

УДК 677.017

КИЗИМЧУК О. П., МЕЛЬНИК Л. М.

Київський національний університет технологій та дизайну, Україна

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ КОНТАКТНОГО ТИСКУ КОМПРЕСІЙНОГО ТРИКОТАЖУ

Анотація. Компресійна терапія є засобом лікування венозних виразок гомілки, венозної гіпертензії, венозного набряку, венозного застою та інших хронічних венозних захворювань. Основним принципом цього лікування є застосування певного тиску на тканини, що оточують уражену ділянку. Залежно від величини прикладеного тиску компресійний одяг може впливати на внутрішній об'єм вен, артерій та лімфатичних судин. Таким чином, важливим завданням є визначення тиску, який створює компресійний одяг на тіло.

Мета дослідження полягає в аналізі існуючих методів визначення контактного тиску компресійного одягу та обґрунтованому виборі методу для використання при розробці нових еластичних матеріалів.

Методика. В роботі використано класичний метод аналізу наукової літератури з наряду дослідження, а також два методи визначення контактного тиску компресійного трикотажу: прямий на апараті вимірювання тиску MST та непрямий з застосуванням закону Лапласа.

Результати. Існує багато інструментів і методів, які можна використовувати для вимірювання контактного тиску медичного компресійного одягу. Оскільки кожен з них відрізняється за протоколом та апаратурою існують відмінності у отриманих значеннях тиску. Прямі методи у порівнянні з непрямыми надають найбільш достовірні результати, адже дають змогу вимірювати тиск як статичний, так і динамічний не тільки на манекені (*in vitro*) але й безпосередньо на людині (*in vivo*). Однак дані методи потребують наявності спеціального обладнання. Проведені дослідження показали, що непрямий метод визначення контактного тиску, який використано в роботі, не рекомендується до використання при оцінці готових виробів для терапевтичного лікування, однак може бути застосований при проведенні досліджень з розробки нових компресійних матеріалів та виробів з метою порівняння та вибору найбільш ефективних варіантів.

Новизна роботи полягає у детальному аналізі існуючих методів визначення контактного тиску компресійного одягу, їх класифікації та оцінці ефективності застосування як з точки зору терапевтичних послуг, так з точки зору розробки нових компресійних матеріалів та виробів.

Практична значимість. За результатами проведеного аналізу надані рекомендації щодо застосування непрямого методу визначення контактного тиску при розробці та дослідженні матеріалів для компресійних виробів

Ключові слова: компресійний трикотаж; контактний тиск; закон лапласа; методи визначення тиску; навантаження; видовження.

Вступ. Компресійна терапія є засобом лікування та профілактики багатьох захворювань (різні типи хронічних набряків, запобігання венозної тромбоемболії та венозної виразки, лікування опіків та переломів або інших ушкоджень м'яких тканин). Основним принципом цього лікування є застосування певного тиску на тканини, що оточують уражену ділянку. Венозний тиск у щиколотці в положенні сидячи або стоячи дорівнює гідростатичному тиску, що створюється висотою стовпа крові між правим передсердям і точкою вимірювання. Цей гідростатичний або венозний тиск коливається в межах від 6,7 до 13,3 кПа (1 мм рт.ст. = 0,133 Па), на що значною мірою впливає сила тяжіння, положення тіла та рух кінцівок. Високий тиск (~12 кПа) досягається в положенні стоячи, а в положенні лежачи ноги знаходяться на рівні серця, тому тиск низький, зазвичай коливається від 0 до 1,3 кПа. Сидячи, тиск підвищується приблизно до 5,3 кПа. У ногах найбільше навантаження, оскільки венозна система повинна рухати кров проти сили тяжіння в положенні стоячи [1].

Компресійна терапія передбачає застосування зовнішнього тиску на організм людини. Залежно від величини прикладеного тиску компресійна пов'язка може впливати на внутрішній об'єм вен, артерій та лімфатичних судин. Основним елементом компресійної терапії є пов'язки, бинти та саме компресійний одяг. Матеріали, що найчастіше використовують в компресійному одязі, містять еластомерні нитки (полімерні матеріали, що складаються не менш ніж на 85% із сегментованого поліуретану) через їх гумоподібну еластичність [2]. Виготовлення таких матеріалів здійснюють загальновідомими способами виробництва текстильних матеріалів: вязання кулірним [3] та основовязальним [4] способами, ткацтво. Компресійний одяг повинен мати здатність повторювати контури тіла (наприклад, панчохи); контролювати гнучкість (пружність) та розтяжність; виготовлятися різних форм та розмірів, щоб відповідати різним статурам. У разі застосування пов'язок та бинтів потрібне суворе дотримання умов взаємодії між текстилем і тілом, адже відмінності в розмірах та об'ємах мають вирішальне значення для лікування кожного окремого пацієнта [5]. Окрім того, необхідна ретельна оцінка набряку та його тяжкості, даних про пацієнта та відповідного вибору типу компресійної терапії. Є кілька європейських національних стандартів для компресійного трикотажу, серед яких британський стандарт BS 6612:19857, французький стандарт ASQUAL8 і німецький стандарт RAL-GZ 387:2009. Стандарти описують методи, які використовуються для характеристики рівня стиснення гомілки за допомогою компресійного трикотажу, і зосереджуються на вимірюванні *in vitro* тиску, який буде застосовуватися в різних точках кінцівки. Компресію, вимірю на щиколотці, використовують для класифікації панчішно-шкарпеткових виробів на I–IV класи компресії. Однак діапазон тиску для кожного класу варіюється в різних стандартах і для вимірювання компресії використовують три різні методики.

Загалом існує два види тиску, які створюють компресійні пов'язки: статичний і динамічний (робочий) [6]. Статичний тиск – це постійний тиск, який компресійний матеріал чинить на тканини і судини, поки м'язи розслаблені. Його часто описують як прикладений тиск, він пов'язаний з можливістю накладення кількох шарів та ступенем розтягування компресійної пов'язки під час її накладання. Конкретне значення залежить від типу бинтів, попереднього розтягування під час накладення, міцності бинта або панчохи, а також стану бинта, наприклад його терміну застосування та кількості циклів носіння та прання. Динамічний тиск визначається як тиск, що діє під час деформації компресійного одягу у багатьох напрямках. Робочий тиск виникає, коли м'яз опирається стискаючому засобу, оскільки його об'єм збільшується і діє тимчасово [7]. При застосуванні пов'язок у пацієнтів повинна створюватися безперервна компресія в напрямку передбачуваного транспортування рідини, наприклад, від дистального до проксимального відділу ноги. Цей градієнт тиску досягається накладенням компресійної пов'язки з постійним подовженням від щиколотки до стегна.

Правильна адаптація компресійних засобів до індивідуальної геометрії тіла пацієнта є важливим аспектом компресійної терапії для досягнення бажаного терапевтичного успіху. Для реалізації необхідного тиску можна використовувати різні методи. На початку терапії вимірювальною стрічкою збирають відповідні обхвати та довжини (наприклад, для ноги), а потім обирають компресійний трикотаж відповідно до таблиці розмірів чинного стандарту. В той же час з розвитком програмованого в'язального обладнання компресійний виріб може бути виготовлений індивідуально в певних геометричних межах.

Постановка завдання. Науковцями світу був проведений значний обсяг роботи для поліпшення розуміння основних моментів проектування компресійного одягу. Одним з головних пріоритетів є створення можливості моделювати, прогнозувати та вимірювати тиск,

що фактично чиниться на передбачувану точку (точки) на тілі, з акцентом на його регулюванні для забезпечення бажаного тиску у потрібному місці.

Ефективність компресійного лікування, безсумнівно, залежить від тиску, що створюється на межі між пов'язкою (компресійним одягом) та шкірою. Цей тиск називають інтерфейсним тиском або контактним тиском. Зазвичай його виражають у мм рт.ст. (1 мм рт.ст. = 133,3 Па). Контактний тиск має бути досить точним і не повинен бути нижче або вище встановленого рівня, інакше це може призвести до певних ускладнень під час лікування. Інтерфейсний тиск, який чинить компресійна пов'язка, залежить від кількох факторів, таких як форма та розмір кінцівки, техніка накладення та вид пов'язки (бинт чи одяг), фізичні та структурні властивості текстильних матеріалів, фізичні навантаження пацієнта тощо.

Дослідження та кількісна оцінка тиску, створюваного компресійним одягом, були розпочаті в другій половині двадцятого століття Ван дер Моленом [8], який заклав основу дослідженнями в 1955 році. До цього часу отримані значення тиску базувалися на оцінках досягнутого ефекту лікування набряків. З одного боку, лікуючому терапевту потрібні знання про результуючий тиск, який може досягнути відповідним засобом. А прилади для вимірювання тиску необхідні для контролю якості існуючих компресійних виробів. Наприклад, впровадження чотирьох категорій компресії вимагало визначення значень стиснення і, таким чином, розробки відповідних процедур тестування, включаючи доказ їх практичності та відтворюваності. Визначення тиску стиснення на основі залежності сила-подовження використовуваних матеріалів і адаптації цих даних до розміру ноги пацієнта складає основу так званих непрямих методів вимірювання, які адаптовані здебільшого до компресійних бинтів. В той же час, запис значень компресії безпосередньо між бинтом і шкірою, що є особливістю прямих методів, визнано найкращим методом для вирішення багатьох медичних чи текстильно-технічних проблем [9].

Отже **метою даної роботи** є аналіз існуючих методів визначення тиску компресійного одягу, який він чинить на тіло людини при його використанні, та порівняння результатів дослідження контактного тиску, який створює еластичний основопов'язаний трикотаж на тіло людини, отриманих двома різними методами.

Методи визначення тиску одягу на тіло. Отже існуючі методи визначення тиску, який створює компресійний виріб на тіло людини, можна розділити на три групи [7]: прямий метод; непрямий метод; контроль успішності терапії. Окрім того, прямі методи та відповідні їм пристрої можна охарактеризувати відповідно до того, чи вони вимірюють тиск за допомогою випробувального манекену (in vitro) чи безпосередньо на тілі людини (in vivo) [10].

Прямі методи. Метою прямих методів є вимірювання компресійного тиску безпосередньо на тілі людини. Підхід до прямого тестування означає, що контактний тиск вимірюють під час нанесення матеріалу на поверхню, тому між поверхнею та компресійним матеріалом потрібно розмістити датчик. Тиск можна виміряти безпосередньо на нозі або манекені, помістивши датчики тиску між бинтом і шкірою (манекеном). Однак залишається предметом суперечок питання як знайти точне місце на нозі для розміщення датчика тиску. Проблема в тому, що кінцівки людини не мають ідеальної циліндричної форми, а тиск обернено пропорційний радіусу кінцівки. Таким чином, контактний тиск можна визначити лише на обмеженій і невеликій площі з постійним розміром [7]. Це означає, що розмір датчика також суттєво впливає на вимірювальні значення. Тому результати цих методів є лише наближеними значеннями для визначених ділянок ноги. Рекомендовано також не робити вимірювань над кістковими виступами або сухожиллями гомілки, оскільки твердість поверхні суттєво вплине на отримане значення тиску [11].

На сьогодні відомо багато різновидів датчиків, деякі з яких можна використовувати для вимірювання як динамічного, так і статичного тиску на тіло. Спочатку це були прості

манометри. Пізніше з'явилися кілька електропневматичних систем, які дозволили проводити динамічні вимірювання на пацієнтах в русі. З 1965 року частіше почали використовувати п'єзорезистивні датчики. Вимоги до датчиків актуальні і сьогодні: незначний об'єм датчика; легкість застосування; можливість одночасного вимірювання в різних точках [7]. Останнє десятиліття охарактеризовано значним розвитком смарт-технологій та розробкою гнучких невеликих датчиків на текстильній основі, зокрема і датчиків тиску, які безпосередньо інтегровані у одяг [12] та дають можливість прямого вимірювання контактного тиску.

Партіш та ін. [9] класифікували різні системи вимірювання тиску за типами датчиків тиску та запропонували кілька рекомендацій щодо використання відповідного методу прямого (in vivo) вимірювання контактного тиску на нозі. Усі датчики мають певні переваги та недоліки для задоволення конкретних потреб вимірювання тиску. На підставі проведеного аналізу було запропоновано головні характеристики «ідеального» датчику тиску [9]: нечутливий до концентрації сили будь якої величини; гнучкий – нечутливий до згинання, але не розтягується; довговічний та надійний; стійкий до перевантажень; електронно простий; низько вартісний; має низький гістерезис та низьку повзучість; нечутливий до перепадів температури і вологості; забезпечує безперервний вихід даних; має лінійну реакцію на прикладений тиск; забезпечує дослідження у русі з високою частотою дискретизації; робочий діапазон відповідає біологічним параметрам; точний; має роздільну здатність (час 0,1 с, амплітуда 0,1 мм рт.ст.); тонкий; може випускатися у широкому спектрі розмірів.

Найбільш розповсюдженими вимірювальними системами для визначення контактного тиску, які широко представлені на ринку, є наступні.

Kikuhime® (TT Medi Trade, Данія) простий, надійний і економічний пристрій, що забезпечує точні та відтворювані дані (<https://ttmeditrade.dk/kikuhime/>). Використовуючи прокладку, яка надається для полегшення видалення датчика, можна розробити методи перевірки тиску, досягнутого під пов'язкою пацієнта, без подальшої необхідності знімати пов'язку. *Kikuhime* може працювати з кількома пневматичними датчиками, що дозволяють вимірювати тиск у різних точках під компресійною пов'язкою. Основним недоліком є те, що він не має зовнішнього підключення і не може використовуватися для динамічних випробувань. Крім того, його калібрування не дозволяє проводити серію послідовних вимірювань, оскільки пристрій не можна повторно відкалібрувати під пов'язкою.

PicoPress® (Microlab Elettronica Sas, Італія) – це пристрій для вимірювання контактного тиску компресійного одягу як у статичних, так і в динамічних умовах (<http://www.microlabitalia.it/index.php>). *PicoPress®* характеризується надзвичайною простотою використання і не потребує початкового калібрування. Це пневматична вимірювальна система, оснащена ультра пласким пневматичним зондом діаметром 5 см і поверхнею 19,62 см², в яку перед вимірюванням накачують 2 куб. см повітря за допомогою шприца з електронним керуванням, які інтегровані в систему. Дані можна зберігати в пам'яті пристрою. Систему можна підключити до комп'ютера через порт USB для безперервного вимірювання тиску під час динамічних випробувань.

Система вимірювання компресії *MST* (SWISSLASTIC AG, Швейцарія) є провідною і найбільш використовуваною системою для компресійних панчішних виробів (<https://www.swisslastic.ch/en/>). Результати вимірювань можна зчитувати безпосередньо з пристрою. Серія пристроїв для тестування медичних панчіх мають один недолік для випробувань в лабораторних умовах, а саме те, що для кожного розміру необхідно виготовляти окрему дерев'яну ніжку-манекен. Цей недолік усунений у *MST Professional*, який завдяки своїй змінній формі ноги може покривати 95% відомих розмірів, як для стандартних панчішних виробів, так і виготовлених на замовлення. Високо точна 3-D конструкція

виготовлена з алюмінію та легкого композитного матеріалу. Особливою перевагою є те, що вимірювання можуть бути повністю відтворені різними операторами.

Talley Digital Skin Evaluator SD500V (Talley Medical Group Ltd, Великобританія) – точний, простий у використанні, портативний вимірювач контактного тиску з цифровим зчитуванням. Особливістю пристрою є наявність двох пневматичних датчиків тиску, які різняться формою та розмірами (10 см і 2,8 см), що розширює можливості застосування пристрою на різних ділянках тіла. Ці датчики швидко підключаються через штекер і повітряний роз'єм. Компактна конструкція дозволяє за необхідності переносити його з місця на місце. Пристрій можна використовувати для зручного розташування пацієнта на інвалідному візку з подушкою для зняття тиску.

I-Scan™ (Tekscan Inc., США) – це потужний інструмент, який точно вимірює та аналізує тиск між двома поверхнями, використовуючи тонкий і гнучкий п'єзорезистивний датчик (<https://www.tekscan.com/>). Система, яка складається з датчиків і програмного забезпечення, одночасно вимірює силу і контактний тиск, а надзвичайно тонкий тактильний датчик забезпечує мінімальну відстань між вимірюваними поверхнями, що дозволяє зменшити похибку вимірювання контактного тиску. Датчики можуть мати різну форму та розміри.

Кокай з колегами [13] проаналізувала сімнадцять пристроїв для вимірювання тиску компресійного одягу, що використовують для лікування захворювань вен та набряків. Ці пристрої були розділені на п'ять груп датчиків, включаючи пневматичні, п'єзоелектричні, оптичні, п'єзорезистивні та ємнісні. В результаті досліджень встановлено, що жодна з категорій датчиків не має значних переваг над іншими, проте деякі окремі датчики показали вищу точність. Важливими факторами, які підвищили точність вимірювання, були процес калібрування та величина застосовуваного тиску.

Важливим напрямом дослідження є порівняння значень контактного тиску, які отримані методами *in vitro* та *in vivo*. Так Партіц з колегами у своєму дослідженні [14] за допомогою MST системи встановив, що профіль тиску, виміряний у чотирьох точках вздовж ноги, показав спадаючий градієнт на дерев'яній моделі, але не на людській нозі через особливості геометрії гомілковостопного суглоба. В той же час кореляція між вимірюваннями *in vivo* та *in vitro* була дуже значущою. Отже отримані результати підтверджують можливість використання методу *in vitro* для визначення контактного тиску, що значно спрощує процес проектування та оцінки властивостей компресійного одягу.

Непрямі методи. Основним принципом непрямих методів є визначення поведінки текстильного матеріалу у системі навантаження-подовження. Метод добре підходить для порівняння медичних компресійних виробів, їх якості та виробництва. Слід мати на увазі, що отримані значення тиску дійсні лише для ніг, які відповідають досліджуванним подовженням і стандартним розмірам. Окрім того, непрямі методи недостатньо підходять для багатошарових компресійних пов'язок: окрему пов'язку можна охарактеризувати за діаграмою навантаження-подовження, але оцінити тертя шарів між собою доволі важко.

В основу непрямих методів покладено Закон Лапласа, який використовують для прогнозування статичного контактного тиску, створюваного бинтом відразу після накладення. Він залежить від натягу матеріалу, кількості шарів, ширини бинта та окружності кінцівки. Виведення закону Лапласа можна легко описати за допомогою спрощених моделей сфери чи циліндри, які можуть бути моделями багатьох органів. У разі наповненого повітрям циліндра, видаленого з довгої труби, сили, що діють на стінку циліндра, повинні врівноважити зовнішнє напруження захопленого повітря. Механіка закону Лапласа (рис.1) може бути описана наступним виразом:

$$P = T/R, \quad (1)$$

де P – тиск, який створює матеріал циліндру, Па;
 T – натяг матеріалу, Н;
 R – радіус кривизни циліндру, м.

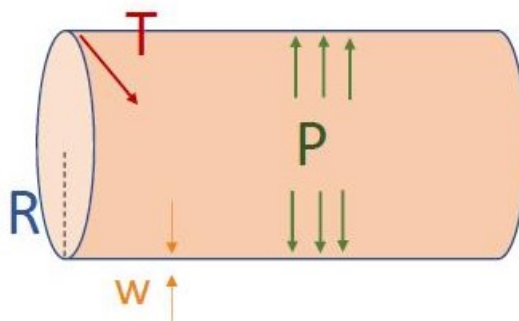


Рис. 1. Закон Лапласа для циліндру

З урахуванням можливості використання компресійного матеріалу певної (w) ширини (m) у декілька (n) шарів матеріалу формула (1) приймає вигляд:

$$P = \frac{T \cdot n}{R \cdot w}. \quad (2)$$

Це означає, що контактний тиск прямо пропорційний натягу бинта, але обернено пропорційний радіусу кривизни кінцівки, на яку його накладають. Одиниці вимірювання, які використовують в початковій формі рівняння, зазвичай не застосовують в медичній практиці. Крім того, визначення профілю кінцівки за її радіусом має незначну практичну цінність, оскільки цей параметр практично неможливо визначити в звичайних клінічних умовах. Тому формулу було модифіковано і вона набула вигляду:

$$P = \frac{T \cdot n \cdot 4620}{C \cdot W}, \quad (3)$$

де P – тиск у мм рт.ст.,
 T – натяг бинта в кгс;
 n – кількість нанесених шарів бинта;
 C – окружність кінцівки в см;
 W – ширина бинта в см;
4620 – константа, яку утворено перетворенням одиниць вимірювання.

Слід зазначити, що результати проведеного дослідження [15] продемонстрували, що тиск, створений під компресійною пов'язкою, накладеною на циліндр або формувач з круглим поперечним перерізом, можна точно передбачити за допомогою модифікованого рівняння Лапласа, за умови, що натяг пов'язки та окружність кінцівки точно відомі. Очевидно, оскільки кінцівки не мають круглого поперечного перерізу, розрахований тиск буде середнім тиском, який був би зафіксований, якби можна було виміряти нескінченну кількість точок по колу. Як наслідок, значення індивідуальних показань, знятих за допомогою комерційних приладів для вимірювання тиску, піддається серйозному сумніву, оскільки вони будуть повністю залежати від розташування датчика в будь-якій точці по колу ноги.

Найбільш відомими серед непрямих методів визначення тиску є наступні, які розроблені у 80-х роках минулого століття [7]: англійський пристрій НАТРА; німецький метод НОСУ (у Хоенштайні); пневматичні вимірювання, започатковані нідерландським вченим Р. Столком.

Оригінальний пристрій HATRA був розроблений для перевірки одягу відповідно до чинних британських стандартів компресійного трикотажу (BS 6612:1985) [10]. Він відомий як Mark II (Mk2) і є пристроєм, що містить два металевих бруска, якими можна маніпулювати, щоб імітувати спрощену форму ноги (рис. 2). Є сім правих і сім лівих попередньо визначених положень регулювання, які встановлюються за допомогою шарнірів. Верхня планка є рухомою, її можна піднімати та опускати за допомогою ручного важеля. Нижня планка фіксована і має дві вигнуті насадки, які можна використовувати для імітації ікри або стегна. Ці насадки можна встановлювати в різних положеннях, щоб пристосуватись до різної довжини (наприклад, коротка, середня, довга та дуже довга). Тримачі для панчіх також доступні в різних розмірах (тобто довга довжина для панчіх до стегон і коротка для панчіх до колін).

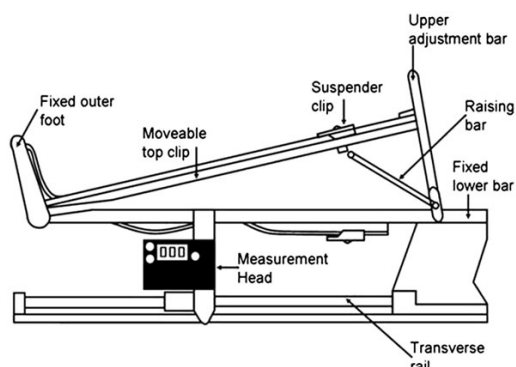
HOSY був розроблений для перевірки компресійного одягу відповідно до чинних німецьких стандартів (RAL GZ 387/1,2). Окрім контактного тиску за допомогою пристрою можна вимірювати подовження, силу розтягування та залишковий тиск. Пристрій складається з серії тензометрів і системи захоплення, яка кріпиться за допомогою спеціалізованих затискачів, а також програмного забезпечення HOSYcap для сканування та обробки результатів (рис. 3). Маркувальну дошку з регульованими затискачами використовують для утримання нижнього краю одягу. Лінійку використовують для розмітки одягу в місцях, зазначених виробником. У HOSY використовують 20 пар затискачів, кожен з яких має ширину 5 см. Це дозволяє випробовувати одяг будь-якої форми (розміром до 100 см) у різних місцях, не руйнуючи його. Випробування проводять шляхом фіксування одягу в затискачах на задану довжину, а потім розтягування його до заданої ширини, тобто є можливість одночасного розтягування у двох напрямках. Безпосередньо вимірюється сила, необхідна для розтягування одягу по окружності, яку використовують для визначення величини контактного тиску.

Непрямі методи є більш доступними для багатьох науковців, які працюють над розробкою текстильних матеріалів для компресійних виробів. Так науковці коледжу текстилю ім. Вільсона (Університет штату Північна Кароліна, США) для визначення контактного тиску компресійних матеріалів різних складу та структури [16] використовували універсальну випробувальну машину MTS Q-Test/5 з датчиком навантаження. Для адаптації обладнання були виготовлені спеціальні рукоятки довжиною 30,48 см для затискачів (рис. 4). На основі розробленого непрямого методу визначення тиску визначали значення жорсткості (EI), розраховували криві розтягування-подовження та дані тиск-подовження для компресійних бинтів та панчішно-шкарпеткових виробів.

Інший підхід використав Кумар Б. з колегами під час дослідженні контактного тиску та аналіз факторів, які спричиняють його зміни, під час лікування компресійними пов'язками [17]. Контактний тиск вимірювали на експериментальній установці, яка оснащена онлайн системою, з використанням датчиків перепаду тиску. Робота установки заснована на пневматичному принципі, який враховує зміну тиску повітря всередині балона при застосуванні компресійного матеріалу. Основні етапи вимірювання: закріплення повітряного міхура на манекені у точці виміру; надування міхура за допомогою ручного насоса; вимірювання початкового тиску P_1 за допомогою датчиків; одягання на манекен з міхуром компресійної пов'язки; вимірювання створеного тиску P_T ; визначення контактного тиску за формулою $P = P_T - P_1$. Для дослідження використано два види манекенів ноги: для статичного (рис. 5.а) та динамічного (рис. 5.б) режимів. Динамічний сегмент ноги імітує динамічну поведінку людської кінцівки, тобто ходьбу, біг, біг підтюпцем тощо, для визначення їх впливу на характеристики компресійної пов'язки. В результаті проведених досліджень встановлено, що в динамічному режимі зниження контактного тиску відбувається швидше і на більшу величину, ніж у статичному режимі. Вивчення основних характеристик компресійного бинта при релаксації та втомі допомагає оцінити його поведінку під час лікування.



а – зовнішній вигляд



б – принципова схема

Рис. 2. Пристрій Mk2 від Natra

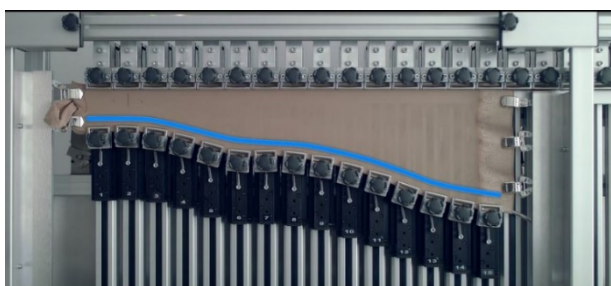


Рис. 3. HOSY пристрій

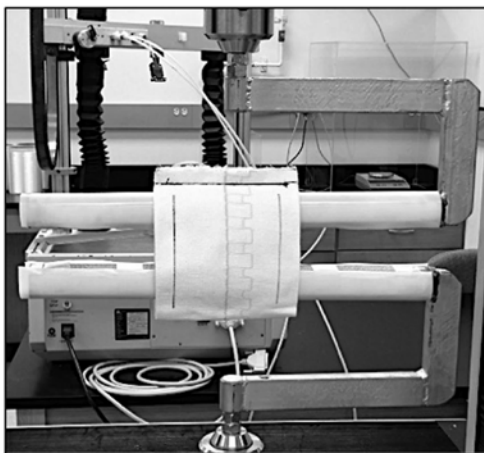


Рис. 4. Зразок компресійного бинта під час випробування [16]



а – статичного



б – динамічного

Рис. 5. Прототипи манекенів для визначення контактного тиску [17]

Контроль успішності терапії. Поширеною тенденцією у світовій медицині є так звана «доказова медицина». Вона служить для контролю якості терапії та надає звіти про ефективність, які вимагають постачальники послуг для оплати відповідних терапевтичних послуг. Ця тенденція є також типовою для компресійної терапії. «Компресійна терапія, заснована на доказах» є вимогою Міжнародного союзу флебологів (IUP), який провів оцінку рандомізованих моніторингових досліджень щодо терапії кількох захворювань вен та лімфи та внес пропозиції щодо методів підтвердження ефективності. Однак було встановлено, що важливим об'єктом дослідження є результуючий контактний тиск компресійного засобу та підведення відповідного терапевтичного процесу до тиску стиснення, а головним методом його визначення є пряме визначення тиску *in vivo* або хронологічний профіль тиску.

Отже існує багато інструментів і методів (непрямих та прямих, *in vivo* та *vitro*), які можна використовувати для вимірювання контактного тиску медичного компресійного одягу. Оскільки кожен з них відрізняється з точки зору протоколу оцінки компресії, існують відмінності у отриманих значеннях тиску. Це є проблемою з точки зору міжнародної стандартизації, а також визначення відповідного продукту для призначення пацієнту.

Порівняння результатів визначення контактного тиску прямим *in-vitro* та непрямим методами. *Методика.* Дослідження тиску виробу на тіло людини прямим методом проводили на апараті вимірювання тиску MST швейцарської фірми SWISSLASTIC AG відповідно RAL-GZ 387/1 [18]. Периметр дерев'яного манекену ноги (С), де відбувається вимірювання, обрано на 2 рівнях: 370 мм та 595 мм. Ступінь видовження зразка при одяганні на манекен обрано 20 % як найбільш уживаний рівень параметру. Ширина зразків становила 5 см. Для кожного варіанту полотна зроблено по 3 паралельних вимірювання показника, середні значення якого використано для аналізу.

Дослідження тиску виробу на тіло людини непрямим методом проводили у два етапи. На першому етапі на розривній машині РМ-30 проводили розтягування зразків при затискній довжині 100 мм і при видовженні 20 % фіксували значення навантаження, яке отримує зразок. Для кожного варіанту полотна зроблено по 5 паралельних вимірювань та визначено середнє значення навантаження. Після чого за формулою (3) визначали значення контактного тиску.

Об'єктом дослідження є еластичний основов'язаний трикотаж утокового переплетення, який використовують у виготовленні бандажних виробів. Поліефірні нитки є головною сировиною: нитку 16,7 текс застосовують як ґрунтову у переплетення ланцюжок, нитку 33,4 текс в декілька ($k = 2, 3$ або 4) кінців – як поперечний уток, які прокладають з обох боків на всю ширину полотна. Еластичність полотну забезпечує поліуретанова нитка діаметром 0,8 мм, яка прокладається з визначеним попереднім видовженням ($\epsilon = 210, 240$ та 270%) у вигляді повздовжнього утку в кожному петельному стовпчику. В результаті реалізації спланованого експерименту було вироблено 9 варіантів еластичного трикотажу на тамбурній машині 15 класу.

Результати дослідження контактного тиску, який створює еластичний матеріал на тіло людини при його розтягуванні на 20 %, зведено у табл. 1.

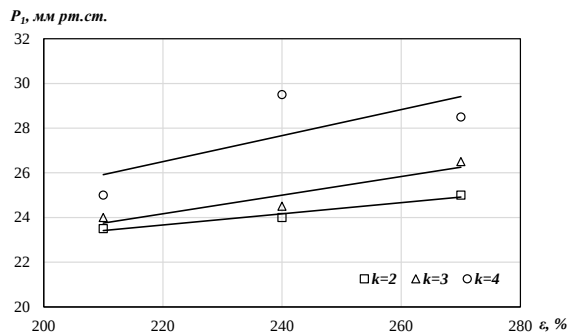
Очевидно, що результати вимірювання контактного тиску, отримані за двома методиками різняться між собою, при цьому більшу різницю в показниках отримано для більшого периметру манекену. Отже непрямий метод визначення контактного тиску, який використано в роботі, не рекомендується до використання при оцінці готових виробів для подальшої рекомендації пацієнтам.

З іншого погляду, результати вимірювання контактного тиску за різними методами показують подібність залежностей показника від вхідних параметрів експерименту (рис. 6).

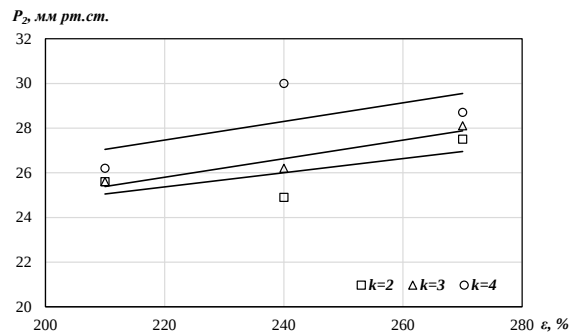
Таблиця 1

Тиск еластичного основов'язаного трикотажу

Варіант	Попереднє видовження еластомерної нитки, ε , %	Кількість ниток у поперечному утці, k	Навантаження при розтягуванні на 20 %, T , кГс	Периметр манекену 370 мм			Периметр манекену 595 мм		
				Значення тиску, прямий метод, P_1 мм рт.ст	Значення тиску, розраховане P_2 мм рт.ст	Відхилення, %	Значення тиску, прямий метод, P_1 мм рт.ст	Значення тиску, розраховане P_2 мм рт.ст	Відхилення, %
1	210	2	1,02	23,5	25,6	8,2	13,5	15,9	15,1
2	210	3	1,02	24,0	25,6	6,2	12,5	15,9	21,4
3	210	4	1,05	25,0	26,2	4,6	15,5	16,3	4,9
4	240	2	1,00	24,0	24,9	3,6	20,0	15,5	29,0
5	240	3	1,05	24,5	26,2	6,5	17,5	16,3	7,4
6	240	4	1,20	29,5	30,0	1,7	17,0	18,6	8,6
7	270	2	1,10	25,0	27,5	9,1	22,0	17,1	28,6
8	270	3	1,12	26,5	28,1	5,7	18,5	17,5	5,7
9	270	4	1,15	28,5	28,7	0,7	19,0	17,8	6,7



а – прямий метод вимірювання



б – непрямий метод вимірювання

Рис. 6. Залежність контактного тиску від попереднього видовження еластомеру (для периметру 370 мм)

Очевидно, що як попереднє видовження еластомерної нитки так і кількість ниток, які утворюють поперечний уток мають вплив на величину тиску еластичного трикотажу на тіло людини. Зростання вхідних показників призводить до збільшення тиску трикотажу на тіло людини, що може бути пов'язано з умовами релаксації еластомеру в структурі. Отже, непрямий метод визначення контактного тиску може бути застосований при проведенні досліджень з розробки нових компресійних матеріалів та виробів з метою порівняння та вибору найбільш ефективних варіантів. Окрім того, використана методика не потребує наявності спеціального обладнання для визначення тиску, а розривні машини для полотна є в наявності у переважній більшості лабораторій з визначення властивостей текстильних матеріалів.

Висновки. Проведений аналіз методів визначення контактного тиску компресійного трикотажу показав велике різноманіття методик та засобів, серед яких як прямі, що вимірюють саме тиск на межі контакту одягу та тіла людини, так і непрямі методи, які потребують застосування певних формул та рівнянь. За допомогою прямих методів визначають як статичний, так і динамічний тиск, а вимірювання виконують як на манекені (in vitro), так і безпосередньо на людині (in vivo). Кореляція між вимірюваннями in vivo та in vitro є високою, особливо при застосуванні нового покоління манекенів, які з високою точністю імітують будову кісток та тканин тіла. Прямі методи надають найбільш достовірні результати, які залежать також від засобів вимірювання та їх калібрування. Непрямі методи застосовують здебільшого для порівняння медичних компресійних виробів, їх якості та на виробництві.

Проведені дослідження контактного тиску еластичного основов'язаного трикотажу показали, що непрямий метод визначення контактного тиску, який полягає у встановленні значення навантаження при певному видовженні трикотажу та подальшого розрахунку значення тиску за модифікованою формулою Лапласа, не рекомендується до використання при оцінці готових виробів для терапевтичного лікування, однак може бути застосований при проведенні досліджень з розробки нових компресійних матеріалів та виробів з метою порівняння та вибору найбільш ефективних варіантів.

References

1. Kumar, B., Das, A., Alagirusamy, R. (2014). 1 – Introduction to compression therapy. In: Kumar B., Das A., Alagirusamy R., editors. *Science of Compression Bandages*. Woodhead Publishing India. P. 1–19. <https://doi.org/10.1533/9781782422723.1>.
2. Morris, H., Murray, R. (2020). Medical textiles. *Textile Progress*, 52(1–2): 1–127. <https://doi.org/10.1080/00405167.2020.1824468>.
3. Kyzymchuk, O. and Melnyk, L. (2016). Influence of miss knit repeat on parameters and properties of elasticized knitted fabric. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 141(1): 012006. doi: 10.1088/1757-899X/141/1/012006.
4. Kyzymchuk, O., Melnyk, L., Arabuli, S. (2020). Study of Elastic Warp Knitted Bands: Production and Properties. *Tekstilec*, 63(2): 113–123. DOI: 10.14502/Tekstilec 2020.63.113-123.
5. Kankariya, N., Laing, R. M., Wilson, C. A. (2020). Textile-based compression therapy in managing chronic oedema: Complex interactions. *Phlebology*, 36(2): 100–113. <https://doi.org/10.1177/0268355520947291>.
6. Qin, Y. (2016). 8 – Medical bandages and stockings. In: Qin Y., editor. *Medical Textile Materials*. Woodhead Publishing. P. 109–122. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100618-4.00008-X>.
7. Rotsch, C., Oschatz, H., Schwabe, D., Weiser, M., Möhring, U. (2011). 22 – Medical bandages and stockings with enhanced patient acceptance. In: Bartels V. T., editor.

Література

1. Kumar B., Das A., Alagirusamy R. 1 – Introduction to compression therapy. In: *Science of Compression Bandages*. Editors B. Kumar at et. Woodhead Publishing India, 2014. P. 1–19. <https://doi.org/10.1533/9781782422723.1>.
2. Morris H., Murray R. Medical textiles. *Textile Progress*. 2020. Vol. 52, № 1–2. P. 1–127. <https://doi.org/10.1080/00405167.2020.1824468>.
3. Kyzymchuk O., Melnyk L. Influence of miss knit repeat on parameters and properties of elasticized knitted fabric. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2016. Vol. 141. No. 1. 012006. doi: 10.1088/1757-899X/141/1/012006.
4. Kyzymchuk O., Melnyk L., Arabuli S. Study of Elastic Warp Knitted Bands: Production and Properties. *Tekstilec*. 2020, Vol. 63, Issue 2. P. 113–123.
5. Kankariya N., Laing R. M., Wilson C. A. Textile-based compression therapy in managing chronic oedema: Complex interactions. *Phlebology*. 2020. Vol. 36, № 2. P. 100–113.
6. Qin Y. 8 – Medical bandages and stockings. In: *Medical Textile Materials*. Editor Y. Qin. Woodhead Publishing, 2016. P. 109–122. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100618-4.00008-X>.
7. Rotsch C., Oschatz H., Schwabe D., Weiser M., Möhring U. 22 – Medical bandages and stockings with enhanced patient acceptance. In:

Handbook of Medical Textiles. Woodhead Publishing. P. 481–504. <https://doi.org/10.1533/9780857093691.4.481>.

8. Van der Molen, H. R. (1981). The development of phlebology in the last 30 years. *Phlebologie*, 34(3): 313–332.

9. Partsch, H., Clark, M., Bassez, S., Benigni, J. P., Becker, F., Blazek, V. et al. (2006). Measurement of lower leg compression in vivo: recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness: consensus statement. *Dermatol Surg*, 32(2): 224–233. doi: 10.1111/j.1524-4725.2006.32039.x.

10. Hegarty-Craver, M., Kwon, C., Oxenham, W., Grant, E., Reid, L. (2015). Towards characterizing the pressure profiles of medical compression hosiery: an investigation of current measurement devices and techniques. *The Journal of The Textile Institute*, 106(7): 757–767. <https://doi.org/10.1080/00405000.2014.941535>.

11. Kumar, B., Das, A., Alagirusamy, R. (2014). 3 – Interface pressure. In: Kumar, B., Das, A., Alagirusamy, R., editors. *Science of Compression Bandages*. Woodhead Publishing India. P. 41–55. <https://doi.org/10.1533/9781782422723.41>.

12. Wang, J. F., Zhong, B. Y., Wang, H. Q. (2019). Measuring garment pressure at any point using a wearable sensor. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, 14: 8. <https://doi.org/10.1177/1558925019879290>.

13. Kokai, O., Kilbreath, S. L., McLaughlin, P., Dylke, E. S. (2021). The accuracy and precision of interface pressure measuring devices: A systematic review. *Phlebology*, 36(9): 678–694. <https://doi.org/10.1177/02683555211008061>.

14. Partsch, H., Partsch, B., Braun, W. (2006). Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *J Vasc Surg.*, 44(4): 809–814. doi: 10.1016/j.jvs.2006.06.024.

15. Thomas, S. (2014). The production and measurement of sub-bandage pressure: Laplace's Law revisited. *J Wound Care*, 23(5): 234–246. doi: 10.12968/jowc.2014.23.5.234.

Handbook of Medical Textiles. Editor V. T. Bartels. Woodhead Publishing, 2011. P. 481–504. <https://doi.org/10.1533/9780857093691.4.481>.

8. Van der Molen H. R. The development of phlebology in the last 30 years. *Phlebologie*. 1981. Vol. 34, № 3. P. 313–332.

9. Partsch H., Clark M., Bassez S., Benigni J. P., Becker F., Blazek V., Caprini J., Cornu-Thénard A., Hafner J., Flour M., Jünger M., Moffatt C., Neumann M. Measurement of lower leg compression in vivo: recommendations for the performance of measurements of interface pressure and stiffness: consensus statement. *Dermatol Surg*. 2006. Vol. 32, № 2. P. 224–232. doi: 10.1111/j.1524-4725.2006.32039.x.

10. Hegarty-Craver M., Kwon C., Oxenham W., Grant E., Reid L. Towards characterizing the pressure profiles of medical compression hosiery: an investigation of current measurement devices and techniques. *The Journal of The Textile Institute*. 2015. Vol. 106, № 7. P. 757–767. <https://doi.org/10.1080/00405000.2014.941535>.

11. Kumar B., Das A., Alagirusamy R. 3 – Interface pressure. In: *Science of Compression Bandages*. Editors B. Kumar et al. Woodhead Publishing India, 2014. P. 41–55. <https://doi.org/10.1533/9781782422723.41>.

12. Wang J. F., Zhong B. Y., Wang H. Q. Measuring garment pressure at any point using a wearable sensor. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*. 2019. Vol. 14. P. 8. <https://doi.org/10.1177/1558925019879290>.

13. Kokai O., Kilbreath S. L., McLaughlin P., Dylke E. S. The accuracy and precision of interface pressure measuring devices: A systematic review. *Phlebology*. 2021. Vol. 36, № 9. P. 678–694. <https://doi.org/10.1177/02683555211008061>.

14. Partsch H., Partsch B., Braun W. Interface pressure and stiffness of ready made compression stockings: comparison of in vivo and in vitro measurements. *J Vasc Surg*. 2006. Vol. 44, № 4. P. 809–814. doi: 10.1016/j.jvs.2006.06.024.

15. Thomas S. The production and measurement of sub-bandage pressure: Laplace's Law revisited. *J Wound Care*. 2014. Vol. 23, № 5. P. 234–246. doi: 10.12968/jowc.2014.23.5.234.

16. Kwon, C., Hegarty, M., Oxenham, W., Thoney-Barletta, K., Grant, E., Reid, L. (2018). An indirect testing approach for characterizing pressure profiles of compression bandages and hosiery. *The Journal of The Textile Institute*, 109(2): 256–267. <https://doi.org/10.1080/00405000.2017.1340079>.

17. Kumar, B., Das, A., Alagirusamy, R. (2013). Study on interface pressure generated by a bandage using in vitro pressure measurement system. *The Journal of The Textile Institute*, 104(12): 1374–1383. <https://doi.org/10.1080/00405000.2013.807020>.

18. Kyzymchuk, O., Melnyk, L., Bogunova O. (2019) Doslidzhennia tysku elastychnoho osnovov'iazanoho trykotazhu [Investigation of Pressure of Elastic warp knitted fabric]. *Herald of Khmelnytsky National University. Technical Science*, 2(271): 85–90. DOI 10.31891/2307-5732-2019-271-2-85-88 [In Ukrainian].

16. Kwon C., Hegarty M., Oxenham W., Thoney-Barletta K., Grant E., Reid L. An indirect testing approach for characterizing pressure profiles of compression bandages and hosiery. *The Journal of The Textile Institute*. 2018. Vol. 109, № 2. P. 256–267. <https://doi.org/10.1080/00405000.2017.1340079>.

17. Kumar B., Das A., Alagirusamy R. Study on interface pressure generated by a bandage using in vitro pressure measurement system. *The Journal of The Textile Institute*. 2013. Vol. 104, № 12. P. 1374–1383. <https://doi.org/10.1080/00405000.2013.807020>.

18. Кизимчук О. П., Мельник Л. М., Богунова О. А. Дослідження тиску еластичного основов'язаного трикотажу. *Вісник ХНУ*. 2019. № 2(271). С. 85–90. DOI 10.31891/2307-5732-2019-271-2-85-88.

KYZYMCHUK OLENA

Doctor of Technical Sciences, Professor,
Department of Textile Technology and Design,
Kyiv National University of Technologies
and Design, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0002-8874-8931>
Scopus Author ID: [36140680600](https://orcid.org/0000-0002-8874-8931)
Researcher ID: [D-5159-2017](https://orcid.org/0000-0002-8874-8931)
E-mail: kyzymchuk.o@knuud.edu.ua

MELNYK LIUDMYLA

PhD, Associate Professor,
Department of Textile Technology and Design
Kyiv National University of Technologies
and Design, Ukraine
<https://orcid.org/0000-0003-1104-647X>
Scopus Author ID: [57191415977](https://orcid.org/0000-0003-1104-647X)
E-mail: melnik.lm@knuud.edu.ua

КИЗИМЧУК Е. П., МЕЛЬНИК Л. М.

Киевский национальный университет технологий и дизайна, Украина

**МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНТАКТНОГО ДАВЛЕНИЯ
КОМПРЕССИОННОГО ТРИКОТАЖА**

Аннотация. Компрессионная терапия является способом лечения венозных язв голени, венозной гипертензии, венозного отека, венозного застоя и других хронических венозных заболеваний. Основным принципом этого лечения является применение определенного давления на ткани, окружающие пораженный участок. В зависимости от величины приложенного давления компрессионная одежда может влиять на внутренний объем вен, артерий и лимфатических сосудов. Таким образом, важной задачей исследования является определение давления, создаваемого компрессионной одеждой на тело.

Цель исследования заключается в анализе существующих методов определения контактного давления компрессионной одежды и обоснованном выборе метода для использования при разработке новых эластичных материалов.

Методика. В работе использован классический метод анализа научной литературы по направлению исследования, а также два метода определения контактного давления компрессионного трикотажа: прямой на аппарате измерения давления MST и косвенный с применением закона Лапласа.

Результаты. Существует множество инструментов и методов, которые можно использовать для измерения контактного давления медицинской компрессионной одежды. Поскольку каждый из них отличается протоколом и используемой аппаратурой, существуют различия в

полученных значениях давления. Прямые методы по сравнению с косвенными дают наиболее достоверные результаты, так как позволяют измерять давление как статическое, так и динамическое не только на манекене (*in vitro*), но и непосредственно на человеке (*in vivo*). Однако данные методы нуждаются в наличии специального оборудования. Проведенные исследования показали, что косвенный метод определения контактного давления, использованный в работе, не рекомендуется к использованию при оценке готовых изделий для терапевтического лечения, однако может быть применен при проведении исследований по разработке новых компрессионных материалов и изделий с целью сравнения и выбора наиболее эффективных вариантов.

Новизна работы заключается в детальном анализе существующих методов определения контактного давления компрессионной одежды, их классификации и оценке эффективности применения как с точки зрения терапевтических услуг, так и с точки зрения разработки новых компрессионных материалов и изделий.

Практическая значимость. По результатам проведенного анализа даны рекомендации по применению косвенного метода определения контактного давления при разработке и исследовании материалов для компрессионных изделий

Ключевые слова: компрессионный трикотаж; контактное давление; закон Лапласа; методы определения давления; нагрузка; удлинение.

KYZYMCHUK O. P., MELNYK L. M.

Kyiv National University of Technologies and Design, Ukraine

MEASUREMENT METHODS FOR CONTACT PRESSURE OF COMPRESSION KNITTED GARMENT

Abstract. Compression therapy is a way to treat venous leg ulcers, venous hypertension, venous edema, venous congestion, and other chronic venous diseases. The main principle of such treatment is the application of a certain pressure on the tissues surrounding the affected area. Depending on the applied pressure level, compression garments can affect the internal veins, arteries, and lymphatics. Thus, determining the pressure created by compression garments on the human body is an important task of the study.

Purpose. The analysis of existing methods for determining the contact pressure of compression garments and the reasonable choice of a method for use in the future development of new elastic materials is the main goal of this research.

Methodology. The classical method of analyzing scientific literature as well as two methods for measuring the contact pressure of compression garments: direct and indirect using Laplace's law have been used in this work.

Findings. There are many tools and methods that can be used to measure the contact pressure of medical compression garments. Since each of them differs by protocol and equipment, there are differences in the obtained pressure values. Direct methods, in comparison with indirect methods, give the most reliable results, since they allow measuring both static and dynamic pressure, not only on a mannequin (*in vitro*), but also directly on a human (*in vivo*). However, these methods require special equipment. The conducted studies have shown that the indirect method used in the work can't be recommended for evaluating finished compression products for therapeutic treatment. However, it can be used in research on the future development of new compression materials and products in order to compare and select the most effective options.

Originality of the work is in a detailed analysis of existing methods for determining the contact pressure of compression garment, their classification, and evaluation of their effectiveness both in terms of therapeutic effect and in terms of new compression materials and product development.

Practical value. The recommendations on an indirect method for determining contact pressure usage in the development and study of materials for compression garments are given based on the analysis results.

Keywords: compression garment; contact pressure; Laplace's law; pressure measurement methods; load; elongation.