_i$ , cm	Obwód ciała $G_i$ , cm	Siła obwodowa $F$ , cN	Wydłużenie względne dzianiny $\varepsilon$	Obwód wyrobu w stanie swobodnym, $G_{oi}$ , cm
REKA				
44	30,6	97,45	0,14	26,9
42	29,0	92,35	0,13	25,7
40	28,2	89,81	0,12	25,1
38	27,1	86,30	0,12	24,2
36	26,4	84,08	0,12	23,7
34	26,1	83,12	0,11	23,4
32	26,1	83,12	0,11	23,4
30	25,3	80,57	0,11	22,8
28	24,8	78,98	0,11	22,4
26	24,3	77,39	0,10	22,0
24	23,6	75,16	0,10	21,4
22	23,5	74,84	0,10	21,3
20	24,1	76,75	0,10	21,8
18	24,3	77,39	0,10	22,0
16	24,6	78,34	0,11	22,2
14	24,0	76,43	0,10	21,7
12	23,4	74,52	0,10	21,3
10	21,8	69,43	0,09	19,9
8	20,0	63,69	0,08	18,4
6	18,2	57,96	0,08	16,9
4	17,1	54,46	0,07	16,0
2	16,0	50,96	0,07	15,0
0	15,2	48,41	0,06	14,3
TUŁÓW				
110	72,5	230,90	0,42	50,9
108	71,0	226,12	0,41	50,3
106	70,2	223,56	0,41	49,9
104	68,6	218,48	0,39	49,3
102	69,0	219,74	0,40	49,4
100	70,0	222,93	0,40	49,9
98	72,0	229,30	0,42	50,7
96	74,8	238,22	0,44	51,8
94	79,0	251,60	0,48	53,4
92	80,0	254,78	0,49	53,7
90	81,4	259,23	0,50	54,3
88	82,0	261,15	0,51	54,5
86	82,0	261,15	0,51	54,5
84	84,4	268,79	0,53	55,3
82	84,2	268,14	0,52	55,2
80	89,6	285,35	0,57	57,1
78	90,0	286,62	0,57	57,2
76	92,6	294,27	0,59	58,1
74	95,0	302,55	0,61	58,9
72	94,4	300,64	0,61	58,7
70	94,2	299,99	0,61	58,7
NOGA				
68	55,5	176,75	0,29	43,0



66	55,3	176,12	0,29	42,9
64	54,6	173,89	0,28	42,5
62	53,5	170,38	0,28	41,9
60	52,9	168,47	0,27	41,6
58	51,4	163,69	0,26	40,7
56	49,7	158,28	0,25	39,7
54	49,0	156,05	0,25	39,3
52	46,4	147,77	0,23	37,8
50	44,3	141,08	0,22	36,4
48	41,9	133,44	0,20	34,9
46	39,8	126,75	0,19	33,5
44	37,5	119,42	0,17	31,9
42	36,2	115,29	0,17	31,0
40	35,9	114,34	0,17	30,8
38	34,5	109,87	0,16	29,8
36	32,7	104,14	0,15	28,5
34	31,0	98,72	0,14	27,2
32	31,6	100,64	0,14	27,7
30	34,0	108,28	0,16	29,4
28	36,0	114,65	0,17	30,9
26	37,5	119,42	0,17	31,9
24	38,0	121,02	0,18	32,3
22	37,7	120,07	0,18	32,1
20	36,7	116,88	0,17	31,4
18	35,0	111,46	0,16	30,2
16	33,3	106,05	0,15	28,9
14	30,3	96,50	0,14	26,7
12	28,0	89,17	0,12	24,9
10	25,7	81,85	0,11	23,1
8	24,2	77,07	0,10	21,9
6	22,7	72,29	0,10	20,7
4	21,8	69,43	0,09	19,9
2	21,8	69,43	0,09	19,9
0	24,0	76,43	0,10	21,7

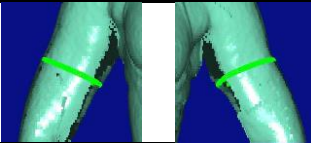
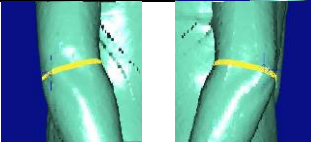
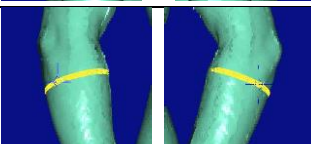
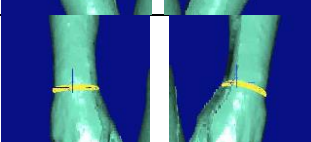
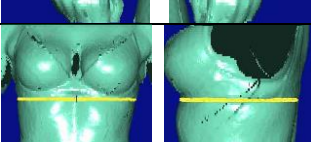
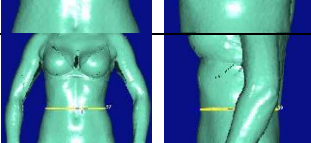
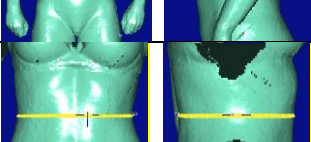
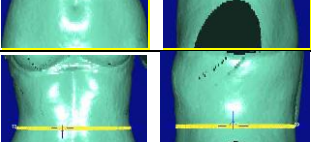
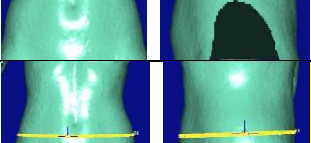
Tabela 2.2. Zwymiarowane metodą tradycyjną wielkości obwodów ciała mężczyzny  $G_i$  i oszacowane wielkości obwodów wyrobów uciskowych w stanie swobodnym  $G_{oi}$ , zaprojektowanych na wartość nacisku jednostkowego  $P = 20 \text{ hPa}$  (opracowanie własne)

WYMIARY MĘŻCZYZNY BEZ WYROBU UCISKOWEGO				
Wysokość od podstawy $Y_i$ , cm	Obwód ciała $G_i$ , cm	Siła obwodowa $F$ , cN	Wydłużenie względne dzianiny $\epsilon$	Obwód wyrobu w stanie swobodnym, $G_{oi}$ , cm
REKA				
48	35,0	111,46	0,16	30,2
46	33,0	105,10	0,15	28,7
44	28,0	89,17	0,12	24,9
42	29,0	92,36	0,13	25,7
40	28,2	89,81	0,12	25,1
38	28,3	90,13	0,13	25,2
36	28,2	89,81	0,12	25,1
34	28,0	89,17	0,12	24,9
32	27,6	87,90	0,12	24,6
30	27,6	87,90	0,12	24,6
28	28,3	90,13	0,13	25,2
26	28,1	89,49	0,12	25,0
24	27,2	86,62	0,12	24,3
22	27,5	87,58	0,12	24,5
20	27,0	85,99	0,12	24,1
18	27,0	85,99	0,12	24,1
16	26,5	84,39	0,12	23,7
14	24,8	78,98	0,11	22,4
12	22,7	72,29	0,10	20,7
10	20,9	66,56	0,09	19,2
8	19,6	62,42	0,08	18,1
6	18,4	58,60	0,08	17,1
4	18,1	57,64	0,08	16,8
2	17,6	56,05	0,07	16,4
0	17,8	56,69	0,07	16,6
TUŁÓW				
126	102,0	324,84	0,66	61,3
124	101,0	321,66	0,66	61,0
122	99,5	316,88	0,65	60,5
120	98,0	312,10	0,63	60,0
118	99,2	315,92	0,64	60,4
116	100,0	318,47	0,65	60,6
114	101,0	321,66	0,66	61,0
112	99,5	316,88	0,65	60,5
110	98,5	313,69	0,64	60,1
108	99,2	315,92	0,64	60,4
106	97,8	311,46	0,63	59,9
104	95,7	304,78	0,62	59,2
102	93,8	298,74	0,60	58,5
100	93,5	297,77	0,60	58,4
98	94,5	300,96	0,61	58,8
96	97,3	309,87	0,63	59,7
94	98,6	314,01	0,64	60,2
92	99,7	317,52	0,65	60,5
90	100,5	320,06	0,65	60,8
88	99,8	317,83	0,65	60,6
86	100,3	319,43	0,65	60,7
84	100,7	320,70	0,65	60,9
82	100,9	321,34	0,66	60,9
80	101,2	322,29	0,66	61,0
NOGA				
78	58,8	187,26	0,32	44,7
76	58,0	184,71	0,31	44,3
74	57,3	182,48	0,30	43,9
72	56,4	179,62	0,30	43,5
70	55,7	177,39	0,29	43,1

68	54,7	174,20	0,29	42,6
66	53,4	170,06	0,28	41,9
64	51,8	164,97	0,26	41,0
62	51,0	162,42	0,26	40,5
60	49,9	158,92	0,25	39,9
58	48,0	152,87	0,24	38,7
56	45,1	143,63	0,22	36,9
54	41,8	133,12	0,20	34,8
52	40,8	129,94	0,19	34,2
50	39,7	126,43	0,19	33,4
48	39,2	124,84	0,18	33,1
46	37,8	120,38	0,18	32,1
44	37,2	118,47	0,17	31,7
42	35,0	111,46	0,16	30,2
40	34,7	110,51	0,16	29,9
38	36,2	115,29	0,17	31,0
36	36,7	116,88	0,17	31,4
34	38,7	123,25	0,18	32,7
32	39,2	124,84	0,18	33,1
30	40,1	127,71	0,19	33,7
28	39,7	126,43	0,19	33,4
26	39,2	124,84	0,18	33,1
24	37,1	118,15	0,17	31,6
22	35,2	112,10	0,16	30,3
20	34,0	108,28	0,16	29,4
18	32,4	53,29	0,07	30,3
16	31,2	99,36	0,14	27,4
14	30,0	95,54	0,13	26,5
12	28,4	90,44	0,13	25,2
10	27,2	86,62	0,12	24,3
8	26,3	83,76	0,11	23,6
6	25,7	81,85	0,11	23,1
4	26,2	83,44	0,11	23,5
2	26,7	85,03	0,12	23,9
0	28,1	89,49	0,12	25,0

### Załącznik 3. Wyselekcjonowane obwody ciała spośród bazy automatycznie wyznaczonych w procesie skanowania wymiarów ciała

Tabela 3.1. Wartości, wyselekcjonowanych z automatycznie otrzymanych danych, obwodów sylwetki damskiej bez wyrobu i w wyrobie uciskowym wraz z wysokością pomiaru  $Y_i$  : dla kończyn dolnych i tułowia od linii podstawy, dla kończyn górnych od linii nadgarstka. Oznaczenia: L- lewa strona , P -prawa strona (opracowanie własne)

Kod obwodu	Wizualizacja miejsc pomiaru na przykładzie sylwetki bez ubioru uciskowego	Pomiar	$Y_i$ , cm	Obwody bez ubioru $G_i$ , cm		$Y_i$ , cm	Obwody w ubiorze $G_{i_u}$ , cm	
				L	P		L	P
8520 8521		Obwód górnego ramienia	33,6	26,4	26,1	33,4	28,4	27,2
8530 8531		Obwód Łokcia	25,9	24,1	24,3	25,7	23,9	24,4
8540 8541		Obwód przedramienia	23,2	24,3	24,2	23,1	24,3	25,1
8550 8551		Obwód nadgarstka	0	15,5	15,4	0	14,7	15,5
4520 3.09		Obwód pod klatką piersiową	120	76,9		119,6	75,5	
3.10		Obwód talii	109,2	70,3		109,1	70,9	
6515		Obwód wysokiego pasa	106,3	70,3		106,9	68,4	
6510		Obwód pasa	103,3	70,3		103,9	70,9	
6520		Obwód paska wszywanego	96,7	81,2		98,8	77,2	

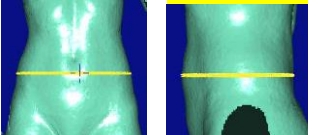
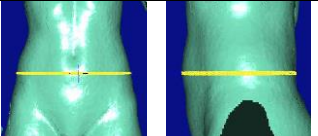
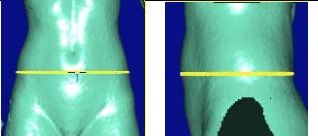
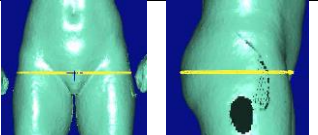
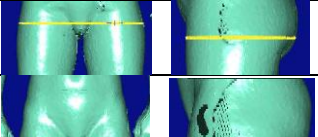
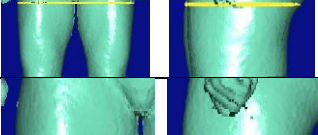
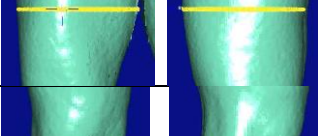
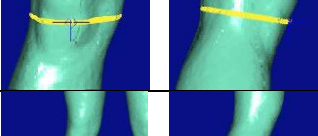
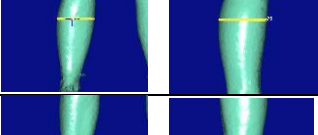
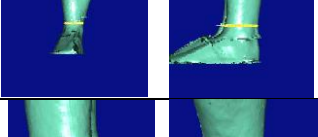
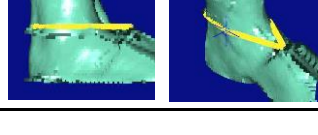
7540		Obwód brzucha (pod pępkiem)	96,4	81,6	96,5	79,5		
7545		Max. obwód brzucha	95,4	82,3	95,5	80,2		
7510		Obwód wysokich bioder	94,7	81,9	97	81,1		
7520		Obwód pośladków	81,5	97	81,6	96,6		
7525		Obwód niskich bioder	76,5	99,1	78,1	98,8		
7530		Obwód biodra/uda	71,5	96	73,8	98,2		
9510 9511		Obwód uda	68,5	55,7	55,6	70,9	56,3	56,2
9520 9521		Obwód kolana	43,5	36,8	35,4	43,5	34,2	34,9
9540 9541		Obwód łydki	34,6	38,5	38,6	34,5	38,2	38,9
9580 9581		Obwód nad kostką (min. Obwód nogi)	12,3	22,1	22,2	12,2	22,8	23,2
9550		Obwód kostki	7,4	24,3	24,4	7,4	25,1	25,8

Tabela 3.2. Wyselekcjonowane z automatycznie otrzymanych danych, obwody sylwetki męskiej bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Oznaczenia: L- lewa strona , P -prawa strona (opracowanie własne)

Lp.	Pomiar	Obwody bez		Obwody w	
		L	P	L	P
1.	Obwód górnego ramienia	29,8	31,2	28,9	30,1
2.	Obwód łokcia	27,5	28,8	28,1	29,2
3.	Obwód przedramienia	26,8	27,6	26,4	27,1
4.	Obwód nadgarstka	19,1	19,6	17,9	18,1
5.	Obwód pod klatką piersiową	107,7		102,8	
6.	Obwód talii	96,3		93,7	
7.	Obwód wysokiego pasa	98,3		96,3	
8.	Obwód pasa	98,3		95,1	
9.	Obwód paska wszywanego	98		96,4	
10.	Obwód brzucha (pod pępkiem)	96,8		95,3	
11.	Max. obwód brzucha	97,2		95,6	
12.	Obwód wysokie biodra	98		96,4	
13.	Obwód pośladków	100,7		101,6	
14.	Obwód bioder	100,7		101,6	
15.	Obwód krocza (niskie biodra)	101,1		102,7	
16.	Obwód uda	65,1	65,7	54,7	55,2
17.	Obwód kolana	38,1	38,4	36,9	38
18.	Obwód łydki	37,9	39,2	38,1	39,3
19.	Obwód nad kostką (min. Obwód	25,4	26	25,8	26,3
20.	Obwód kostki	30	30,1	30,6	30,2

Tabela 3.3. Dane pomiarowe automatycznie wytypowanych obwodów ciała bez wyrobu uciskowego  $G_i$  na przykładzie sylwetki damskiej z pięciu niezależnych serii skanowania (opracowanie. własne)

SYLWETKA DAMSKA BEZ WYROBU UCISKOWEGO																			
Nr pomiaru	1			2			3			4			5			$Y_{i,s}$ , cm	R ( $Y_i$ ), cm	R min ( $Y_{i,s}$ ), cm	R max ( $Y_{i,s}$ ), cm
Miejsce pomiaru obwodu/strona	$Y_i$ , cm	$G_i$ , cm		$Y_i$ , cm	$G_i$ , cm		$Y_i$ , cm	$G_i$ , cm		$Y_i$ , cm	$G_i$ , cm		$Y_i$ , cm	$G_i$ , cm					
		L	P		L	P		L	P		L	P							
górne ramie	33,6	26,4	26,1	33,5	26,3	26,3	34,0	26,9	26,3	33,2	26,1	25,7	33,7	26,5	26,0	33,6	0,8	-0,4	0,4
Łokieć	25,9	24,1	24,3	25,8	24,1	24,1	26,1	24,3	24,4	26,3	24,5	24,5	25,8	24,1	24,1	26,0	0,5	-0,2	0,3
Przedramię	23,2	24,3	24,2	23,0	24,1	24,4	22,9	24,0	24,4	23,1	24,2	24,2	23,1	24,2	24,2	23,1	0,3	-0,2	0,1
Nadgarstek	0,0	15,5	15,4	0,0	15,3	15,6	0,0	15,1	15,6	0,0	15,9	15,9	0,0	15,4	15,4	0,0	0,0	0,0	0,0
pod klatką piersiową	120,0	76,9		118,2	74,9		118,0	74,6		120,1	77,0		117,0	74,2		118,7	3,1	-1,7	1,4
Talia	109,2	70,3		108,9	70,3		109,4	70,7		108,6	69,7		111,1	72,4		109,4	2,6	-0,8	1,7
wysoki pas	106,3	70,3		107,1	69,2		107,2	69,3		106,2	69,7		107,3	70,0		106,8	1,1	-0,6	0,5
Pas	103,3	70,3		104,3	70,3		103,9	70,7		106,2	69,7		103,4	72,4		104,2	2,9	-0,9	2,0
pasek wszywany	96,7	81,2		97,4	80,7		98,2	79,7		97,0	80,7		97,8	80,6		97,4	1,5	-0,7	0,8
brzuch (pod pępkiem)	96,4	81,6		96,8	81,5		96,1	82,1		96,8	80,9		95,2	82,8		96,3	1,6	-1,1	0,5
max. obw. Brzucha	95,4	82,3		95,8	82,4		95,1	82,9		95,8	81,8		97,2	98,3		95,9	2,1	-0,8	1,3
wysokie biodra	94,7	81,9		95,2	83,1		94,4	83,4		95,3	82,5		94,0	83,6		94,7	1,3	-0,7	0,6
Pośladki	81,5	97,0		81,9	96,8		81,3	97,6		82,0	96,1		80,6	98,0		81,5	1,4	-0,9	0,5
Biodra	76,5	99,1		76,9	98,5		76,3	99,0		77,0	98,7		76,1	98,9		76,6	0,9	-0,5	0,4
biodra/uda	71,5	96,0		72,3	96,5		73,1	97,2		72,0	96,3		72,5	96,8		72,3	1,6	-0,8	0,8
Udo	68,5	55,7	55,6	69,1	56,1	56,3	69,3	56,6	57,1	69,0	56,1	56,2	69,4	57,8	56,5	69,1	0,9	-0,6	0,3
Kolano	43,5	36,8	35,4	43,6	36,3	36,9	43,3	36,1	35,9	43,7	37,3	35,4	43,0	35,7	35,4	43,4	0,7	-0,4	0,3
Łydka	34,6	38,5	38,6	34,4	38,2	38,6	34,3	38,3	38,8	34,8	38,7	38,7	34,6	38,4	38,9	34,5	0,5	-0,2	0,3
nad kostką (min. obw. nogi)	12,3	22,1	22,2	12,1	21,9	22,2	12,2	21,9	22,2	12,4	22,2	22,2	12,1	22,0	22,3	12,2	0,3	-0,1	0,2
Kostka	7,4	24,3	24,4	7,5	24,1	25,8	7,4	23,7	25,2	7,4	24,1	23,9	7,4	24,9	24,9	7,4	0,1	0,0	0,1

Tabela 3.4. Dane pomiarowe automatycznie wytypowanych obwodów ciała w wyrobie uciskowym  $G_{iw}$  na przykładzie sylwetki damskiej z pięciu niezależnych serii skanowania (op. własne)

SYLWETKA DAMSKA W WYROBIE UCISKOWYM																			
Nr pomiaru	1			2			3			4			5			Y <sub>i,s</sub> , cm	G <sub>iw,s</sub> , cm		R(Y <sub>i</sub> ), cm
Miejsce pomiaru obwodu	Y <sub>i</sub> , cm	G <sub>iw</sub> , cm		Y <sub>i</sub> , cm	G <sub>iw</sub> , cm		Y <sub>i</sub> , cm	G <sub>iw</sub> , cm		Y <sub>i</sub> , cm	G <sub>iw</sub> , cm		Y <sub>i</sub> , cm	G <sub>iw</sub> , cm			L	P	
		L	P		L	P		L	P		L	P		L	P				
górne ramie	33,4	28,4	27,2	31,9	26,5	29,9	32,3	26,9	31,3	31,5	26,0	26,6	32,5	27,0	29,9	32,3	27,0	29,0	1,9
łokieć	25,7	23,9	24,4	25,8	24,1	24,2	25,5	23,9	23,3	25,9	24,1	24,7	25,4	24,4	23,6	25,7	24,1	24,0	0,5
przedramię	23,1	24,3	25,1	22,8	24,3	24,5	23,6	24,8	24,6	22,9	24,3	24,2	22,4	23,9	24,7	23,0	24,3	24,6	1,2
nadgarstek	0,0	14,7	15,5	0,0	15,1	15,8	0,0	15,0	15,9	0,0	16,0	15,5	0,0	15,2	15,7	0,0	15,2	15,7	0,0
pod klatką piersiową	113,6	75,5		111,3	73,3		110,2	73,0		111,4	73,7		112,9	75,0		111,9	74,1		3,4
talia	104,5	70,9		104,2	69,5		104,0	70,9		103,5	71,4		103,9	69,8		104,0	70,5		1,0
wysoki pas	106,9	68,4		107,9	67,0		105,2	68,8		105,4	69,4		107,4	67,3		106,6	68,2		2,7
pas	103,9	70,9		103,6	69,5		103,1	70,9		103,2	71,4		103,7	69,8		103,5	70,5		0,8
pasek wszywany	98,8	77,2		98,2	77,5		98,3	77,7		96,7	79,3		98,5	77,2		98,1	77,8		2,1
brzuch (pod pępkiem)	96,5	79,5		96,5	79,8		95,4	80,6		96,7	79,2		95,8	80,5		96,2	79,9		1,3
max. obw. brzucha	95,5	80,2		95,5	80,8		94,4	81,4		95,7	80,1		94,8	81,5		95,2	80,8		1,3
wysokie biodra	97,0	81,1		94,9	81,6		96,1	81,9		95,2	80,9		94,3	82,0		95,5	81,5		2,7
pośladki	81,6	96,6		81,5	97,5		80,6	98,7		82,0	96,9		81,0	98,2		81,3	97,6		1,0
biodra	78,1	98,8		76,5	99,5		76,1	99,8		76,5	99,6		77,0	99,5		76,8	99,4		2,0
biodra/uda	73,8	98,2		73,1	98,3		73,0	98,3		71,5	97,1		73,7	98,5		73,0	98,1		2,3
udo	70,9	56,3	56,2	71,0	56,3	55,8	71,1	56,5	55,9	71,0	56,4	55,6	71,3	56,6	55,9	71,1	56,4	55,9	0,4
kolano	43,5	34,2	34,9	43,5	35,9	35,6	43,0	35,2	35,2	43,7	36,2	35,0	43,2	35,7	35,5	43,4	35,4	35,2	0,7
łydka	34,5	38,2	38,9	34,9	38,7	39,1	34,7	38,7	39,2	34,4	39,3	38,9	34,8	38,8	39,1	34,7	38,7	39,0	0,5
nad kostką (min. obw. nogi)	12,2	22,8	23,2	12,1	22,6	22,7	12,2	22,7	22,7	12,5	23,2	22,7	12,1	22,7	22,6	12,2	22,8	22,8	0,4
kostka	7,4	25,1	25,8	7,5	24,3	23,8	7,5	24,6	24,3	7,4	25,2	24,0	7,5	24,5	23,8	7,5	24,7	24,3	0,1



## Załącznik 4. Uśrednione z 5 serii skanowania wartości obwodów ciała bez wyrobu i wyrobie uciskowym

Tabela 4.1. Uśrednione wartości obwodów sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego z 5 serii skanowania, wyznaczone w 2 cm odstępach pomiędzy pomiarami  $\Delta Y_i$ , cm (opracowanie. własne)

SYLWETKA DAMSKA BEZ WYROBU																				
NOGA							TUŁÓW							REKA						
Nr pomiaru	1	2	3	4	5			1	2	3	4	5		Yi, cm	1	2	3	4	5	
Yi, cm	Gi, cm					Ĝi, cm	Yi, cm	Gi, cm					Ĝi, cm		Gi, cm					Ĝi, cm
0	23,1	23,7	23,2	23,3	23,4	23,3	66	97,9	98,4	98,4	98,8	99,0	98,5	0	15,5	15,4	14,8	15,8	15,7	15,4
2	22,2	22,2	22,3	22,4	22,4	22,3	68	98,4	99,0	98,9	99,1	99,3	98,9	2	15,5	15,4	15,2	16,0	15,9	15,6
4	22,9	23,0	22,9	23,2	23,2	23,0	70	98,4	98,3	98,9	98,9	99,0	98,7	4	16,3	16,5	16,3	17,1	17,2	16,7
6	24,3	24,5	24,5	24,7	24,6	24,5	72	97,9	97,1	98,3	98,0	98,3	97,9	6	17,9	17,8	17,5	19,1	18,7	18,2
8	26,6	26,8	26,5	27,0	26,8	26,7	74	96,6	95,1	97,0	96,7	96,7	96,4	8	19,4	19,6	19,4	20,3	20,4	19,8
10	28,6	28,9	28,9	29,0	29,2	28,9	76	95,0	93,1	95,0	94,5	94,9	94,5	10	21,3	21,1	20,9	22,0	21,8	21,4
12	31,0	31,3	31,0	31,5	31,2	31,2	78	93,1	91,0	92,9	92,7	92,7	92,5	12	23,0	23,0	22,8	23,7	23,6	23,2
14	32,8	33,1	33,3	33,3	33,4	33,2	80	91,1	87,7	90,7	90,6	87,8	89,6	14	24,4	24,3	24,3	25,3	25,1	24,7
16	35,0	35,2	35,0	35,2	35,1	35,1	82	87,9	85,3	87,7	87,8	95,1	88,8	16	25,2	25,3	25,1	26,0	25,9	25,5
18	36,5	36,7	36,8	36,8	36,9	36,7	84	85,5	83,6	84,8	85,1	83,7	84,5	18	25,2	25,3	25,2	26,0	25,9	25,5
20	37,6	37,9	37,9	38,1	38,1	37,9	86	83,7	82,3	83,5	83,5	82,3	83,1	20	25,0	25,2	25,0	25,3	25,2	25,1
22	38,3	38,5	38,7	38,8	38,9	38,6	88	82,4	79,9	82,2	82,3	80,4	81,4	22	24,3	24,5	24,3	24,5	24,6	24,4
24	38,6	38,9	38,9	39,1	39,2	38,9	90	80,0	77,3	80,4	79,9	77,2	79,0	24	24,3	24,4	24,2	24,3	24,3	24,3
26	38,2	38,4	38,4	38,7	38,8	38,5	92	77,0	73,6	77,6	77,0	74,2	75,9	26	24,4	24,7	24,5	24,8	25,1	24,7
28	37,4	37,4	37,4	37,7	37,7	37,5	94	73,5	70,9	74,8	73,4	71,7	72,9	28	25,1	25,0	24,9	25,9	26,1	25,4
30	35,8	35,9	36,0	36,1	36,1	36,0	96	70,6	69,3	71,8	71,3	70,8	70,8	30	25,7	25,9	25,7	26,7	27,0	26,2
32	34,9	34,6	34,5	34,9	34,7	34,7	98	69,2	69,6	70,3	70,2	70,8	70,0	32	26,6	26,5	26,3	27,6	27,6	26,9
34	35,6	35,0	34,8	35,5	34,9	35,2	100	69,6	71,2	70,2	70,3	71,5	70,6	34	27,3	27,4	27,2	28,0	28,1	27,6
36	36,9	36,0	35,9	37,0	36,1	36,4	102	71,2	73,0	71,3	71,5	72,7	71,9	36	28,3	28,2	28,2	29,0	29,1	28,6
38	38,4	37,7	37,5	38,5	37,2	37,9	104	73,0	74,2	72,7	72,8	73,5	73,2	38	29,1	29,7	29,0	29,6	29,3	29,3
40	39,3	38,8	38,9	39,2	39,2	39,1								40	29,9	30,3	30,8	29,7	29,5	30,0
42	40,2	39,8	39,8	40,3	40,0	40,0														
44	41,6	40,8	41,0	41,7	41,3	41,3														
46	43,9	43,3	43,1	44,1	43,3	43,5														
48	46,2	45,5	45,7	46,1	45,9	45,9														
50	48,0	47,7	47,6	48,3	47,8	47,9														
52	50,0	49,6	49,7	50,1	49,9	49,9														
54	51,5	51,3	51,5	51,7	51,7	51,5														
56	53,2	53,1	53,1	53,1	53,2	53,1														
58	54,4	54,6	54,8	54,5	54,7	54,6														
60	56,0	56,3	56,1	56,0	56,1	56,1														
62	56,9	57,3	57,5	57,0	57,3	57,2														
64	58,0	58,9	58,8	58,7	58,6	58,6														

Tabela 4.2. *Uśrednione wartości obwodów sylwetki damskiej w wyrobie uciskowym z 5 serii skanowania, wyznaczone w 2 cm odstępach pomiędzy pomiarami  $\Delta Y_i$ , cm (opracowanie. własne)*

SYLWETKA DAMSKA W WYROBIE																				
NOGA							TUŁÓW							REKA						
Nr pomiaru	1	2	3	4	5			1	2	3	4	5			1	2	3	4	5	
$Y_i$ , cm	$G_{iw}$ , cm					$\tilde{G}_{iw}$ , cm	$Y_i$ , cm	$G_{iw}$ , cm					$\tilde{G}_{iw}$ , cm	$Y_i$ , cm	$G_{iw}$ , cm					$\tilde{G}_{iw}$ , cm
0	23,3	23,1	23,3	23,7	23,6	23,4	66	98,8	99,2	98,9	98,6	98,5	98,8	0	15,7	16,1	16,0	15,3	15,3	15,7
2	22,7	22,7	22,8	22,9	22,9	22,8	68	99,4	99,8	99,3	99,2	99,0	99,3	2	15,9	15,9	15,8	15,8	15,9	15,9
4	23,4	23,3	23,3	23,5	23,5	23,4	70	99,4	99,8	99,4	99,2	99,0	99,4	4	16,8	16,7	16,5	16,7	16,7	16,7
6	24,8	24,5	24,7	25,0	24,9	24,8	72	98,6	99,2	98,8	98,4	98,2	98,6	6	18,1	18,4	17,6	18,2	18,1	18,1
8	27,0	26,8	26,7	27,2	27,2	27,0	74	97,4	97,6	97,4	97,2	96,9	97,3	8	20,2	20,3	19,7	20,1	20,0	20,1
10	29,0	29,0	29,1	29,3	29,2	29,1	76	95,3	95,6	95,7	95,2	95,1	95,4	10	31,7	22,1	21,2	21,7	21,8	23,7
12	31,5	31,3	31,2	31,8	31,8	31,5	78	93,2	92,7	93,3	92,9	92,9	93,0	12	23,4	23,6	22,9	23,3	23,3	23,3
14	33,5	33,7	33,5	33,7	33,6	33,6	80	90,6	90,0	90,6	90,3	90,2	90,3	14	24,7	24,8	24,1	24,7	24,7	24,6
16	35,7	35,5	35,3	35,8	35,7	35,6	82	87,6	87,0	87,7	87,6	87,6	87,5	16	25,6	25,6	25,3	25,5	25,4	25,5
18	37,2	37,4	37,2	37,4	37,2	37,3	84	84,9	84,0	84,5	82,5	85,2	84,2	18	25,7	25,7	25,6	25,6	25,5	25,6
20	38,4	38,3	38,2	38,6	38,5	38,4	86	82,2	81,7	82,2	80,8	82,7	81,9	20	25,4	25,2	25,3	25,1	25,1	25,2
22	39,0	39,0	39,0	39,2	39,1	39,1	88	80,4	80,1	80,1	78,4	81,0	80,0	22	24,8	24,9	24,6	24,7	24,8	24,8
24	39,1	39,2	39,1	39,4	39,4	39,2	90	77,8	78,0	78,0	75,9	78,5	77,6	24	24,4	24,5	24,3	24,4	24,4	24,4
26	38,5	38,5	38,6	38,8	39,0	38,7	92	75,1	75,2	74,9	72,6	75,8	74,7	26	24,9	25,0	24,6	25,2	25,0	24,9
28	37,3	37,5	37,5	37,7	37,9	37,6	94	71,8	72,6	72,2	69,8	72,3	71,7	28	25,4	25,7	25,0	25,9	25,6	25,5
30	35,7	36,0	36,2	36,0	36,4	36,1	96	69,3	69,8	69,3	68,1	69,4	69,2	30	26,0	26,2	25,7	26,5	26,1	26,1
32	34,7	35,0	35,0	34,7	35,3	34,9	98	67,2	68,3	67,7	67,9	68,0	67,8	32	26,3	26,6	26,0	27,0	26,7	26,5
34	34,8	34,9	35,1	34,7	35,4	35,0	100	66,9	68,0	67,4	69,0	68,0	67,9	34	26,6	27,0	26,5	27,3	27,0	26,9
36	35,7	35,8	36,0	35,5	36,6	35,9	102	67,8	68,6	68,2	69,8	68,9	68,7	36	26,7	27,2	26,8	27,6	27,3	27,1
38	37,4	37,3	37,5	37,2	38,0	37,5	104	69,1	70,1	71,7	73,2	69,5	70,7	38	28,2	28,0	27,1	28,4	27,6	27,9
40	38,7	38,9	39,1	38,4	39,0	38,8								40	31,0	30,7	28,0	39,2	28,4	31,5
42	40,1	40,1	40,1	39,6	40,2	40,0														
44	41,5	41,8	41,8	41,1	41,8	41,6														
46	43,9	43,6	43,7	43,5	44,2	43,8														
48	45,9	46,1	46,1	45,6	46,2	46,0														
50	48,0	47,8	47,9	47,8	48,1	47,9														
52	49,8	49,9	49,9	49,7	49,9	49,8														
54	51,5	51,4	51,6	51,3	51,5	51,5														
56	53,1	53,1	53,1	53,0	53,1	53,1														
58	54,2	54,3	54,5	54,2	54,3	54,3														
60	55,3	55,5	55,3	55,5	55,4	55,4														
62	56,0	56,2	56,1	56,2	55,9	56,1														
64	56,4	56,6	56,2	56,4	56,0	56,3														

Tabela 4.3. Uśrednione z 5 serii skanowania wartości obwodów sylwetki męskiej bez i w wyrobie uciskowym (opracowanie własne)

SYLWETKA MĘSKA BEZ WYROBU						SYLWETKA MĘSKA W WYROBIE					
TUŁÓW		NOGA		RĘKA		TUŁÓW		NOGA		RĘKA	
Y <sub>i</sub> ,	$\bar{G}_{i,w}$ , cm	Y <sub>i</sub> , cm	$\bar{G}_{i,w}$ , cm	Y <sub>i</sub> , cm	$\bar{G}_{i,w}$ , cm	Y <sub>i</sub> ,	$\bar{G}_{i,w}$ , cm	Y <sub>i</sub> , cm	$\bar{G}_{i,w}$ , cm	Y <sub>i</sub> , cm	$\bar{G}_{i,w}$ , cm
126	113,1	72	57,3	36	31,4	126	103,7	72	56,1	36	30,1
124	112,2	70	56,5	34	30,4	124	104,5	70	55,5	34	30,0
122	110,0	68	55,7	32	29,9	122	104,4	68	54,9	32	29,7
120	107,5	66	54,8	30	29,5	120	103,3	66	54,1	30	29,3
118	105,8	64	53,7	28	29,0	118	101,9	64	53,0	28	29,2
116	104,2	62	52,6	26	28,7	116	100,1	62	51,9	26	28,9
114	102,6	60	50,9	24	29,4	114	98,6	60	50,4	24	28,5
112	100,3	58	49,2	22	29,0	112	96,8	58	48,9	22	28,2
110	98,6	56	46,9	20	28,3	110	95,4	56	46,7	20	27,9
108	96,4	54	44,9	18	28,1	108	95,3	54	44,9	18	27,7
106	96,3	52	42,9	16	27,7	106	93,5	52	42,8	16	27,1
104	96,4	50	41,7	14	27,2	104	93,4	50	41,4	14	26,2
102	96,5	48	40,9	12	26,5	102	94,7	48	40,6	12	24,8
100	96,6	46	40,5	10	25,0	100	95,2	46	40,0	10	23,3
98	97,4	44	40,1	8	23,4	98	95,9	44	39,8	8	21,4
96	98,7	42	39,0	6	21,8	96	96,5	42	38,7	6	20,1
94	98,6	40	37,8	4	20,0	94	97,4	40	37,4	4	18,8
92	99,8	38	35,4	2	19,1	92	98,8	38	35,5	2	18,0
90	100,8	36	35,3	0	18,0	90	99,4	36	35,7	0	18,1
88	99,9	34	36,2			88	99,3	34	36,5		
86	100,4	32	37,4			86	100,5	32	37,6		
84	100,7	30	38,7			84	101,5	30	39,0		
82	101,0	28	39,2			82	102,5	28	39,4		
80	101,1	26	39,1			80	102,7	26	39,2		
78	100,9	24	38,5			78	102,1	24	38,6		
76	100,1	22	37,1			76	100,7	22	37,4		
74	98,9	20	35,3			74	99,5	20	35,5		
		18	33,5					18	33,9		
		16	31,7					16	32,0		
		14	30,5					14	30,6		
		12	29,1					12	29,3		
		10	27,8					10	28,0		
		8	26,7					8	27,0		
		6	26,2					6	26,6		
		4	26,3					4	26,5		
		2	27,1					2	27,3		
		0	29,5					0	30,2		

## Wykaz rysunków

Rysunek 2.3.1. Ucisk wywierany na tkanki organizmu: a) ucisk spoczynkowy, b) ucisk wysiłkowy.....	22
Rysunek 2.3.2. Światowa mapa MCS-Standards.....	24
Rysunek 2.6.1.1. Cylindryczny model ciała.....	29
Rysunek 2.6.2.1. Urządzenie stacjonarne do oceny kompresji wyrobów pończosznich.....	31
Rysunek 2.6.2.2. Widok miernika Picopress.....	32
Rysunek 2.6.2.3. Efekt wyoblania dzianiny.....	32
Rysunek 2.6.2.4. Widok wyoblania wzdłuż krzywizny cylindra.....	32
Rysunek 2.7.3.1. Pomiary sylwetki kobiety metodą skanowania 3D i manualną.....	36
Rysunek 2.7.3.2. Pomiary sylwetki mężczyzny metodą skanowania 3D i manualną.....	36
Rysunek 2.7.4.1. Eksperymentalne wyniki spadku wartości nacisku jednostkowego w funkcji czasu dla mankietu skarpetki.....	38
Rysunek 2.7.4.2. Porównanie średnich wartości ciśnienia (mm Hg) w czterech punktach pomiaru (1 - przód, 2 - strona zewnętrzna, bok, 3 - tył, 4 – strona wewnętrzna, bok) na kostce i łydce dla testów in vivo.....	38
Rysunek 2.7.4.3. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu elipsy dla przyjętej wartości $P_{int}=20\text{hPa}$ w obszarze o minimalnej wartości promienia krzywizny $R$ .....	39
Rysunek 2.7.4.4. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu elipsy dla przyjętej wartości $P_{int}=20\text{ hPa}$ w obszarze o maksymalnej wartości promienia krzywizny $R$ .....	39
Rysunek 2.7.4.5. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż eliptycznego obwodu przy założeniu, iż obwód jest okręgiem: Parametry obliczeń $G_i=104\text{ cm}$ , $R_i=16,56\text{ cm}$ , $P_{int}=20\text{ hPa}$ .....	39
Rysunek 3.1.1.1. Zapis schematyczny splotu kolumnkowej dzianiny z udziałem nitok elastomerowych w postaci wątku.....	46
Rysunek 3.1.1.2. Zapis schematyczny splotu rzędkowej dzianiny platerowanej nitkami elastomerowymi.....	46
Rysunek 3.1.1.3 Rzeczywisty widok splotu elastycznej dzianiny kolumnkowej- strona prawa.....	46
Rysunek 3.1.1.4. Rzeczywisty widok splotu elastycznej dzianiny rzędkowej- strona prawa.....	46
Rysunek 3.1.2.1. Sylwetka kobieca o współczynniku BMI = 22,59 (wzrost 169 cm, waga 64,5 kg) – skanatar.....	47
Rysunek 3.1.2.2. Sylwetka męska o współczynniku BMI = 25,66 (wzrost 182cm, waga 85kg) – skanatar.....	47
Rysunek 3.1.3.1. Przykładowe wyroby uciskowe (rękaw i reformy) zaprojektowane dla kobiety o BMI = 22,59 wraz z widokiem szwu.....	48
Rysunek 3.1.3.2. Stanowisko łączenia elementów – 4-igłowa maszyna Autolap.....	48
Rysunek 4.1.1. Wartości nacisku jednostkowego $P_{i,int}$ w funkcji wartości długości obwodów nogi damskiej $G_i$ dla trzech wartości sztywności rozciągania dzianiny $c=200,500$ i $1000\text{ cN/cm}$ .....	51
Rysunek 4.3.2. Poglądowy model części ciała o zróżnicowanych wartościach długości obwodów $G_i$ , gdzie: $G_1, G_2, \dots, G_n$ – kolejne obwody części ciała, $Y_1, Y_2, \dots, Y_n$ – kolejne odległości położenia obwodów od podstawy, $F_1, F_2, \dots, F_n$ – wartości sił obwodowych w dzianinie uciskowej o szerokości paska $s$ dla kolejnych obwodów, $\Delta Y_i$ – odległość kolejnych obwodów od siebie.....	52
Rysunek 4.2.1. Budowa stanowiska pomiarowego służącego do wyznaczenia charakterystyki mechanicznej dzianiny metodą w pętli: 1.Zrywarka firmy Hounsfield, 2.Komplet zacisków trzpieniowych, 3.Panel sterowania, 4.Stacja wizualizacji wyników.....	54
Rysunek 4.2.2. Działanie w formie opaski zamocowana w uchwytach <sup>191</sup> wykorzystywanych w metodzie rozciągania w pętli.....	54
Rysunek 4.2.3. Komplet stabilizatorów igłowych o dwukierunkowych ostrzach.....	54
Rysunek 4.2.4. Próbkę w formie opaski umieszczoną w uchwytach wraz z zamocowanymi igłami stabilizującymi działaniem podczas rozciągania.....	54

Rysunek 4.2.5. Uzyskany w efekcie rejestracji danych przez urządzenie przykładowy wykres przedstawiający charakterystykę mechaniczną dzianiny kolumienkowej w postaci 6 pętli histerezy dla wydłużenia względnego $\epsilon=1,0$ .....	55
Rysunek 4.2.6. Zestawienie uśrednionych wartości siły F z niezależnych serii pomiarowych dla 6. pętli histerezy i wydłużeń względnych $\epsilon \in \{0,1;0,2;0,3;0,4;0,5;0,6;0,7;0,8;0,9;1,0\}$ przykładowego wariantu dzianiny.....	55
Rysunek 4.2.7. Pętle histerezy dla kolejnych zakresów rozciągania dzianiny kolumienkowej z udziałem nitek elastomerowych w postaci wątku (wariant 1).....	56
Rysunek 4.2.8. Pętle histerezy dla kolejnych zakresów rozciągania rządkowej dzianiny platerowanej nitkami elastomerowymi (wariant 2).....	56
Rysunek 4.2.9. Reologiczny trójelementowy model Zenera: I-człon Hooke'a, II-człon Maxwella, $c, c_1$ – stałe sprężystości, $\eta$ - lepkość dynamiczna.....	57
Rysunek 4.2.10. Wykres histerezy według standardowego, trójelementowego modelu Zenera.....	58
Rysunek 4.2.11. Doświadczalny wykres histerezy dla kolumienkowej dzianiny z udziałem nitek elastomerowych w postaci wątku.....	58
Rysunek 4.2.12. Wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy dla różnych zakresów rozciągania (wariant 1).....	60
Rysunek 4.2.13. Wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy dla różnych zakresów rozciągania (wariant 2).....	60
Rysunek 4.3.1. Widok a) komputerowego stanowiska operacyjnego skanera, służącego do rejestracji, archiwizacji i analizy danych pomiarowych (rys. własnego autorstwa) oraz b) widok wnętrza kabiny wyposażonej w 4 skanery oraz wzorcową sylwetkę.....	62
Rysunek 4.3.2. Pozycjonowanie sylwetki – skanowanie ciała według PN-EN 13402.....	62
Rysunek 4.3.3. Skanatar sylwetki kobiety a) bez wyrobu uciskowego i b) w wyrobie uciskowym – reformach i rękawie.....	63
Rysunek 4.3.4. Zróżnicowana wysokość linii nadgarstka prawej i lewej ręki sylwetki kobiecej i męskiej w jednej z pozycji skanowania, gdzie w przypadku: a) sylwetki damskiej - $Y_i$ dla ręki prawej wynosi 86,9 cm natomiast dla ręki lewej 88,4 cm, b) sylwetki męskiej - $Y_i$ dla ręki prawej wynosi 92,2 cm natomiast dla ręki lewej 89,5 cm.....	63
Rysunek 4.3.5. Tolerancja wymiarowania wysokości wyselekcjonowanych spośród automatycznie wytypowanych obwodów sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego dla 5 niezależnych serii skanowania.....	64
Rysunek 4.3.6. Wizualizacja geometrii przykładowego obwodu tułowia kobiety na wysokości $Y_i=105$ cm, a) bez i b) w wyrobie uciskowym wraz z określoną wielkością.....	65
Rysunek 4.3.7. Odchylenie standardowe długości kolejnych obwodów nogi i tułowia bez ubioru uciskowego.....	66
Rysunek 4.3.8. Odchylenie standardowe kolejnych długości obwodów ręki bez ubioru uciskowego.....	66
Rysunek 4.3.9. Tolerancje wymiarowania sylwetki damskiej dla kolejnych obwodów nogi i tułowia bez wyrobu uciskowego za pomocą skanera 3D.....	66
Rysunek 4.3.10. Tolerancje wymiarowania sylwetki damskiej dla kolejnych obwodów ręki bez wyrobu uciskowego za pomocą skanera 3D.....	66
Rysunek 4.3.11. Średnie wartości obwodów nogi i tułowia sylwetki kobiety bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Seria 1- wartości obwodów bez wyrobu, seria 2 -wartości obwodów w wyrobie.....	67
Rysunek 4.3.12. Średnie wartości obwodów dla ręki kobiety bez wyrobu i w wyrobie uciskowym. Seria 1- wartości obwodów wyrobu, seria 2 -wartości obwodów w wyrobie.....	67
Rysunek 4.3.13. Procentowe różnice średnich wartości obwodów bez i w ubiorze uciskowym dla nogi i tułowia.....	68

Rysunek 4.3.14. Procentowe różnice średnich wartości obwodów bez i w ubiorze uciskowym dla ręki.....	68
Rysunek 4.3.15. Geometrie obwodów tułowia sylwetki damskiej bez wyrobu uciskowego i w wyrobie uciskowym dla $Y_i = 105$ cm.....	69
Rysunek 4.3.16. Wyznaczenie współrzędnych pięciu sąsiadujących punktów fragmentu krzywizny obwodu ciała: $A(x_{i-2}; y_{i-2})$ , $B(x_{i-1}; y_{i-1})$ , $C(x_i; y_i)$ , $D(x_{i+1}; y_{i+1})$ , $E(x_{i+2}; x_{i+2})$ należących do okręgu aproksymowanego o środku w punkcie $S(0,0)$ i promieniu $R$ .....	69
Rysunek 4.3.17. Wyznaczone wartości promieni krzywizny dla obwodów tułowia kobiety na wysokości $Y_i = 105$ cm bez i w wyrobie uciskowym.....	70
Rysunek 5.1.1. Wpływ tolerancji wymiarowania sylwetki ludzkiej $\Delta G_i \pm 1$ cm na zmiany wartości nacisku jednostkowego w zależności od wartości długości obwodów ciała. Parametry obliczeń: serie 1÷2 – wartości sztywności rozciągania $c = 200$ i $1000$ cN/cm, $\Delta G + 1$ cm, seria 3 ÷ 4 – wartości sztywności rozciągania $c = 200$ i $1000$ cN/cm, $\Delta G - 1$ cm seria 5 – zamierzona wartość nacisku jednostkowego $P = 20$ hPa.....	72
Rysunek 5.2.1. Zmiany wartości nacisku jednostkowego dla średniej wartości obwodów $G_{i\text{sr}}$ oraz skrajnych wartości $G_{i\text{sr}} \pm \Delta G_i$ w zależności od sztywności rozciągania dzianiny.....	75
Rysunek 5.2.2. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych przedziałów obwodów. Seria 1 - $\Delta G_i = \pm 0,5$ cm, seria 2 - $\Delta G_i = \pm 1,0$ cm, seria 3 - $\Delta G_i = \pm 1,5$ cm, seria 4 - $\Delta G_i = \pm 2,0$ cm.....	75
Rysunek 5.2.3. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności dzianiny w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych. Seria 1 - $\Delta G_i = \pm 0,5$ cm, seria 2 - $\Delta G_i = \pm 1,0$ cm, seria 3 - $\Delta G_i = \pm 1,5$ cm, seria 4 - $\Delta G_i = \pm 2,0$ cm.....	76
Rysunek 5.2.4. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny w zależności od średniej wartości długości obwodów i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych przedziałów obwodów. Seria 1 - $\Delta G_i = \pm 0,5$ cm, seria 2 - $\Delta G_i = \pm 1,0$ cm, seria 3 - $\Delta G_i = \pm 1,5$ cm, seria 4 - $\Delta G_i = \pm 2,0$ cm.....	76
Rysunek 5.2.5. Maksymalne, dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny $c$ , cN/cm w zależności od środkowej wartości długości obwodów $G_{i\text{sr}}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych. Seria 1-, $\Delta G_i = \pm 0,5$ cm.....	77
Rysunek 5.2.6. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów $G_{i\text{sr}}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych dla $\Delta G_i = \pm 1,0$ cm.....	77
Rysunek 5.2.7. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów $G_{i\text{sr}}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych dla $\Delta G_i = \pm 1,5$ cm.....	77
Rysunek 5.2.8. Maksymalne dopuszczalne wartość sztywności rozciągania dzianiny $c$ , cN/cm w zależności od średniej wartości długości obwodów $G_{i\text{sr}}$ , klasy nacisku i tolerancji wymiarowej dla poszczególnych grup rozmiarowych- producent B, $\Delta G_i = \pm 2,0$ cm.....	77
Rysunek 5.3.1. Widok płaskiego szwu wykonanego przez maszynę typu autolap.....	78
Rysunek 5.3.2. Rozwinięcie na płaszczyźnie części opaski łączonej szwem o długości obwodu $G_0$ w stanie swobodnym i pod wpływem działania siły obwodowej $F$ .....	78
Rysunek 5.3.3. Wpływ szwu na zmianę wartości nacisku jednostkowego $P$ w funkcji wartości długości obwodu ciała $G_i$ dla poszczególnych klas nacisku. Parametry obliczeń: I Min, I Max, II Max, III Max, IV Min – odpowiednio wartości nacisku jednostkowego dla poszczególnych klas nacisku $P = 20, 28, 43, 65$ hPa., $G_i = 1 \div 10$ cm, względna sztywność rozciągania $c = 670$ cN/cm, $l_s = 0,4$ cm.....	80
Rysunek 5.3.4. Wpływ szwu na procentową zmianę wartości nacisku jednostkowego w funkcji wartości długości obwodu dla I i IV klasy nacisku. Seria 1 – procentowa różnica dla dolnej wartości z I klasy nacisku $P = 20$ hPa, Seria 2 - procentowa różnica dla dolnej wartości z IV klasy nacisku $P = 65$ hPa.....	80
Rysunek 5.3.5. Ogólny schemat obliczeń długości swobodnej obwodu dzianiny.....	81

Rysunek 5.3.6. Wpływ względnej sztywności rozciągania na wartość wymiarów dzianiny w stanie swobodnym, gdzie $G_0 = L_{01} + l_s$ . Parametry obliczeń: $G_1 = 3 \div 10$ cm, $l_s = 0,4$ cm, $c = 100 \div 1000$ cN/cm, $P = 24$ hPa.....	82
Rysunek 5.4.1. Wpływ tolerancji wykonania wyrobu $G_0 \mp 0,1$ cm na wartości nacisku jednostkowego $P_i$ w funkcji obwodów $G_i$ w zależności od sztywności rozciągania c229: seria 1 - $c = 1000$ cN/cm, $\Delta G_0 = 0,1$ cm, seria 2 - $c = 200$ cN/cm, $\Delta G_0 = -0,1$ cm, seria 3 - $c = 200$ cN/cm, $\Delta G_0 = +0,1$ cm, seria 4 - $c = 1000$ cN/cm, $\Delta G_0 = +0,1$ cm.....	84
Rysunek 5.4.2. Wpływ tolerancji wykonania wyrobu $G_0 \mp 0,2$ cm na wartości nacisku jednostkowego $P_i$ w funkcji obwodów $G_i$ w zależności od względnej sztywności rozciągania c229: seria 1 - $c = 200$ cN/cm, $\Delta G_0 = +0,2$ cm, seria 2 - $c = 1000$ cN/cm, $\Delta G_0 = +0,2$ cm, seria 3 - $c = 200$ cN/cm, $\Delta G_0 = -0,2$ cm, seria 4 - $c = 1000$ cN/cm, $\Delta G_0 = -0,2$ cm.....	84
Rysunek 5.4.3. Wpływ tolerancji wykonania opaski na wartość nacisku jednostkowego w zależności od względnej sztywności rozciągania dzianiny. Parametry obliczeń: $G_1 = 7$ cm, $P = 24$ hPa, $c = 200$ i $670$ cN/cm, $G_0 \mp 0,1$ cm.....	85
Rysunek 5.5.1. Przykładowe oszacowanie zmian nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu tułowia kobiety o wartości długości obwodu $G_i = 70,3$ cm, $R_i = 11,19$ cm, dla którego w wyniku projektowania wartość obwodu dzianiny w stanie swobodnym wynosi $G_0 = 49,98$ cm.....	87
Rysunek 5.6.1. Algorytm obliczania skorygowanej wartości nacisku jednostkowego dla kolejnych obwodów ciała pod wpływem ubioru uciskowego.....	88
Rysunek 5.6.2. Zmiany nacisku jednostkowego wynikające z podatności ciała na ucisk dla kolejnych obwodów nogi i tułowia oraz dla zamierzonej wartości $P_{int} = 20$ hPa. Parametry obliczeń: $G_i = 22,3 \div 98,9$ cm, $G_{iw} = 22,8 \div 99,4$ cm, $g = 0,04$ cm, $c = 670$ cN/cm, $s = 1$ cm.....	90
Rysunek 5.6.3. Zmiany nacisku jednostkowego wynikające z podatności ciała na ucisk dla kolejnych obwodów ręki i dla zamierzonej wartości $P_{int} = 20$ hPa. Parametry obliczeń: $G_i = 15,1 \div 29,9$ cm, $G_{iw} = 15,45 \div 28,35$ cm, $g = 0,04$ cm, $c = 670$ cN/cm, $s = 1$ cm.....	90
Rysunek 5.6.4. Przykładowa geometria przekrojów ręki damskiej w odległości $Y = -130$ mm od podstawy (środek stawu łokciowego) w biegunowym układzie współrzędnych. Seria 1 – obwód bez ubioru uciskowego, seria 2 – obwód w ubiorze uciskowym.....	91
Rysunek 5.6.5. Przykładowe wartości promieni krzywizny obwodu ręki damskiej w odległości $Y = -130$ mm od podstawy. Seria 1 - promień krzywizny obwodu bez ubioru uciskowego, seria 2 – promień krzywizny obwodu w ubiorze uciskowym.....	91
Rysunek 5.6.6. Wartości współczynników zmienności wartości promieni krzywizny dla obwodów damskiej i męskiej ręki i nogi, bez i w ubraniu uciskowym. Oznaczenia: RM, RD - odpowiednio ręka męska i damska NM, ND - odpowiednio noga męska i damska, □ - wariant w ubiorze.....	92
Rysunek 5.6.7. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej ręki damskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości $P_{int} = 24$ hPa (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru $G_i = 15,3 \div 24,5$ cm, obwody w ubiorze $G_i = 15,2 \div 23,8$ cm.....	93
Rysunek 5.6.8. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej nogi damskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości $P_{int} = 24$ hPa (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru $G_i = 26,7 \div 49,4$ cm, obwody w ubiorze $G_i = 27,2 \div 47,8$ cm.....	93
Rysunek 5.6.9. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej ręki męskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości $P_{int} = 24$ hPa (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru $G_i = 28,7 \div 30,8$ cm, obwody w ubiorze $G_i = 27,8 \div 30,0$ cm.....	93
Rysunek 5.6.10. Przykładowe zmiany średnich wartości nacisku jednost. P (seria 2) i różnicy procentowej D (seria 3) wymiarów obwodów bez i w ubiorze uciskowym pod wpływem podatności tkanki miękkiej nogi męskiej dla kolejnych obwodów dla zamierzonej wartości $P_{int} = 24$ hPa (seria 1). Parametry obliczeń: obwody bez ubioru $G_i = 26,3 \div 54,2$ cm, obwody w ubiorze $G_i = 26,1 \div 53,5$ cm.....	93

Rysunek 5.6.11. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała ręki męskiej w odległości $Y = -120$ mm od podstawy (środek stawu łokciowego). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2- wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3- wartość zamierzona $P_{int} = 24$ hPa.....	94
Rysunek 5.6.12. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała ręki męskiej w odległości $Y = -60$ mm od podstawy (środek stawu łokciowego). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona $P_{int} = 24$ hPa.....	94
Rysunek 5.6.13. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała nogi męskiej w odległości $Y = 540$ mm od podstawy (kostki). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona $P_{int} = 24$ hPa.....	94
Rysunek 5.6.14. Przykładowe zmiany nacisku wzdłuż linii obwodu ciała nogi męskiej w odległości $Y = 120$ mm od podstawy (kostki). Seria 1 - wartość nacisków obliczona bez ubioru uciskowego, seria 2 - wartości nacisków w ubiorze uciskowym, seria 3 - wartość zamierzona $P_{int} = 24$ hPa.....	94
Rysunek 5.6.15. Miejscowe zmiany nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodów w ubiorze uciskowym dla wybranych obwodów ręki i nogi damskiej. Series 1 – 270 mm od podstawy, series 2 – 550 mm od podstawy, series 3 – 130 mm od podstawy, series 4 – 80 mm od podstawy, series 5 – zamierzona wartość nacisku.....	95
Rysunek 5.6.16. Zmiany wartości nacisku jednostkowego wzdłuż linii obwodu o zróżnicowanych promieniach krzywizny dla obwodu bez wyrobu uciskowego $G_i = 70,3$ cm i wymiarach swobodnych wyrobu uciskowego $G_0=49,98$ oraz obwodu w wyrobie uciskowym $G_{iw}=66,8$ . W wyniku projektowania wyrobu na zamierzoną wartość nacisku jednostkowego $P_{int}=20$ hPa, wymiary dzianin dla obu przypadków wynoszące będą $G_{oi} = 49,98$ cm, $G_{oiw} = 48,48$ cm.....	95
Rysunek 6.1. Przykładowe wartości siły w funkcji wydłużenia względnego w 6. pętli histerezy w fazie naprężania dla wyznaczonych wartości wydłużenia względnego dla pończochy uciskowej II klasy nacisku, trzech rozmiarów i środkowych wartości obwodów $G_{isr}$ .....	99
Rysunek 6.2. Wartości nacisku jednostkowego $P$ dla trzech rozmiarów pończoch kompresyjnych. Seria 1- wartości normatywne dla I klasy ucisku 24 -28 hPa, seria 2-wartości nacisku wyznaczone eksperymentalnie.....	100
Rysunek 6.3. Wartości nacisku jednostkowego $P$ dla trzech rozmiarów pończoch kompresyjnych. Seria 1- wartości normatywne dla II klasy ucisku 31-43 hPa, seria 2-wartości nacisku wyznaczone eksperymentalnie.....	100
Rysunek 6.4. Wartości sztywności rozciągania dzianiny $c=F/\epsilon$ dla środkowych wartości przedziałów, seria 1-wartości wyliczone z prawa Laplace'a wg równań (4) i (5), seria 2 –wartości eksperymentalne.....	101
Rysunek 6.5. Wartości siły obwodowej dzianiny dla środkowych wartości przedziałów, seria 1-wartości wyliczone z prawa Laplace'a, seria 2 –wartości eksperymentalne.....	101
Rysunek 6.6. Maksymalne różnice w wartościach nacisku jednostkowego $\Delta P = P_{max} - P_{min}$ dla poszczególnych rozmiarów pończoch i wyznaczone eksperymentalnie. Serie 1- dla wariantów I klasy ucisku, serie 2- dla wariantów II klasy ucisku.....	102
Rysunek 7.1.1. Ogólny algorytm metody projektowania i wykonania wyrobów uciskowych techniką konfekcjonowania.....	105
Rysunek 7.1.2. Algorytm przedstawiający metodę projektowania wyrobów uciskowych techniką konfekcjonowania tj. wyznaczania współrzędnych wzoru wyrobu uciskowego łączonego szwem.....	106
Rysunek 7.1.1.1. Skan nogi 3D i widok nogawki wykonanej z dzianiny rządkowej w technologii łączenia szwem. Wariant: 65% poliamid, 35% elastan.....	108
Rysunek 7.1.1.2. Wyznaczony kształt szablonu nogawki wraz ze współrzędnymi położenia $Y_i$ i obwodów $G'_0$ i $G''_0$ , cm231, dane: dzianina rządkowa, związek siły z wydłużeniem $F=197,6\epsilon$ , nacisk jednostkowy $P=20$ hPa, $l_s=0,6$ cm.....	108



Rysunek 7.1.2.1. Uzupełnienie algorytmu z rysunku 7.1.2 do wygenerowania szablonu dla wyrobów o stopniowanym nacisku jednostkowym.....	110
Rysunek 7.1.2.2. Zmiany środkowych wartości nacisku jednostkowego wzdłuż nogi damskiej dla wyrobów o stopniowanym nacisku dla pojedynczego wyrobu uciskowego dla III klasy ucisku.....	110
Rysunek 7.1.2.3. Szablon nogawki o stopniowanym nacisku jednostkowym wraz ze współrzędnymi punktów szablonu $G'_{oi}$ , $G''_{oi}$ , cm.....	110
Rysunek 7.1.2.4. Parametry równania Laplace'a wzdłuż osłanianej części ciała (nogi damskiej) dla pojedynczej warstwy wyrobu dwuwarstwowego o zamierzonej wartości nacisku dla pojedynczej warstwy $P_{i\_int}=26,5$ hPa dzianina kolumienkowa $F=593,1\varepsilon^3-848,1\varepsilon^2+725,7\varepsilon$ , $G_i=22,8\div 56,3$ cm, $Y_i=0\div 64$ cm.....	111
Rysunek 7.1.2.5. Parametry równania Laplace'a wzdłuż osłanianej części ciała (nogi damskiej) dla wyrobu dwuwarstwowego o zamierzonej wartości nacisku $P_{i\_int}=53$ hPa. dzianina kolumienkowa $F=593,1\varepsilon^3-848,1\varepsilon^2+725,7\varepsilon$ , $G_i=22,8\div 56,3$ cm, $Y_i=0\div 64$ cm.....	111
Rysunek 7.1.3.1. Zmiany środkowych wartości nacisku jednostkowego wzdłuż ręki damskiej dla wyrobów o stopniowanym nacisku dla wyrobu uciskowego dla II klasy ucisku.....	112
Rysunek 7.1.3.2. Rozmieszczenie charakterystycznych punktów wzdłuż kończyny górnej.....	112
Rysunek 7.1.3.3. Szablon rękawa o stopniowanym nacisku jednostkowym wraz ze współrzędnymi punktów szablonu $G'_{oi}$ , $G''_{oi}$ , cm.....	113
Rysunek 7.2.1. Geometria wybranego obwodu tułowia kobiety w wyrobie uciskowym $G_{84}$ wyznaczona techniką skanowania 3D.....	114
Rysunek 7.2.2. Wartości promienia krzywizny $R_{84n}$ dla obwodu ciała $G_{84}$ .....	114
Rysunek 7.2.3. Schemat obliczeń wartości nacisków wzdłuż linii obwodu ciała.....	114
Rysunek 7.2.4. Wartości nacisku jednostkowego wzdłuż obwodu dla $R_{in}$ równego 7,91, 13,68 i 23,69 cm. Parametry obliczeń: $G_i=85,9$ cm, $P_{i\_int}=20$ hPa, $7,91 < R_{in} < 23,69$ cm.....	116
Rysunek 7.2.5. Wartości promieni krzywizny w wybranych odcinkach obwodu.....	116
Rysunek 7.3.1. Ogólny algorytm projektowania i wykonania wyrobów uciskowych techniką bezszwową.....	117

## Wykaz tabel

Tabela 2.2.6.1. Przykładowa tabela rozmiarów pończoch uciskowych firmy Medi- wariant mediven elegance pończocha (samonośna).....	20
Tabela 2.2.6.2. Przykładowa tabela rozmiarów samonośnego rękawa uciskowego firma Medi - mediven ® harmony (w II kasie ucisku - według danych producenta 23-32mmHg).....	21
Tabela 2.3.1. Wskazania medyczne terapeutycznych wyrobów kompresyjnych.....	23
Tabela 2.3.2. Zestawienie klasyfikacji wartości kompresji wg. wybranych istniejących standardów....	24
Tabela 2.3.3. Podział klasowy wartości ucisku dla medycznych pończoch uciskowych według standardu RAL-GZ 387/1:2008.....	25
Tabela 2.3.4. Podział klasowy wartości ucisku dla medycznych rękawów uciskowych według standardu RAL-GZ 387/2:2008.....	25
Tabela 2.3.5. Klasowy podział zakresów współczynnika procentowego wartości ucisku w odniesieniu do wartości ucisku w kostce dla pozostałych poszczególnych miejsc pomiarowych kończyny dolnej.....	25
Tabela 2.3.6. Rozmieszczenie ucisku stopniowanego w wyrobie pończosznicy dla obwodów kończyn górnych.....	26
Tabela 5.2.1. Przedziały wartości obwodów nogi w najwęższym miejscu nad kostką dla wyrobów gotowych .....	74
Tabela 6.1 Minimalne wartości obwodów nogi nad kostką dla różnych rozmiarów.....	99
Tabela 7.1.1.1. Dane wyjściowe w postaci wymiarów obwodów w stanie swobodnym $G_0$ .....	108
Tabela 7.1.2.1. Wyniki obliczeń dla szablonu nogawki. Parametry obliczeń: $L_s = 0,6\text{cm}$ , $P_{sr} = 26,5\text{ hPa}$ , dzianina kolumnkowa $F = 593,1\epsilon^3 - 848,1\epsilon^2 + 725,7\epsilon$ . Wartości $G_{iw}$ dla sylwetki damskiej w ubiorze uciskowym (tabela 4.2).....	110
Tabela 7.1.3.1. Wyniki obliczeń dla szablonu rękawa. Parametry obliczeń: $L_s = 0,6\text{cm}$ , $P_{sr} = 37\text{hPa}$ , dzianina kolumnkowa $F = 593,1\epsilon^3 - 848,1\epsilon^2 + 725,7\epsilon$ , Wartości $G_{iw}$ dla sylwetki damskiej w ubiorze uciskowym – tabela 4.2.....	113

## Bibliografia

- 
- <sup>1</sup> Hach W., Gruß J.D., Hach-Wunderle V. and Jünger M. CHIRURGIA ŻYL. Podręcznik dla chirurgów ogólnych, chirurgów naczyniowych, angiologów, dermatologów i flebologów. Galaktyka. Tom I. 2009.
  - <sup>2</sup> Szkiler E. Poradnik pielęgnacji ran przewlekłych. Ebook. wyd. 3 GoogleBooks. Evereth Publishing. 2014.
  - <sup>3</sup> Coleman III WP., Glogau R.G., Klein J.A., Moy R.L., Narins R.S., Tsu-Yi Chuang and et al. Guidelines of care for liposuction. *Journal of the American Academy of Dermatology*. 01.09.2001; 45(3):438-47.
  - <sup>4</sup> Doherty D., Morgan P. and Moffatt C. Hosiery in lower limb lymphoedema. *Journal of Lymphoedema*. 2009; 1: 30–37.
  - <sup>5</sup> Kozikowska J. i Łuczak J. Obrzęk limfatyczny — patomechanizm, podział, zasady leczenia. *Przewodnik Lekarza*. 2001; 5: 48–54.
  - <sup>6</sup> European Wound Management Association (EWMA). Focus Document: Lymphoedema bandaging in practice. MEP Ltd. Londyn. 2005.
  - <sup>7</sup> Badger C.M., Peacock J.L. and Mortimer P.S. A randomized, controlled, parallel-group clinical trial comparing multilayer bandaging followed by hosiery versus hosiery alone in the treatment of patients with lymphedema of the limb. *Cancer*. 2000; 12: 2832–2837.
  - <sup>8</sup> Badger C., Preston N., Seers K. and Mortimer P. Physical therapies for reducing and controlling lymphoedema of the limbs. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2004; 4: CD003141.
  - <sup>9</sup> Wienert V., Waldermann F., Zabel M., Rabe E. and Jünger M. Leitlinie: Phlebologischer Kompressionverband. *Phlebol.* 2004; 33:131-134.
  - <sup>10</sup> Szewczyk M.T. i Cwajda-Białasik J. Kompresjoterapia w leczeniu obrzęku limfatycznego kończyn dolnych. W: Jawień A., Szewczyk M.T.(red.). *Kompresjoterapia*. Termedia. Poznań. 2009:131-134.
  - <sup>11</sup> Gabriel M., Sawlewicz P., Kruger A., Pawlaczyk K., Stanisić M. i Majewski W. Kompleksowa terapia przeciwobrzękowa w leczeniu zaawansowanych postaci pierwotnego obrzęku limfatycznego kończyn dolnych. *Wiad Lek.* 2008; 61:1-3.
  - <sup>12</sup> Mrozińska M. Physical therapy of lymphoedema in experience from the german school. *Physiotherapy*. 2009;17(3):62-68.
  - <sup>13</sup> Consensus Document of International Society of Lymphology. The diagnosis and treatment of Peripheral Lymphoedema. *Lymphology*. 2011; 42: 51-60.

- 
- <sup>14</sup> Bieda J. i Sopata M. Obrzęk chłonny – klasyfikacja , diagnostyka leczenie. *Przegl. Flebol.* 2004; 12:21-27.
- <sup>15</sup> Pyszora A. Kompleksowa fizjoterapia pacjentów z obrzękiem limfatycznym. *Medycyna Paliatywna w Praktyce.* 2010; 4, 1: 23–29.
- <sup>16</sup> <http://www.kompresjoterapia.pl/>
- <sup>17</sup> Darzi M.A., Chowdri N.A., Kaul S.K. and Khan M. Evaluation of various methods of treating keloids and hypertrophic scars: a 10-year follow-up study. *Br J Plast Surg.* 1992; 45: 374-9.
- <sup>18</sup> Russell R., Horlock N. and Gault D. Zimmer splintage: a simple effective treatment for keloids following ear-piercing. *Br J Plast Surg.* 2001; 54: 509-10.
- <sup>19</sup> Atiyeh B.S., El Khatib A.M. and Dibo S.A. Pressure garment therapy (PGT) of burn scars: evidence-based efficacy. *Ann Burns Fire Disasters.* 2013; 26(4): 205–212.
- <sup>20</sup> Mossakowska B. i in. Presoterapia u dzieci. *Oparzenia. Zjazd Polskiego Towarzystwa Oparzeń. Ustroń – Zawodzie.* 1993; Teksty referatów. Część I: 160–162.
- <sup>21</sup> Procter F. Rehabilitation of the burn patient. *Indian J Plast Surg.* 2010; 43(3): 101–113.
- <sup>22</sup> Carr-Collins J.A. Pressure techniques for the prevention of hypertrophic scar. *Clin Plast Surg.* 1992;19(3):733–43.
- <sup>23</sup> Jurzak M., Goździalska A. i Dębska G. Keloidy – łagodne nowotwory tkanki łącznej powstające w wyniku zaburzeń gojenia. *Państwo i społeczeństwo.* 2012;2:7-19.
- <sup>24</sup> Atiyeh B. S. Nonsurgical management of hypertrophic scars: evidence-based therapies, standard practices and emerging methods. *Aesthetic Plast Surg.* 2007;31(5):468-92; 493-4.
- <sup>25</sup> Zieliński T., Witmanowski H., Lewandowicz E., Łuczowska M. i Kruk-Jeromin J. Hypertrophic scars and keloids Part II. Prevention and treatment. *Post Dermatol Alergol.* 2008; 2008; 25(3): 116–124.
- <sup>26</sup> Berman B. and Bielewicz H.C. Adjunct therapies to surgical managements of keloids. *Dermatol Surg.* 1996; 22:126-30.
- <sup>27</sup> Jamrógiewicz M., Żebrowska M., Łukasiak J. i Sznitowska M. Silikonowe preparaty do leczenia powierzchniowego blizn. *Farmacja Polska. Terapia i leki.* 2010; 66(6): 437-442.
- <sup>28</sup> Vin F. and Benigni J.P. Compression therapy — International Consensus Document Guidelines according to scientific evidence. *Int Angiol.* 2004; 4: 317–345.
- <sup>29</sup> Adamczyk W. i Magierski M. Leczenie blizn przerosłych metodą presyjną. *Rocznik Oparzeń.* 1996-9; 7/8:219-222.
- <sup>30</sup> Ward R.S. Pressure therapy for the control of hypertrophic scar formation after burn injury: A history and review. *J Burn Care Rehabil.* 1991;12:257–262.

- 
- <sup>31</sup> Winiwarter A. Die Elephantiasis. 1982.
- <sup>32</sup> Linares H., Larson D. and Willis-Galstaun B. Historical notes on the use of pressure in the treatment of hypertrophic scars or keloids. *Burns*. 1993; 19(1): 17-21.
- <sup>33</sup> Leung P. and Ng M. Pressure treatment for hypertrophic scars resulting from burns. *Burns*. 1980; 6: 244-250.
- <sup>34</sup> Mackiewicz-Wysocka M. i Żaba R. Patogeneza oraz wybrane metody leczenia blizn przerosłych i bliznowców. *Przewodnik Lekarza*. 2007; 10(5):79-86.
- <sup>35</sup> Evans C.J., Fowkes F.G.R., Ruckley C.V. and Lee A. Prevalence of varicose veins and chronic venous insufficiency in men and women in the general population: Edinburgh Vein Study. *J. Epidemiol. Community Health*. 1999; 53(3):149–15.
- <sup>36</sup> Gültig O., Miller A. and Zöltzer H. *Limfologia*. (red. J. Doś). Edra Urban & Partner. 2017.
- <sup>37</sup> Niessen F.B., Spauwen P.H., Schalkwijk J. and Kon M. On the nature of Hypertrophic Scars and Keloids: A Review. *Plast Reconstr Surg*. 1998; 104(5):1435-1458.
- <sup>38</sup> Grzybowski J. *Biologia rany oparzeniowej*. Alfa medica press. 2001;1.
- <sup>39</sup> Murray J.C. Keloids and hypertrophic scars. *Clin. Dermatol*. 1994;12(1):27-37.
- <sup>40</sup> Kirscher C.W. The microvessels in hypertrophic scars, keloids and related lesions: a review. *J Submicrosc Cytol Pathol*. 1992; 24:281–296.
- <sup>41</sup> Lewis W.H. and Sun K.K. Hypertrophic scar: A genetic hypothesis. *Burns*. 1990; 16:176–178.
- <sup>42</sup> Niessen F.B, Spauwen P.H., Robinson P.H., Fidler V. and Kon M. The use of silicone occlusive sheeting and silicone occlusive gel in the prevention of hypertrophic scar formation. *Plast Reconstr Surg*. 1998; 102(6):1962-72.
- <sup>43</sup> Su C.W., Alizadeh K., Boddie A. and Lee R.C. The problem scar. *Clin Plast Surg*. 1998; 25(3):451-65.
- <sup>44</sup> Tredget E.E., Nedelec B., Scott P.G. and Ghahary A. Hypertrophic scars, keloids and contractures. The cellular and molecular basis for therapy. *Surg Clin North Am*. 1997 Jun; 77(3):701-30.
- <sup>45</sup> Murray J.C. Scars and keloids. *Dermatol Clin*. 1993 Oct; 11(4):697-708.
- <sup>46</sup> Clark R.A. Basics of cutaneous wound repair. *J Dermatol Surg Oncol*. 1993; 19(8):693-706.
- <sup>47</sup> Tuan T.L., Zhu J.Y., Sun B., Nichter L.S., Nimni N.M. and Laug W.E. Elevated levels of plasminogen activator inhibitor-1 may account for altered fibrinolysis by keloid fibroblasts. *J Invest Dermatol*. 1996; 106 (5):1007-1011.

- 
- <sup>48</sup> Castagnoli C., Trombotto C., Ondei S., Stella M., Calcagni M., Magliacani G. and Alasia S.T. Characterisation of T-cell subsets infiltrating post burn hypertrophic scar tissues. *Burns*. 1997; 23(7-8):565-72.
- <sup>49</sup> Osiak K. Przerostowe blizny, bliznowce i przykurcze bliznowate. Keloids, contractures and hypertrophic scars. *Borgis - Postępy Nauk Medycznych*. 2005; 2-3.
- <sup>50</sup> Costa A.M., Peyrol S., Pôrto L.C., Comparin J.P., Foyatier J.L. and Desmoulière A. Mechanical forces induce scar remodeling: Study in non-pressure-treated versus pressure-treated hypertrophic scars. *Am J Pathol*. 1999; 155(5):1671–9.
- <sup>51</sup> Rawlins J.M., Lam W.L., Karoo R.O., Naylor I.L. and Sharpe D.T. Quantifying collagen type in mature burn scars: a novel approach using histology and digital image analysis. *J Burn Care Res*. 2006; 27(1):60–65.
- <sup>52</sup> Sujka W. Medi. Oparzenia. [www.na-rany.pl](http://www.na-rany.pl)
- <sup>53</sup> Macintyre L. and Baird M. Pressure garments for use in the treatment of hypertrophic scars— a review of the problems associated with their use. *Burns*. 2006; 32(1):10–15.
- <sup>54</sup> Yagmur C., Akaishi S., Ogawa R. and Guneren E. Mechanical receptor – related mechanisms in scar management: A review and hypothesis. *Plast Reconstr Surg*. 2010; 126:426–34.
- <sup>55</sup> Fentem P., Goddard M. and Gooden B. 'The pressure exerted on superficial veins by support hosiery'. *J Physiol*. 1976; 263:151-152.
- <sup>56</sup> Sudół-Szopińska I., Błachowiak K. i Koziński P. WPLYW CZYNNIKÓW ŚRODOWISKOWYCH NA ROZWÓJ PRZEWLEKŁEJ NIEWYDOLNOŚCI ŻYLNEJ. *Medycyna Pracy*. 2006; 57(4):365 – 373.
- <sup>57</sup> Mosti G. Compression in mixed ulcers: venous side. *Phlebology: The Journal of Venous Disease*. May 19 2014; 29(1): 13-17.
- <sup>58</sup> Damstra R.J. and Partsch H. Prospective, randomized, controlled trial comparing the effectiveness of adjustable compression Velcro wraps versus inelastic multicomponent compression bandages in the initial treatment of leg lymphedema. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2013 Jan; 1(1):13-9. DOI: 10.1016/j.jvsv.2012.05.001.
- <sup>59</sup> Nair B. Compression therapy for venous leg ulcers. *Indian Dermatol Online J*. 2014 Jul-Sep; 5(3):378–382.
- <sup>60</sup> Cornely M.E., Preusser K.P., Kapellmeyer A., Fischer M., Enke H. and et al. Halle Studie. Befragung zur Ordination von Kompression durchniedergelassene Ärzte bei phlebologischen Erkrankungen. *Phlebol*. 1997; 25:193-200.

- 
- <sup>61</sup> Van -Buendi L.B., Alley R.R., Lassiter R. and et al. What's behind the mask? A look at blood flow changes with prolonged facial pressure and expression using laser doppler imaging. *J burn Care Res.* 2010; 31:441-447.
- <sup>62</sup> Macintyre L., Gilmartin S. and Rae M. The impact of design variables and aftercare regime on the long-term performance of pressure garments. *J Burn Care Res.* 2007; 28:725–33.
- <sup>63</sup> Macintyre L. Designing pressure garments capable of existing specific pressures. *Burns.* 2013; 39:1073-82.
- <sup>64</sup> Judge J.C., May S.R. and DeClement F.A. Control of hypertrophic scarring in burn patients using tubular support bandages. *J Burn Care Rehabil.* 1984; 5(3):221-224.
- <sup>65</sup> Kischer C.W., Shetlar M.R. and Shetlar C.L. Alteration of hypertrophic scars induced by mechanical pressure. *Arch Dermatol.* 1975; 11: 60-64.
- <sup>66</sup> Reid W.H., Evans J.H., Naismith R.S., Tully A.E. and Sherwin S. Hypertrophic scarring and pressure therapy. *Burns.* 1987; 13:29-32.
- <sup>67</sup> Larson D.L., Willis B., Linares H., Sheltar M.R. and Kischer C.W. Burn scar changes associated with pressure. In: *The ultrastructure of collagen* J. J. Longacre. Charles C. Thomas. Illinois 1976; 269-274.
- <sup>68</sup> Baur P., Larson D., Stacey T., Barratt G. and Dobrkovsky M. Ultrastructural analysis of pressure-treated human hypertrophic scars. *J Trauma.* 1976; 16 (12): 958-967.
- <sup>69</sup> Larson D., Abston S., Dobrkovsky M. and et al. The prevention and correction of burn scar contracture and hypertrophy. *Shriners Burn Institute. University of Texas Medical Branch. Galveston. Texas* 1973.
- <sup>70</sup> MacMillan B. G. Chapter 5 – The effect of pressure on the healing burn wound. In: *The ultrastructure of collagen*. J. J. Longacre. Charles C Thomas. Illinois 1976; 67-92.
- <sup>71</sup> Kischer C., Bunce H. and Shetlar M. Mast Cell Analyses in Hypertrophic Scars. *Hypertrophic Scars Treated with Pressure and Mature Scars. J Invest Dermatol.* 1978; 70:355-357.
- <sup>72</sup> Renò F., Grazianetti P. and Cannas M. Effects of mechanical compression on hypertrophic scars: Prostaglandin E2 release. *Burns.* 2001; 27: 215–8.
- <sup>73</sup> Staley M.J. and Richard R.L. Use of pressure to treat hypertrophic burn scars. *Adv Wound Care.* 1997; 10: 44-46.
- <sup>74</sup> Kloti J. and Pochon J. Conservative treatment using compression suits for second and third degree burns in children. *Burns.* 1982; 8:180-187.

- 
- <sup>75</sup> Stewart R., Bhagwanjee A.M., Mbakaza Y. and T. Binase. Pressure garment adherence in adult patients with burn injuries, an analysis of patient and clinician perceptions. *Am J Occup Ther.* 2000; 54(6):598-606. And references contained therein.
- <sup>76</sup> Tolhurst D. Hypertrophic Scarring Prevented by Pressure - A Case Report. *Br J Plast Surg.* 1977; 30:218-219.
- <sup>77</sup> Rose M. and Deitch E. The Effective Use of a Tubular Compression Bandage, Tubigrip, for Burn Scar Therapy in the Growing Child. *J Burn Care Rehabil.* 1983; 4:197-201.
- <sup>78</sup> Hambleton J., Shakespeare P. and Pratt B. The progress of hypertrophic scars monitored by ultrasound measurements of thickness. *Burns.* 1992; 18(4):301-307.
- <sup>79</sup> Lamberty B. and Whitaker J. Prevention and correction of hypertrophic scarring in post-burns deformity. *Physiotherapy.* 1981; 67(1):2-4.
- <sup>80</sup> Sherris D., Larrabee W. and Murakami C. Management of Scar Contractures. Hypertrophic Scars, and Keloids. *Otolaryngol Clin North Am.* 1995; 28(5):1057-1068.
- <sup>81</sup> Kloti J. and Pochon J. Long-term therapy of second and third degree burns in children using jobst-compression suits. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1979; 13:163-166.
- <sup>82</sup> Larson D., Abston S., Evans E., Dobrokovsky M. and H. Linares. Techniques for decreasing scar formation and contractures in the burned patient. *J Trauma.* 1971; 11:807-823.
- <sup>83</sup> Robertson J., Hodgson B., Druett J. E. and Druett J. Pressure therapy for hypertrophic scarring: preliminary communication. *J R Soc Med.* 1980; 73:348-354.
- <sup>84</sup> Linares H. A. Chapter 6 - Granulation tissue and hypertrophic scars. In: *The ultrastructure of collagen.* J. J. Longacre. Charles C Thomas. Illinois 1976; 93-107.
- <sup>85</sup> Whitaker J. and Lamberty B. Pressure Garments in the Treatment of Axillary Burns Contracture. *Physiotherapy.* 1981; 67(1):5-7.
- <sup>86</sup> Anzarut A., Olson J., Singh P., Rowe B.H. and Tredget E.E. The effectiveness of pressure garment therapy for the prevention of abnormal scarring after burn injury: a meta-analysis. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2009; 62(1):77-84. DOI: 10.1016/j.bjps.2007.10.052.
- <sup>87</sup> Esselman P.C., Thumbs B.D., Magyar-Russell G. and et al. Burn rehabilitation: State of the science. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006; 85:383-413.
- <sup>88</sup> Richard R., Baryza M.J., Carr J.A., Dewey W.S., Dougherty M.E, Forbes-Duchart L. and et al. Burn rehabilitation and research: Proceedings of a consensus summit. *J Burn Care Res.* 2009; 30:543-573.
- <sup>89</sup> Engrav L.E., Garner W.L. and Tredget E.E. Hypertrophic scar, wound contraction and hyperhypopigmentation. *J Burn Care Res.* 2007; 28:593-7.



- 
- <sup>90</sup> Mann R., Yeong E.K., Moore M., Colescott D. and Engrav L.H. Do custom-fitted pressure garments provide adequate pressure? *J Burn Care Rehabil.* 1997; 18(3):247-249.
- <sup>91</sup> Cheng J., Evans J., Leung K., Clark J., Choy T. and Leung P. Pressure therapy in the treatment of post-burn hypertrophic scar - A critical look into its usefulness and fallacies by pressure monitoring. *Burns.* 1984; 10:154-163.
- <sup>92</sup> Iljin A. i Kruk-Jeromin J. Leczenie zniekształceń twarzy po oparzeniach. *Leczenie Ran.* 2011; 8(2):41-46. 6p.
- <sup>93</sup> Mann R., Yeong E.K., Moore M.L. and Engrav L.H. A new tool to measure pressure under burn garments. *J Burn Care Rehabil.* 1997; 18 (2):160-163.
- <sup>94</sup> Engrav L.H., Heimbach D.M., Rivara F.P., Moore M.L., Wang J., Carrougher G.J. and et al. 12-Year within-wound study of the effectiveness of custom pressure garment therapy. *Burns.* 2010; 6(7): 975–983.
- <sup>95</sup> Giele H.P., Liddiard K., Currie K. and Wood F.M. Direct measurement of cutaneous pressures generated by pressure garments. *Burns.* 1997; 23(2):137-141.
- <sup>96</sup> Pratt J. and West G. *Pressure garments - a manual on their design and fabrication.* Butterworth-Heinemann (Oxford). 1995.
- <sup>97</sup> Hubbard M., Masters I.B., Williams G.R., Chang A.B. Severe obstructive sleep apnoea secondary to pressure garments used in the treatment of hypertrophic burn scars. *Eur Respir J.* 2000; 16 (6):1205-1207.
- <sup>98</sup> Chang P., Lubenthal K.N., Lewis R.W., Rosenguist M.D., Lindley Smith P. and Kealey G.P. Prospective randomized study of the efficacy of pressure garment therapy in patient with burns. *J. Burn Care Rehabil.* 1995; 16:473-475.
- <sup>99</sup> Puzey G. The use of pressure garments on hypertrophic scars. *Journal of tissue viability.* 2002; 12(1):11–15.
- <sup>100</sup> Larson D., Abston S., Willis B. and et al. Contracture and Scar Formation in the Burn Patient. *Clin Plast Surg.* 1974; 1(4):653-666.
- <sup>101</sup> Sawada Y. Pressure developed under pressure garment. *Br J Plast Surg.* 1993; 46:538-541.
- <sup>102</sup> Harries C.A. and Pegg S.P. Measuring pressure under burns pressure garments using the Oxford Pressure Monitor. *Burns.* 1989; 15(3):187–189.
- <sup>103</sup> Leung K., Cheng J., Ma G., Clark J. and Leung P. Complications of pressure therapy for post-burn hypertrophic scar. *Burns.* 1984; 10:434-438.

- 
- <sup>104</sup>Nowak-Wróżyna A., Kawecki M., Kimla J., Barchańska-Gędźba K., Glik J., Jarosławiecka M. and et al. Pressure treatment by means of Medical Z compression clothing as an auxiliary method in the treatment burn scars. *JOTR*. 2009; 3(15).
- <sup>105</sup>Nyka W. i Tomczak H. Nastolatek jako ofiara masowego oparzenia, specyfika problemu rehabilitacji.  
<https://www.drTomczak.pl/uploads/images/dokumenty/nastolatek%2520VI.pdf+&cd=1&hl=pl&ct=clnk&gl=pl>
- <sup>106</sup>Chan A. P. and Fan J. Effect of clothing pressure on the tightness sensation of girdles. *Int J Cloth Sci Technol*. 2002; 14(2):100-110.
- <sup>107</sup>Isherwood P., Robertson J. and Rossi A. Pressure measurements beneath below-knee amputation stump bandages. *Br J Surg*. 1975; 62:982-986.
- <sup>108</sup>Fricke N.B., Omnell M.L., Dutcher K.A. and et al. Skeletal and dental disturbances in children after facial burns and pressure garment use: a 4 year follow up. *J Burn Care Rehabil*. 1999; 20(3):239-249.
- <sup>109</sup>Sone Y., Kato N., Kojima Y., Takasu N. and Tokura H. Effects of skin pressure by clothing on digestion and orocecal transit time of food. *J Physiol Anthropol App Human Sci*. 2000; 19(3):157-163.
- <sup>110</sup>Lee Y. A., Hyun K. J., Tokura H. The effects of skin pressure by clothing on circadian rhythms of core temperature and salivary melatonin. *Chronobiol Int*. 2000; 17(6):783-793.
- <sup>111</sup>Harumi M., Miyuki N., Hideo M., Kiyokazu K. Effects of clothing pressure exerted on a trunk on heart rate, blood pressure, skin blood flow and respiratory function. *J of the Textile Mach Soc of Japan*. 2001; 54(2):57-62.
- <sup>112</sup>Miyatsuji A., Matsumoto T., Mitarai S. and et al. Effects of clothing pressure caused by different types of brassieres on autonomic nervous system activity evaluated by heart rate variability power spectral analysis. *J Physiol Anthropol App Human Sci*. 2002; 21(1):67-74.
- <sup>113</sup>Ng F. S-F. Y. The properties and comfort of pressure garments for hypertrophic scar treatment. MPhil thesis. Leicester Polytechnic. 1989.
- <sup>114</sup>Ng-Yip F. Medical Clothing - A Tutorial Paper on Pressure Garments. *Int J Clothing Science Technology*. 1993; 5(1):17-24.
- <sup>115</sup>Silfen R., Amir A., Hauben D. J. and Calderon S. Effect of facial pressure garments for burn injury in adult patients after orthodontic treatment. *Burns*. 2001; 27(4):409-412.
- <sup>116</sup>Teng T.L. and Chou K.T. The measurement and analysis of the pressure generated by burn garments. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2006; 26:155-9.

- 
- <sup>117</sup>Waljee J.F., Larson B.P. and Chung K.C. Measuring Treatment Effectiveness: A Guide to Incorporating the Principles of Evidence-Based Medicine. *Plast Reconstr Surg.* 2012; 130:1382–94.
- <sup>118</sup>Barnes L.A., Marshall C.D., Leavitt T, Hu M.S., Moore A.L., Gonzalez J.G. and et al. Mechanical Forces in Cutaneous Wound Healing: Emerging Therapies to Minimize Scar Formation. *Adv Wound Care (New Rochelle).* 2018 Feb 1; 7(2): 47–56.
- <sup>119</sup>Norma ISO 13485:2005 Medyczne wyroby uciskowe.
- <sup>120</sup>[www.hohenstein.de](http://www.hohenstein.de)
- <sup>121</sup>Kraemer W.J., Flanagan S.D., Comstock B.A., Fragala M.S., Earp J.E., Dunn-Lewis C. and et al. Effects of a Whole Body Compression Garment on Markers of Recovery After a Heavy Resistance Workout in Men and Women. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(3): 804-814. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181d33025.
- <sup>122</sup>Hill J., Howatson G., van Someren K., Gaze D., Legg H., Lineham J. and et al. The Effects of Compression-Garment Pressure on Recovery After Strenuous Exercise. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12(8):1078-1084. DOI: 10.1123/ijsp.2016-0380; Epub Jan 4 2017.
- <sup>123</sup>Kraemer W.J., French D.N. and Spiering B.A. Compression in the treatment of acute muscle injuries in sport. *Int J Sports Med.* 2004; 5: 200-208.
- <sup>124</sup>Beliard S., Chauveau M., Moscatiello T., Cros F., Ecarnot F. and Becker F. Compression Garments and Exercise: No Influence of Pressure Applied. *J Sports Sci Med.* 2015; 14:75-83.
- <sup>125</sup>Troynikov O., Ashayeri E., Burton M., Subic A., Alam F. and Marteau S. Factors influencing the effectiveness of compression garments used in sports. 8th Conference of the International Sports Engineering Association (ISEA). *Procedia Engineering.* 2010; 2:2823-2829.
- <sup>126</sup>Cegielska L., Szklarek R. i Zawadzki J. Włókno poliuretanowe „Lyvra” i jego zastosowanie. *Technik Włókienniczy.* 1986.
- <sup>127</sup>Narostka D. Barwienie i wykończenie wyrobów dziewiarskich z Dorlastanem®-ewentualne problemy. XLII Kongres Międzynarodowej Federacji Dziewiarzy Technologów. 2000.
- <sup>128</sup><https://www.medi-polska.pl/shop/mediven-elegance-ponczochoy-uciskowe.html>
- <sup>129</sup><https://www.medi-polska.pl/produkty/mediven-harmony/>
- <sup>130</sup><https://przeciwyzylakowe.pl/p/272/2785/medi-rekaw-samonosny-uciskowy-mediven-harmony-ccl2-rekaw-uciskowe.html>
- <sup>131</sup>Pratt J. and West G. Pressure garments - a manual on their design and fabrication. Butterworth-Heinemann (Oxford). 1995.

- 
- <sup>132</sup>Ng S.F. Design of pressure garments for hypertrophic scar treatment. PhD thesis. De Montfort University. Sep 1995.
- <sup>133</sup>Wood F., Liddard K., Skinner A. and Ballentyne J. Scar Management of Cultured Epithelial Autograft. First Annual Conference on Hypertrophic Scarring. 1995./ Burns Journal. 1996; 22(6):451-454.
- <sup>134</sup>Parkinson J. and Yip Ng. F. The Properties and Comfort of Pressure Garments for Hypertrophic Scar Treatment. 75th World Conference of the Textile Institute "Globalization" 1994; 79-80.
- <sup>135</sup>Leung K., Cheng J., Ma G., Clark J. and Leung P. Complications of pressure therapy for post-burn hypertrophic scar. Burns. 1984; 1:434-438.
- <sup>136</sup>Giele H., Liddiard K., Booth K. and Wood F. Anatomical variations in pressures generated by pressure garments. Plast Reconstr Surg. 1998; 101(2): 339-406 (+407).
- <sup>137</sup>Williams F., Knapp D. and Wallen M. Comparison of the characteristics and features of pressure garments used in the management of burn scars. Burns. 1998; 24(4):329-335. And references contained therein.
- <sup>138</sup>Ng S. F. F. and Hui C. L. P. Effect of hem edges on the interface pressure of pressure garments. Int J Cloth Sci Tech. 1999; 11(5): 251-261.
- <sup>139</sup>Boone L. A. Development of a customized pattern drafting system for interim burnscar pressure garments utilizing fabric properties and circumference measurements. MSc thesis. Edmonton. Alberta 1995.
- <sup>140</sup>Chi C.F., Lin C.H. and Yang H.S. The causal analysis of requested alterations for pressure garments. J Burn Care Res. 2008;29:965–74.
- <sup>141</sup>Wienert V., Waldermann F., Zabel M., Rabe E., Jünger M, Kahle B. and et al. Leitlinie: Medizinischer Thromboseprophylaxestrumpf. Phlebol. 2004; 33:135-138.
- <sup>142</sup>Katalog produktów „Bandaże kompresyjne na każdą okazję” firmy BSNmedical GmbH.
- <sup>143</sup>Li-Tsang C.W., Zheng Y.P. and Lau J.C. A randomized clinical trial to study the effect of silicone gel dressing and pressure therapy on posttraumatic hypertrophic scars. J Burn Care Res. 2010; 31:448–57.
- <sup>144</sup>Renò F., Sabbatini M., Lombardi F., Stella M., Pezzuto C., Magliacani G. and et al. In vitro mechanical compression induces apoptosis and regulates cytokines release in hypertrophic scars. Wound Repair Regen. 2003; 11: 331–336.
- <sup>145</sup>Yagmur C., Akaishi S., Ogawa R. and Guneren E. Mechanical receptor–related mechanisms in scar management: A review and hypothesis. Plast Reconstr Surg. 2010;126:426–34.

- 
- <sup>146</sup>Bloemen M.C., Van der Veer W.M., Ulrich M.M., Van Zuijlen P.P., Niessen F.B. and Middelkoop E. Prevention and Curative Management of Hypertrophic Scar Formation. *Burns*. 2009; 35: 463–75.
- <sup>147</sup>Hale A., O'Donovan R., Diskin S., McEvoy S., Keohane C. and Gormley G. Physiotherapy in Burns. *Plast Reconstr Surg . Impairment and Disability Short Course*. 2013; 54-57.
- <sup>148</sup>Broniarczyk-Dyla G., Wawrzycka-Kaflik A. i Urysiak I. Keloidy i blizny przerosłe. *Postep Derm Alergol. Poznań*. 2006; 23(5): 234-328.
- <sup>149</sup>Chapman T.T., Richard R.L., Hedman T.L., Renz E.M., Wolf S.E. and Holcomb J.B. Combat casualty hand burns: evaluating impairment and disability during. *J Hand Ther*. 2008; 21(2):150-158.
- <sup>150</sup>Yildiz N. A novel technique to determine pressure in pressure garments for hypertrophic burn scars and comfort properties. *Burns*. 2007; 33:59–64.
- <sup>151</sup>Chrapusta A. i Kilar Z. Wpływ rehabilitacji biernej na jakość życia pacjentów z głębokim oparzeniem ręki. *Leczenie Ran* 2013; 10(3):81–85.
- <sup>152</sup>Ward R.S. The rehabilitation of burn patients. *Crit Rev Phys Rehabil Med*. 1991; 2:121- 138.
- <sup>153</sup>Linares H.A. From wound to scar. *Burns*. 1996; 5:339-352.
- <sup>154</sup>Hach W., Grub J.D., Hach-Wunderle V. i Jünger M. *CHIRURGIA ŻYŁ. Podręcznik dla chirurgów ogólnych, chirurgów naczyniowych, angiologów, dermatologów i flebologów. Galaktyka. Tom II*. 2007.
- <sup>155</sup>Mikołajczyk A., Sośniak K., Fryc D. i Miś K. Strategia postępowania w leczeniu blizn przerostowych u dzieci oparzonych. *Dermatol Klin Zabieg*. 1999; 1 (supl. 2):74-76.
- <sup>156</sup>Fritz K., Gahlen I. and Itschert G. *Gesunde Venen – Gesunde Beine, Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH. Reinbek bei Hamburg*. 1996.
- <sup>157</sup>Projekt europejskiej normy/ Raport techniczny ICS 11.120.20 prEN 12718:1997D Medyczne uciskowe wyroby pończosznicze.
- <sup>158</sup>Nyka W. i Tomczak H. Rehabilitacja chorych z oparzeniami termicznymi. *Rehabil Med*. 2003; 7(4).
- <sup>159</sup>Garrison S. J. *Podstawy rehabilitacji i medycyny fizykalnej. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa*. 1997.
- <sup>160</sup>Kucharzewski M., Taradaj J. i Halski T. *Kompresjoterapia – przewodnik praktyczny dla fizjoterapeutów i pielęgniarek. Rozdział 6. Zasady doboru wyrobów uciskowych (Kózka M., Kucharzewski M.). wyd. Continuo*. 2012.
- <sup>161</sup><http://www.centrumflebologii.pl/pl/diagnostyka-i-leczenie-obrzekow/kompresjoterapia>

- 
- <sup>162</sup><http://www.gomedica.pl/?kompresjoterapia,27>
- <sup>163</sup>McNeely M.L., Magee D.J., Lees A.W., Bagnall K.M., Haykowsky M. and Hanson J. The addition of manual lymph drainage to compression therapy for breast cancer related lymphoedema: a randomized controlled trial, *Breast Cancer Res Treat.* 2004; 86(2):95–106.
- <sup>164</sup>Medical Compression Hosiery. Quality Assurance. RAL-GZ 387/1. Edition January 2008. RAL Deutsches Institut für Gütesicherung und Kennzeichnung e.V.
- <sup>165</sup>Classification of compression stockings.  
<http://www.tagungsmanagement.org/icc/images/stories/PDF/pressureranges.pdf>
- <sup>166</sup>Norma ENV 12718 Medyczne uciskowe wyroby pończosznice.
- <sup>167</sup>Medizinische Kompressionsarmstrümpfe Gütesicherung RAL-GZ 387/2. Ausgabe Januar 2008. DEUTSCHES INSTITUT FÜR GÜTESICHERUNG UND KENNZEICHNUNG E. V.
- <sup>168</sup>Ng S. F. and Hui C. L. Pressure Model of Elastic Fabric for Producing Pressure Garments. *Text Res J.* 2001; 71(3):275-279.
- <sup>169</sup>Macintyre L. and Ferguson R. Pressure garment design tool to monitor exerted pressures. *Burns.* 2013; 39:1073–82.
- <sup>170</sup>Leung W. Y., Yuen D. W., Ng S.P. and Shi S. Q. Pressure Prediction Model for Compression Garment Desig. *J Burn Care Res.* 2010; 31(5):716–727.  
<https://doi.org/10.1097/BCR.0b013e3181eebea0>.
- <sup>171</sup>Leung W.Y. Evaluation of compression garment design factor and prediction of garment pressure on wearer. The Hong Kong Polytechnic University. 2010.  
<http://hdl.handle.net/10397/2694>
- <sup>172</sup>Ward R. S. Reasons for the selection of burn-scar-support suppliers by burn centres in the United States - a survey. *J Burn Care Rehabil.* 1993; 14(3):360-367.
- <sup>173</sup>Kealey G., Jensen K., Laubenthal K. and Lewis R. Prospective Randomized Comparison of Two Types of Pressure Therapy Garments. *J Burn Care Rehabil.* 1990; 11(4):334-336.
- <sup>174</sup>Meadows. J. The telling effect of pressure. *Technical Textiles International.* 1996; 5(3): 18-19.
- <sup>175</sup>Technical Report CEN/TR 15831:2009 E. Method for Testing Compression in Medical Hosiery.

- 
- <sup>176</sup>Maklewska E., Nawrocki A., Kowalski K., Andrzejewska E. and Kuzański W. New measuring device for estimating the pressure under compression garments. *Int J Cloth Sci Tech.* 2007; 19(3/4): 215-221.
- <sup>177</sup>Liu R., Kwok Y.L., Li Y., Lao T.T. Fabric Mechanical-Surface Properties of Compression Hosiery and their Effects on Skin Pressure Magnitudes when Worn. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2010; 18, 2(79):91-97.
- <sup>178</sup>Senthilkumar M., Kumar L.A. and Anbuman N. Design and Development of a Pressure Sensing Device for Analysing the Pressure Comfort of Elastic Garments. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2012; 20,1(90): 64-69.
- <sup>179</sup>Dan R., Dan M.-H., Fan X.-R., Chen D.-S., Shi Z. and Zhang M. Numerical Simulation of Dynamic Pressure and Displacement for the Top Part of Men's Socks Using the Finite Element Method. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2013; 21, 4(100):112-117.
- <sup>180</sup>[www.swisslastic.com](http://www.swisslastic.com)
- <sup>181</sup>Anand S.C., Govarthanam K.K. and Gazioglu D. A study of the modelling and characterisation of compression garments for hypertrophic scarring after burns. Part 1: modelling of compression garments. *J TEXT I.* 2013; 104 (7):661-667.
- <sup>182</sup>Van den Kerckhove E., Fieuws S., Massagé P., Hierner R., Boeckx W., Deleuze J.P. and et al. Reproducibility of repeated measurements with the Kikuhime pressure sensor under pressure garments in burn scar treatment. *Burns.* 2007; 33:572–8.
- <sup>183</sup>Van den Kerckhove E., Stappaerts K., Fieuws S., Laperre J., Massage P., Flour M. and Boeckx W. The assessment of erythema and thickness on burn related scars during pressure garment therapy as a preventive measure for hypertrophic scarring. *Burns.* 2005; 31(6): 696–702.
- <sup>184</sup>Malara M.M., Kim J.Y., Clark J.A., Blackstone B.N., Ruegsegger M.A., Bailey J.K. and et al. Structural, Chemical, and Mechanical Properties of Pressure Garments as a Function of Simulated Use and Repeated Laundering. *Journal of Burn Care & Research.* 13 June 2018; 39(4):562–571.
- <sup>185</sup>Szuba A. and Rockson S.G. Lymphedema: classification, diagnosis and therapy *Vascular Medicine.* 1998; 3:145–156.
- <sup>186</sup>Moore M.L., Dewey W.S. and Richard R.L. Rehabilitation of the Burned Hand. *Hand Clin.* 2009; 25:529–541.
- <sup>187</sup>Greenhalgh D.G. *Burn Care for General Surgeons and General Practitioners. Physical rehabilitation* – Parry I. Springer. 2016; 144.

- 
- <sup>188</sup>Norma PN-EN 14704-1:2006. Wyznaczanie sprężystości płaskich wyrobów tekstylnych. część 1. Metoda paska. PKN. Warszawa.
- <sup>189</sup>Bednarz J. I Bieleń P., Metody Wyznaczania Modułu Younga Dla Materiałów Elastomerowych. *Autobusy*. 2017; 6:513-517.
- <sup>190</sup>Anand S.C., Govathanam K.K. and Gazioglu D. A study of modellin and characterization of compression garments for hypertrophic scarring after burns. Part 2: characterization of compression garments. *Journal of the Textile Institute*. 2013; 104(7):668-674.
- <sup>191</sup>Dan R., Fan X., Chen D. and Wang Q. Numerical simulation of the relationship between pressure and displacement for the top part of men's socks. *Textile Research Journal*. 2011; 81(2):128-136; DOI: 10.1177/0040517510377830.
- <sup>192</sup>Salleh M.N.B., Acar M. and Burns N. D. Customised Pressure Garment Development by Using 3D Scanned Body Image. *Research Journal of Textile and Apparel*. 1997; 15(4):9-18.
- <sup>193</sup>Whitestone J.J., Richard R.L., Slemker T.C., Ause-Ellias K.L. and Miller S.F. Fabrication of Total-Contact Burn Masks by Use of Human Body Topography and Computer-Aided, *Journal of Burn Care & Rehabilitation*. Sep. 1995; 16(5):543-7.
- <sup>194</sup>Hu Z-H., Ding Y.S, Zhang W-.B. and Yan O. An interactive co-evolutionary CAD system for garment pattern design. *Computer-Aided Design*. 2008; 40:1094-1104.
- <sup>195</sup>Petrak S., Mahnic M. and Ujevic D. Study of the Computer-based Adjustment of a 3D Body Model Based on Anthropometric Data Obtained by 3D Laser Scanner. *Proceedings of the 3rd International Conference on 3D Body Scanning Technologies*. D'Apuzzo N. editor. Lugano, Switzerland. 2012; 115-126.
- <sup>196</sup>Yang Y.-C., Zou F.-Y., Li Z., Ji X.-F. and Chen M.-Z. Development of a Prototype Pattern Based on the 3D Surface Flattening Method for MTM Garment Production. *FIBRES TEXT EAST EUR*. 2011; 19, 5(88):107-111.
- <sup>197</sup>Derejczyk K. and Siemiński P. Analysis of the accuracy of optical 3D scanning methods (in polish).*Mechanik* 2016; 4:312-313. DOI: 10.17814 /Mechanik. 2016.4.41.
- <sup>198</sup>Ilska A., Kowalski K., Kłonowska M., Kuzański W., Kowalski T.M. and Sujka W. Using a 3D scanner in designing compression products supporting external treatment. *FIBRES TEXT EAST EUR*. 2017.
- <sup>199</sup>Roślak M., Napieralska L., Sybilska W. i Mielicka E. Próba porównania pomiarów ciała dokonanych bezdotykową metoda skanowania 3D oraz metodą antropometryczną. Poster opracowany w ramach projektu NR 01002804 dofinansowanego przez MNiSW w ramach NCBiR.



- 
- <sup>200</sup>Napieralska L., Sybilska W., Mielicka E. i Roślak M. Measurements of human body according to contactless method using 3D body scanner and manual method -comparative analysis. Poster opracowany w ramach projektu NR 01002804 dofinansowanego przez MNiSW w ramach NCBiR.
- <sup>201</sup>ANTHROSCAN 3D Body Scanner Vitus XXL. Specyfikacja Techniczna Human Solution GmbH. 2008.
- <sup>202</sup>[www.human-solution.com](http://www.human-solution.com), [www.vitus.de](http://www.vitus.de)
- <sup>203</sup>Gibbons M., Zucker R., Brown M., Candish S., Snider L. and Zimmer P. Experience With Silastic Gel Sheeting in Pediatric Scarring. *J Burn Care Rehabil.* Jan-Feb 1994; 69-73.
- <sup>204</sup>Wang Q., Chen D-sh. and Dan R. Mathematic model for curvature radius distribution on lower leg cross-section at top part of men's socks. IEA 2009 17th World Congress of Ergonomics. Beijing, China. 2009.
- <sup>205</sup>Christensen G.E., Rabbitt R.D. and Miller M.I. Deformable templates using large deformation kinematics. *Trans Image Process.* 1996; 5:1435–1447.
- <sup>206</sup>Miehe C. Numerical computation of algorithmic (consistent) tangent moduli in large-strain computational inelasticity. *Comput Methods Appl Mech Engrg.* 1996; 134:223–240.
- <sup>207</sup>Etmuss O., Gross J and Strasser W. Deriving a particle system from continuum mechanics for the animation of deformable objects. *Trans Visualization Comput Graphics.* 2003; 9:538–550.
- <sup>208</sup>Provot X. Deformation constraints in a mass-spring model to describe rigid cloth behavior. *Proceedings of Graphics Interface Conference'95.* Vancouver: Canadian Human–Computer, Communication Society. 1995; 147–154.
- <sup>209</sup>Cieślak M., Karaszewska A., Gromadzińska E., Śledzińska K., I-SCAN Method for the Assessment of Pressure Exerted by Textile Products. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2016; 24, 6(120):121-127. DOI: 10.5604/12303666.1221746.
- <sup>210</sup>Kowalski K., Mielicka E. and Kowalski T. M, Modelling and Designing Compression Garments with Unit Pressure Assumed for Body Circumferences of a Variable Curvature Radius. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2012; 20, 6A(95):98-102.
- <sup>211</sup>Mirjalili S.A., Rafeeyan M. and Soltanzadeh Z. The Analytical Study of Garment Pressure on the Human Body Using Finite Elements. *FIBRES TEXT EAST EUR.* July/September 2008; 16, 3 (68): 69-73.

- 
- <sup>212</sup>Maklewska E., Nawrocki A., Ledwoń J. and Kowalski K. Modelling and Designing of Knitted Products used in Compressive Therapy. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2006; 14(5):111-113.
- <sup>213</sup>Nawrocki A., Kowalski K. i Maklewska E. Modelowanie i ocena instrumentalna ucisku wywieranego przez wyroby tekstylne stosowane w leczeniu i rehabilitacji blizn poparzeniowych. Projekt badawczy 4T08 E 05425. Łódź. 2006.
- <sup>214</sup>Sitarz L., Pop T., Gonek S. i Kędzior M. Przyczyny i leczenie oparzeń u dzieci. *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego i Narodowego Instytutu Leków w Warszawie.* Rzeszów. 2011; 4:452–460. © Wydawnictwo UR 2011; ISSN 2082-369X.
- <sup>215</sup>Minárová M. and Sumeč J. Application of more complex rheological models in continuum mechanics. *Transactions of the VŠB – Technical University of Ostrava. Civil Engineering Series.* 2015; 2(15).
- <sup>216</sup>Le K. M., Madsen B.L., Barth P.W., Ksander G.A., Angell J.B. and Vistnes L.M. An in-depth look at pressure sores using monolithic silicon pressure sensors. *Plast Reconstr Surg.* 1984; 74:745-756.
- <sup>217</sup>Nedelec B., Correa J.A., Rachelska G. and et al. Quantitative measurement of hypertrophic scar: Interrater reliability and concurrent validity. *J Burn Care Res.* 2008; 29:501–11.
- <sup>218</sup>Verhaegen P.D., van der Wal M.B., Middelkoop E. and et al. Objective scar assessment tools: A clinimetric appraisal. *Plast Reconstr Surg.* 2011; 127:1561–70.
- <sup>219</sup>Kowalski K., Kłonowska M., Iłska A., Sujka W. and Tyczyńska M. Methods of Evaluating Knitted Fabrics with Elastomeric Threads in the Design Process of Compression Products. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2018; 26, 3(129): 60-65. DOI: 10.5604/01.3001.0011.7303.
- <sup>220</sup>Iłska A., Kowalski K., Kłonowska M. and Kowalski T.M. Influence of stress and relaxation characteristics of knitted fabrics on the unit pressure of compression garments supporting treatment. *FIBRES TEXT EAST EUR.* 2014; 22(4):87-92.
- <sup>221</sup>Gluz J. i Kobza W. *Mechanika i reologia techniczna.* Skrypt PŁ. 1991.
- <sup>222</sup>Wilczyński K. *Reologia w przetwórstwie tworzyw sztucznych.* Politechnika Warszawska. 2003:74-76.
- <sup>223</sup>Nowicki W. *Teoria sprężystości.* Wydawnictwo Naukowe PWN. 1970.
- <sup>224</sup>Pietruszewska R. *Identyfikacja warunków wrabiania nitek elastomerowych na szydełkarkach,* dysertacja pod kierunkiem dr hab. inż. Krzysztofa Kowalskiego Prof. PŁ, Katedra Technologii i Budowy Wyrobów Dziewiarskich. Wydział Inżynierii i Marketingu Tekstyliów. Politechnika Łódzka. 2008.

- 
- <sup>225</sup>Bland D.R. The Theory of linear Viscoelasticity. Pergamon Press. 1960.
- <sup>226</sup>Kowalski K., Ilska A. and Kłonowska M. Reasons for changes in the value of unit pressure of compression products supporting external treatment. 48th Conference of the International Federation of Knitting Technologists (IFKT). IOP Publishing. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering. 2016; 141, 012002. DOI:10.1088/1757-899X/141/1/012002.
- <sup>227</sup> <https://www.aniwaa.com/>
- <sup>228</sup>Kowalski K., Kłonowska M. and Ilska A. Selecting Appropriate Longitudinal Rigidity of Knitted Fabric in Compression Products of Standardised Size. FIBRES TEXT EAST EUR. 2020; 28, 3(141):44-49. DOI: 10.5604/01.3001.0013.9017.
- <sup>229</sup>Ilska A., Kowalski K., Kłonowska M., Kowalski T.M. and Sujka W. Issues Regarding the Design of Textile Compression Products for Small Body Circumferences. FIBRES TEXT EAST EUR. 2016; 24, 6(120):116-120. DOI: 10.5604/12303666.1221745.
- <sup>230</sup>Kowalski K., Karbowski K., Kłonowska M., Ilska A., Sujka W., Tyczyńska M., Włodarczyk B. and Kowalski T.M. and Local Influence of a Compression Garment on Average Changes in Unit Pressure. FIBRES TEXT EAST EUR. 2017; 25, 6(126):68-74. DOI: 10.5604/01.3001.0010.5374.
- <sup>231</sup>Kowalski K., Kłonowska M., Ilska A. and Sujka W. Algorithms Supporting Modeling And Design Of Compression Products. 49th IFKT International Congress “Stepping into the future...”. 2 – 4 October 2018; Lodz, Poland.
- <sup>232</sup>Kowalski K., Karbowski K., Kłonowska M., Prążyńska A., Sujka W. and Kowalski T.M. Designing Seamless Compression Products Supporting the Process of External Treatment on Numerically Controlled Flat Knitting Machines. FIBRES TEXT EAST EUR. 2018; 26, 4(130):75-81. DOI: 10.5604/01.3001.0012.1316.