

**ИССЛЕДОВАНИЕ СВОЙСТВ ЖЕСТКИХ ПОЛИМЕРНЫХ ПОЛОТЕН
ДЛЯ КОНФЕКЦИОНИРОВАНИЯ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ ШВЕЙНЫХ
ИЗДЕЛИЙ С ПЕРСОНИФИКАЦИЕЙ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ ПРОКЛАДOK**

**RESEARCH OF PROPERTIES OF RIGID POLYMERIC FABRICS
FOR CONFECTIONING REHABILITATION SEWING PRODUCTS
WITH PERSONIFICATION OF ORTHOPEDIC PADS**

И.Д. ГУСЕВ, Е.Г. АНДРЕЕВА, О.Д. ШАШКОВА, Е.А. КИРСАНОВА, М.А. ГУСЕВА
I.D. GUSEV, E.G. ANDREEVA, O.D. SHASHKOVA, E.A. KIRSANOVA, M.A. GUSEVA

(Российский государственный университет им. А.Н. Косыгина (Технологии. Дизайн. Искусство))

(The Kosygin State University of Russia)

E-mail: guseva-ma@rguk.ru

Согласно медицинским данным на положительный исход травм, сопровождающихся переломами, влияет тактика консервативного и хирургического лечения, включающая репозицию отломков кости и фиксацию конечности повязкой. Реабилитация предусматривает поэтапную смену внешних фиксаторов. На благополучное излечение и самочувствие больного влияет наличие в его гардеробе специальных швейных изделий, поддерживающих правильное положение травмированной конечности.

В статье представлены исследования свойств полимерного жесткого рулонного полотна медицинского назначения, рассматриваемого авторами в качестве прокладочного материала в швейную реабилитационную продукцию с функциями ортопедической поддержки. Установлено, что после формования благодаря сетчатой структуре прокладки сохраняют весь спектр необходимых для реабилитационной продукции характеристик, в числе которых высокие воздухо- и паропроницаемость, жесткость. Экономическая доступность данных полотен способствует широкой востребованности технологии формования из них деталей в швейные изделия как альтернативы 3D-печати из пластика.

According to medical data, the positive outcome of injuries accompanied by fractures is influenced by the tactics of conservative and surgical treatment, including repositioning bone fragments and fixing the limb with a bandage. Rehabilitation involves a gradual change of external fixators. The successful healing and

well-being of the patient is influenced by the presence in the wardrobe of consumers of sewing products that support the correct position of the injured limb.

The article presents studies of the properties of polymer rigid rolled fabric for medical purposes, which the authors consider as a cushioning material for sewing rehabilitation products with orthopedic support functions. It has been established that after molding, the gaskets, thanks to the mesh structure, retain the entire range of necessary characteristics for rehabilitation products, including high air and vapor permeability, and rigidity. The economic availability of these fabrics contributes to the widespread demand for the technology of molding parts from them into garments, as an alternative to 3D printing from plastics.

Ключевые слова: реабилитационные швейные изделия, свойства материалов, конфекцион-пакет, полимерные бинты, ребра жесткости.

Keywords: rehabilitation garments, material properties, packaging, polymer bandages, stiffeners.

Введение

В структуре современного травматизма высока доля множественных повреждений костно-мышечного аппарата, полученных в результате военных конфликтов [1]. В мирное время комбинированные травмы, сопоставимые по тяжести с травмами военного времени, характерны для аварий на шахтах, при взрывах бытового газа и дорожно-транспортных происшествиях [2]. Согласно статистическим данным в 2022 г. травмы и другие внешние воздействия привели к нетрудоспособности в 1,5 раза больше населения, чем в 2020 г. [3].

Проблемы с физическим здоровьем, а особенно увечья, становятся сильнейшими стресс-факторами, тормозящими выздоровление [4]. Для облегчения болевых симптомов и устранения ментальных нарушений, связанных с травмой, применяют различную реабилитационную швейную продукцию (РШП). Эволюция развития поддерживающих травмированную конечность повязок начиналась с текстильного конверта с деревянной вкладкой, в настоящее время потребителям доступны высокотехнологичные конструкции [5].

В спектр функциональности РШП входят: защита от неблагоприятных внешних факторов, маскировка физических недостатков, ортопедическая поддержка [6...8]. Как правило, приоритетным фактором становится ортопедическая поддержка, что

сказывается на конструктивно-технологическом решении, наличии и расположении прокладочных элементов – жестких вкладок и амортизаторов.

Современные технологии изготовления ортопедической продукции позволяют получить прочные, эластичные и визуально привлекательные изделия малого веса, что вовлекает в отрасль новых специалистов и развивает сотрудничество между швейными предприятиями и медицинскими учреждениями.

Расширение ассортимента реабилитационной швейной продукции направлено на удовлетворение потребностей целевой потребительской группы и наполнение отечественного рынка конкурентоспособными товарами [9]. Важным аспектом в решении поставленных целей становится поиск новых конструкций и материалов, повышающих эффективность реабилитационных и профилактических программ лечения. Исследованиями [10] установлено, что для успешного формирования костной мозоли (сращения отломков костей), помимо стационарной фиксации скелета травмированной конечности спицами чрескостного аппарата, необходима дополнительная поддержка ее положения в определенной конфигурации, исключающая нежелательные ротационные смещения. Важным эргономичным свойством подобных реабилитационных изделий, поддерживающих конечность, является изо-

гнутость съемных ребер жесткости, поскольку изгиб вкладок призван обеспечивать иммобилизацию участков конечности в заданном врачом положении [5].

После проведения оперативных вмешательств при лечении осложненных переломов костей для закрепления положения травмированных конечностей выполняют стабилизацию поврежденной зоны в различных техниках [1, 2]. В зависимости от тяжести повреждений опорно-двигательного аппарата программы лечения травмированных пациентов предусматривают наложение на конечности внешних фиксаторов: лангет, гипсовых повязок, систем чрескостной фиксации и др. После снятия внешних фиксаторов лечебное воздействие на зону травмы выполняют с помощью ортезно-ортопедических аппаратов [11].

Принцип действия ортопедических приспособлений на организм человека основан на обеспечении стабильности положения трех точек по оси поврежденного сегмента (принцип стабильности травмированной конечности по Charnley J.) с целью достижения функционально-выгодного положения или коррекции: первая и вторая – в начале и конце травмированной конечности, третья – непосредственно в зоне травмы или рядом с ней (рис.1) [12...14].

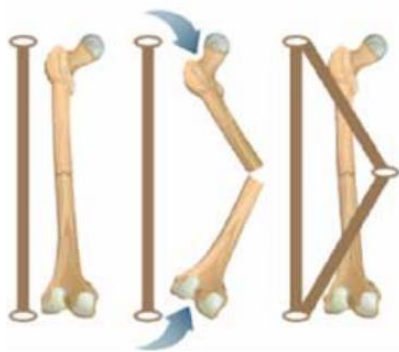


Рис. 1

Реализация в ортезах принципа J.Charnley представлена на рис. 2 [14]. Жестким элементом (каркасом) фиксатора достаточно зафиксировать начальную и конечную точки вдоль оси, а в качестве

третьей может выступать гильза повязки или компрессионная манжета.



Рис. 2

Каркасные элементы в современных поддерживающих повязках выполняют из различных материалов: металл (алюминий, титан, сплавы), полимеры (пластик). При наличии ребер жесткости достигается разгрузка мышц, уменьшается их напряжение и, как следствие, снижается болевой синдром в зоне травмы [14]. Анализ типового технологического решения поддерживающих изделий для верхних и нижних конечностей показал, что для расположения съемных ребер жесткости предусмотрены специальные карманы [15, 16]. Известно использование в качестве ребер жесткости прочных лент, настроенных на приспособления для фиксации положения конечностей [17]. Применение термореактивных пластиков, размягчающихся при нагреве, позволяет придавать первоначально унифицированным по форме ребрам жесткости индивидуальную конфигурацию [18].

С появлением технологии 3D-печати традиционные гипсовые и мягкотканые ортезные повязки стали заменять на трехмерные индивидуально спроектированные сетчатые или оконные конструкции, изготовленные 3D-прототипированием [19]. При этом с повышением точности цифровой обработки изображений травмированных конечностей повышается антропометрическое соответствие каркасных деталей ортопедических конструкций [20...22]. Толщина оболочки напечатанных ортезов и ребер жесткости в текстильных повязках определяется свойствами пластика и разрешенной нагрузкой на конечность. В среднем толщина внутренней поверхности каркасов ортеза, напечатанных из полиуретана, приближается к 1,8 мм [23]. Опыт 3D-печати показывает, что в ряде случаев удоб-

ны сборчатые конструкции каркасов [24, 25], что облегчает их позиционирование вокруг конечности и расширяет кастомный ряд изделий [26]. Наличие в реабилитационном швейном изделии ортезного типа специальных карманов позволяет расположить внутри них не только ребра жесткости, но и амортизаторные вкладки для предотвращения нового травмирования мягких тканей [26].

Анализ затрат времени на изготовление каркасов в ортезы показывает, что в зависимости от сложности и размеров изделий длительность изготовления составляет от 4,85 ч [27] до 24 часов [28].

Согласно наблюдениям медиков для полной реабилитации пациентов с травмами костно-мышечного аппарата требуется длительный период наружной иммобилизации [5, 27]. Поэтому особое внимание при выборе реабилитационного изделия с ортопедической поддержкой следует уделять свойствам материалов, обеспечивающих должный уровень газо- и влагообмена [19, 27]. В ряде случаев недопустим перегрев травмированных конечностей, побочным действием которого становятся болевые ощущения, возникающие при динамических нагрузках [11].

Воздухопроницаемость – важный показатель гигиеничности материалов для швейной продукции [29]. Для жизнедеятельности человека характерна терморегуляция посредством испарения излишней влаги с поверхности кожи [30]. На процесс испарения влияют энергозатраты организма, теплообмен конвективный, кондуктивный и радиационный. Каждая из перечисленных составляющих теплообмена между телом и окружающей средой может быть как преобладающей, так и незначительной в зависимости от энергозатрат, температуры окружающей среды и степени теплоизоляции человека [29].

Таким образом, установлено, что:

1) каркасные элементы в швейную реабилитационную продукцию должны обладать достаточной прочностью при незначительном весе;

2) в зависимости от участка фиксации быть жесткими или гибкими;

3) поверхность ребер жесткости не должна препятствовать воздухо- и влагообмену между телом и окружающей средой.

Перечисленные требования можно обеспечить сетчатой структурой поверхности каркасов. В качестве материалов, способных реализовать спектр выделенных свойств, мы рассматриваем полимерные полотна медицинского назначения – жесткие полимерные бинты Intrarich [31]. Ребра жесткости, изготовленные из полимерных бинтов, предназначены для реабилитационных чехлов для верхних и нижних травмированных конечностей [32, 33].

Цель представляемого исследования – разработка швейной реабилитационной продукции с ортопедической поддержкой травмированных конечностей и поиск новых материалов для конфекционирования изделий с персонифицированными по конфигурации ребрами жесткости.

Материалы и методы

В качестве объекта исследования выбраны полимерные сетчатые полотна медицинского назначения, применяемые как альтернатива гипсу при лечении переломов, – жесткие пластиковые рулоны (100% полиэстер с пропиткой полиуретановой смолой), из которых будут изготавливаться формозадающие прокладки в швейные реабилитационные изделия для конечностей травмированных потребителей.

Структура полотен исследовалась с помощью цифрового микроскопа Espada U1600X USBc индексом увеличения X1600 с использованием ПО hiView 2.0.

Испытания свойств полимерного бинта проведены в соответствии с методиками, изложенными:

- в ГОСТ 29104.3-91 «Ткани технические. Метод определения количества нитей на 10 см»;

-ГОСТ 3811-72 «Материалы текстильные. Ткани, нетканые полотна и шпунтные изделия»;

- ГОСТ 12088-77 «Материалы текстильные и изделия из них. Метод определения воздухопроницаемости»;

- ГОСТ-10550-93 «Материалы текстильные. Полотна. Методы определения жесткости при изгибе»;

- ГОСТ 8977-74 «Кожа искусственная и пленочные материалы. Методы определения гибкости, жесткости и упругости».

Результаты и обсуждение

Для определения свойств выбранных материалов проведена серия экспериментов.

На первом этапе исследована структура бинтов. Установлено, что рулонные бинты Intrarich представляют собой плетеное полотно из полиэфирных нитей толщиной 0,7 мм (рис. 3).

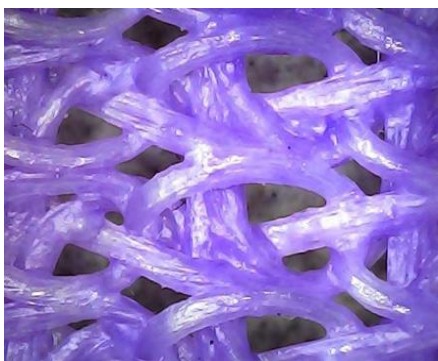


Рис. 3

Подсчет количества петель в 10 см² образца по горизонтали и вертикали проведен в состоянии покоя и в растянутом виде. В состоянии покоя вдоль петельного ряда – 40 петель, вдоль петельного столбика – 60. Количество петель на 10 см² составило в базовом состоянии 240. В растянутом вдоль петельных рядов состоянии – 30 петель (при const 60 петель вдоль петельного столбика), соответственно количество петель на 10 см² составило 180. В растянутом вдоль петельного столбика состоянии – 40 петель (при const 40 петель вдоль петельного ряда), соответственно количество петель на 10 см² составило 160.

Линейная плотность нитей жесткого полимерного бинта рассчитана как $T = (31,6 \cdot d / A)^2 = (31,6 \cdot 0,7 / 2,5)^2 = 78,3$ текс. Расчетная поверхностная плотность составила 389 г/м². Для сравнения линейная плотность полужесткого бинта Intrarich, сформированного из полиэфирных нитей толщиной 0,6 мм и обладающего меньшей массой, чем жесткий аналог, составила

57,5 текс при поверхностной плотности 372 г/м².

Высокие показатели линейной плотности обоснованы крупным сечением полимерных нитей, что способствует повышению прочностных свойств материала.

Сравнение полученных результатов эксперимента с известными справочными данными показывает, что пакет прокладочных деталей в одежду характеризуется в среднем толщиной 0,3...0,4 мм для платьев-блузочного ассортимента, 0,2...2,0 мм для пальто и курток [34]. Поверхностная плотность льняных прокладок – 180...300 г/м² [34], синтетического трикотажного полотна (основы клеевых прокладочных материалов) – 50...200 г/м² [34].

Сравнение аналогичных свойств прокладочных материалов в обуви показало, что для полимерных прокладок (например, термопластичных Sintex и Biterm), применяемых в носочной части и задниках изделий, характерная толщина 0,6...2,2 мм, а плотность – 0,61...0,77 г/см³ [35], при формировании конфекцион-пакета с классическими прокладками общая поверхностная плотность каркасных деталей составляет 495...505 г/м² [36].

Проведенный анализ показывает, что прокладочные детали, выполненные из полимерного полотна Intrarich, характеризуются повышенной поверхностной плотностью, что прогнозирует достаточную жесткость.

На втором этапе определена воздухопроницаемость полотна Intrarich на аппарате ВПТМ-2 как равная объему воздуха, проходящему через единицу площади образца при заданном перепаде давления. Согласно ГОСТ 12088-77 площадь отверстий, через которые пропускался воздух, выбрана в 2 см². В эксперименте участвовали образцы в один, два и три слоя бинта. Установлено, что воздухопроницаемость полотна составила:

- для однослойного образца – 1993 дм³/(м²с);
- двухслойного – 1947 дм³/(м²с);
- трехслойного – 1819 дм³/(м²с).

Согласно классификации П. Колесникова полученные величины параметра соот-

ветствуют 7 классу воздухопроницаемости материалов [29]. Согласно справочным данным воздухопроницаемость текстильных материалов в среднем составляет $100...500 \text{ дм}^3/(\text{м}^2\text{с})$ [34], а материалов со сквозными порами – до $1500 \text{ дм}^3/(\text{м}^2\text{с})$. Воздухопроницаемость термоклеевых прокладочных материалов в одежде характеризуется в диапазоне $100...375 \text{ дм}^3/(\text{м}^2\text{с})$ [37]. Воздухопроницаемость многослойного пакета обуви с учетом прокладок (например, армирующей сетки из синтетических волокон) составляет $239,3...845,8 \text{ дм}^3/(\text{м}^2\text{с})$ [36].

Следовательно, установлено, что воздухопроницаемость как однослойного, так и многослойного полотна Intrarich высокая (по классификации Архангельского Н.А. [29]) и не повлияет отрицательно на общую воздухопроницаемость реабилитационного изделия при введении в его конфекцион-пакет ребер жесткости из исследуемого материала.

Свойство паропроницаемости является определяющим в характеристике микроклимата внутри швейного изделия [29, 34]. Величина паропроницаемости указывает на способность материалов обеспечить влагообмен между пододежным пространством и окружающей средой.

Паропроницаемость полотна Intrarich определена по стандарту JISL1099 A2. В эксперименте в течение 191,5 ч тестировались образцы однослойные, двух- и трехслойные, закрепленные на сосудах с водой, нагретой до $40 \text{ }^\circ\text{C}$, помещенные в термошкаф при температуре воздуха $+36^\circ\text{C}$ и относительной влажности 65%. По прошествии установленного времени каждый образец взвешивался, далее рассчитывалась масса воды, прошедшая через его структуру. Паропроницаемость рассчитывалась как отношение изменения массы воды, прошедшей через образец (Δm), к его площади (A) за единицу времени эксперимента (t).

В результате эксперимента паропроницаемость составила:

- однослойных образцов – $50,54 \text{ г/м}^2\text{ч}$;
- двухслойных – $48,39 \text{ г/м}^2\text{ч}$;
- трехслойных – $47,38 \text{ г/м}^2\text{ч}$.

Снижение паропроницаемости наиболее резко происходит в двухслойном образце (в сравнении с однослойным). С добавлением третьего слоя полимерного полотна численное значение свойства уменьшается менее интенсивно.

Согласно справочным данным для трикотажного полотна (полиэстер 100%) паропроницаемость равна $20...30 \text{ г/м}^2\text{ч}$, для хлопчатобумажных прокладочных материалов в одежде – $25...35 \text{ г/м}^2\text{ч}$, для клеевых прокладок – $10...20 \text{ г/м}^2\text{ч}$ [34]. Паропроницаемость типового конфекцион-пакета обуви $8...10 \text{ г/см}^2\text{ч}$ [36].

Таким образом, установлено, что независимо от количества слоев пакета паропроницаемость полимерных бинтов Intrarich высокая.

На финальном этапе эксперимента исследовано свойство жесткости полотен Intrarich. Испытания на аппарате ПЖУ-12М проведены на однослойных и двухслойных образцах длиной 160 мм. Трехслойная проба не участвовала в эксперименте, т.к. на предварительном этапе установлено, что она обладает высокой жесткостью. Согласно ГОСТ 8977-74 каждый образец размещен на кольце аппарата диаметром 51 мм и подвергнут изгибу под нагрузкой. Установлено, что жесткость однослойных образцов составила 52,76 сН, двухслойных – 70,07 сН.

Согласно справочным данным жесткость каркасных прокладок из бортовки в одежде равна $15,1...30 \text{ сН}$ [34], а жесткость при изгибе прокладок в носочной части обуви варьируется от 34 сН (эластичный материал ЭП-2) до $10...87 \text{ сН}$ (термопластик) [36].

Таким образом, экспериментально установлено, что как однослойные, так и многослойные полимерные полотна Intrarich обладают высокой жесткостью при изгибе.

В соответствии с результатами эксперимента нами изготовлены из полимерных полотен Intrarich опытные образцы прокладочных деталей в реабилитационные чехлы для травмированных нижних [33] (рис. 4, а) и верхних [32] (рис. 4, б) конечностей.



Рис. 4

Для размещения ребер жесткости в изделиях предусмотрены специальные карманы. Так, в реабилитационном чехле для рук, схема технологического решения которого представлена на рис. 5, каркасные элементы 4 вставляют в карманы 3, настроенные по подкладке или по внутренней поверхности 1 изделия в верхнем и нижнем секторах чехла. Возможно размещение карманов и на внешней поверхности 2 чехла. Согласно принципу стабильности по Charnley J. [12] позиционирование ребер жесткости выполнено вдоль линии локтевого перегиба чехла, чем достигнута стабилизация положения трех базовых точек – по верхнему и нижнему краям и локтевой.

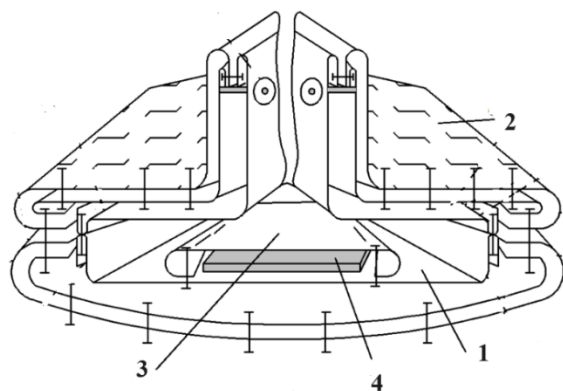


Рис. 5

Съемные ребра жесткости выполнены шириной не менее 3 см, степень жесткости (количество слоев полимерного материала) подбирается в зависимости от условий эксплуатации чехла. При этом возможно

комбинирование слойности, например, для нижней части изделия (от запястья до локтя) – три (или два) слоя, а для верхней (от локтя до верхнего края) – два (или один) слоя. Подобное решение позволяет сохранить необходимое для сегментов руки положение в $90...100^\circ$ между осями предплечья и плеча [38].

Конструктивно-технологическое решение реабилитационного чехла для травмированной нижней конечности [33] предусматривает размещение жестких сетчатых каркасных прокладок в нижнюю часть изделия (рис. 6). Чехол предназначен для потребителей с травмами стопы и голени. Эксплуатация изделия возможна при наличии внешних фиксаторов (чрескостные системы, гипс) и после их снятия в период малых нагрузок на конечность, когда необходима ортопедическая поддержка травмированного скелета. В доньшко 1 через специальное отверстие 3 размещают прокладку 4 овальной формы (рис. 6, а), а в стенку 2 аналогично позиционируют ребро жесткости 5 через отверстие 6 внешнего слоя стенки чехла (рис. 6, б).

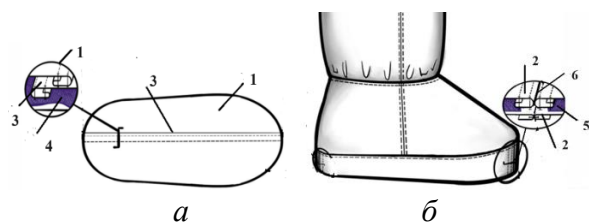


Рис. 6

Время изготовления прокладок (раскрой и формование) занимает не более 20 минут, длительность процесса определяется периодом затвердения полиуретановой смолы на открытом воздухе. После высыхания пропитки полиэфирные нити бинта приобретают жесткость, которая сохраняется на протяжении всего срока эксплуатации, при этом ни влага, ни температурное воздействие не изменяют полученную форму каркаса [31].

Следующий этап – оптимизация рельефа подошвенной прокладки по форме свода стопы. Прообразом прокладок выбраны подошвенные ортезы, используемые для коррекции патологических изменений стопы и

нервно-мышечной афферентации в условиях нового двигательного режима, характерного для периода реабилитации после оперативных вмешательств и травм. Согласно исследованиям [39, 40] в период иммобилизации конечности, в том числе после травмы, выключенные из движения сегменты конечности потенциально изменяют функционирование вышележащих отделов нервной системы, что влияет на двигательный стереотип людей и приводит к зональной потере синовиальной жидкости в суставах. Длительное обездвиживание часто сопровождается потерей навыков ходьбы, нарушаются толчковые функции стопы [40].

Для сохранения правильного позиционирования стопы предлагаем применять в нашем реабилитационном изделии жесткую прокладку, имитирующую действие подошвенного ортеза, – тактильные ощущения, возникающие при соприкосновении кожи стопы с рельефом доннышка чехла, поддерживаемым сформованной прокладкой, через нервные импульсы способствуют сохранению мышечной памяти функционирования конечности и призваны улучшать распределение статодинамических нагрузок на стопу в начальный период движения, когда разрешены умеренные нагрузки на конечность.

Согласно классификации Лашковско-го В.В. и соавторов [39] стопа человека разделена на семь анатомо-функциональных зон, включающих передний, средний и задний отделы, а центрально-осевое деление разделяет стопу на наружную и внутреннюю части. Лашковским В.В. разработана методика, согласно которой на основе сканирования и контактных обследований стопы получают гипсовые или полимерные слепки. Полученные модели стопы служат для изготовления индивидуальных подошвенных ортезов, где в качестве каркасов использованы жесткие полиуретаны, полиамиды и др., а адаптационные прокладки изготовлены из пенополиуретанов и неопреновых каучуков. Столь сложная технология получения информации о характере рельефа

стопы и методика изготовления каркасов в ортезы оправданы назначением изделий.

Назначение жесткой прокладки в реабилитационном чехле – стимулирование нервных импульсов тактильным касанием выпукло-вогнутой жесткой поверхности и поддержка анатомического свода стопы в реабилитационный период, когда запрещена нагрузка на конечность и передвижение возможно лишь в инвалидном кресле или при помощи костылей.

Получение пространственной модели прокладки возможно контактным способом – формованием непосредственно на ноге пациента. Макетирование каркасной прокладки в доннышко реабилитационного чехла выполнялось до момента застывания полиуретановой смолы, пропитывающей полотно Intrarich. Для получения необходимого рельефа первый слой полотна размещался непосредственно на стопе пациента, повторяя конфигурацию ее свода. Для закрепления формы и придания желаемой жесткости прокладка выполнялась в три слоя. Укладывание первого и третьего слоев бинта производилось вдоль стопы, второго – в поперечном направлении. Подобная укладка позволяет максимально использовать свойства растяжимости полотна для адекватной имитации рельефа стопы. Готовая прокладка представлена на рис. 7. На видах сбоку (рис. 7, а, б) и снизу (рис. 7, в) визуализируется рельеф, полученный контактным формованием.

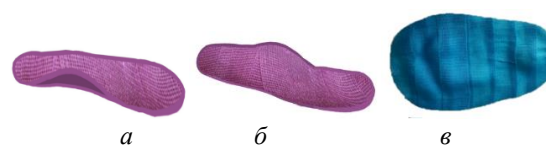


Рис. 7

Аналогично, повторяя боковые изгибы стопы, сформовалась прокладка в стенку чехла (рис. 8). Экспериментально определено, что количество слоев полотна на данном участке должно быть не более двух, что обеспечивает необходимые прокладке жесткость (для поддержания формы чехла и защиты стопы от нежелательных травм при случайных ударах о пре-

пятствия инфраструктуры) и гибкость (при вкладывании ее в карман стенки).



Рис. 8

Заключение

Проведенный эксперимент выполнен в соответствии задаче, поставленной перед отечественной реабилитационной индустрией в «Стратегии развития производства промышленной продукции реабилитационной направленности до 2025 года» [9].

Полученные результаты свидетельствуют о применимости полимерных сетчатых полотен в изготовлении прокладочных деталей в швейных изделиях реабилитационной направленности.

Апробация полученных решений выполнена на базе Отделения травматологии и ортопедии №4 Национального медико-хирургического центра имени Н.И. Пирогова, где пациентами медучреждения проведена опытная носка экспериментальной партии реабилитационных чехлов, изготовленных в рамках программы «Обучение служением» совместно с НКО Благотворительный Фонд «Вместе По Зову Сердца» [41].

ЛИТЕРАТУРА

1. Брижань Л.К., Хоминец В.В., Самохвалов И.М. и др. Современные отечественные системы стержневой фиксации в лечении пострадавших с тяжелой патологией опорно-двигательного аппарата // *OpinionLeader*. 2016. № 2. С. 48...52.

2. Завсеголов Н.И., Бондаренко А.В., Лукьянов В.В., Герасимова О.А. Комбинированная травма в крупном городе в мирное время. Эпидемиологические аспекты // *Журнал «Неотложная хирургия им. И.И. Джанелидзе»*. 2022. № 1(6). С. 53...59.

3. *Здравоохранение в России. 2023: стат. сб-к*. М.: Росстат, 2023. 179 с.

4. Резник А.М. Обзор исследований внешних факторов и генетических предпосылок боевого посттравматического стрессового расстройства //

Вестник Медицинского института непрерывного образования. 2022. № (4). С. 46...54. – DOI 10.46393/27821714_2022_4_46

5. Паршиков М.В., Никитин С.Е., Купцова Н.А. Ортезотерапия при переломах костей предплечья // *Бюллетень ВШЦ СО РАМН*. 2011. №1(77). Ч. 1. С. 197...201.

6. Chang W., Zhao Y., Guo R. etc. Design and study of clothing structure for people with limb disabilities // *J. Fiber Bioengineering Inform*. 2009. No 2. P. 62...67.

7. Freeman C.M., Kaiser S.B., Wingate S.B. Perceptions of functional clothing by persons with physical disabilities. A social-cognitive framework // *Clothing and Textiles Research Journal*. 1985. No 4. P. 46...52.

8. Lamb J.M., Kallal M.J. A conceptual framework for apparel design // *Clothing and Textiles Research Journal*. 1992. Vol.10. No.2. P.42...47.

9. Стратегия развития производства промышленной продукции реабилитационной направленности до 2025 года: утв. Распоряжением Правительства № 2599-р от 22.11.2017.

10. Ono M. et al. Rotational stability of diaphyseal fractures of the radius and ulna fixed with Rush pins and/or fracture bracing // *Clin. Orthop. Relat. Res*. 1989. Mar. Vol. 240. P. 236...243.

11. Пирожкова Т.А., Токарев А.Д., Смородина О.И., Мозговых А.Ю. Лечение положением: ортезы // *Медико-социальные проблемы инвалидности*. 2014. № 1. С. 67...70.

12. Charnley J. Compression arthrodesis of the ankle and shoulder // *J Bone Joint Surg Br*. 1951. No 33B(2). P. 180.

13. Yadkikar Sh.V., Yadkikar V., Prasad R. etc. Arthrodesis with the Ilizarov ring fixator for severe ankle arthritis // *Genij Ortopedii*. 2023. No 29(4). P. 362...367. – doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-4-362-367

14. Скороглядов А.В., Страхов М.А., Нагорская Е.Г. и др. Функциональное ортезирование в лечении больных с повреждениями и заболеваниями опорно-двигательного аппарата. М.: РГМУ им. Н.И. Пирогова, 2011. 56 с.

15. Пат. 2231335 RU. Манжета для лучезапястного сустава.

16. Пат. 2271179 RU. Ортопедический тугор.

17. Пат. 2187982 RU. Подвеска для предплечья.

18. Пат. 2277395 RU. Ортопедическая шина для голени и стопы.

19. Хоминец В.В., Пелешок С.А., Волов Д.А. и др. Технологии 3D-печати в лечении пациентов с травмами и заболеваниями предплечья и кисти // *Вестник Российской Военно-медицинской академии*. 2020. № 1 (69). С. 113...118.

20. Souza M.A. et al. Proposal of custom-made wrist orthoses based on 3D modelling and 3D printing // *39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2017. P. 3789...3792.

21. Trauner K.B. The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics // *J. Arthroplasty*. 2018. Vol. 33. P. 2352...2354.

22. Wong T.M. et al. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review // *J. Orthop. Surg.* 2017. Vol. 25.No 1. P. 1...7.
23. Kim S.J. et al. Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: A preliminary, randomized, controlled, open-label study // *Prosthetics and Orthotics International.* 2018. Vol. 42.No 6. P. 636...643.
24. Li J. et al. Rapid customization system for 3D-printed splint using programmable modeling technique – a practical approach // *3D Printing in Medicine.* 2018. Vol. 4. P. 1...6.
25. Пат. 198 821RU. Каркас в реабилитационное изделие.
26. Kim H. et al. Case study: hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing // *J. Mech. Sci. Technol.* 2015. Vol. 29. No 12. P. 5151...5156.
27. Пелешок С.А., Титова М.В., Волов Д.А.и др. Опыт создания 3D-печатных шин и лонгет для иммобилизации кисти и предплечья // *Известия Российской военно-медицинской академии.* 2020. Т. 39. № 3-5. С. 127...131.
28. Palousek D. et al. Pilot study of the wrist orthosis design process // *Rapid Prototyping J.* 2014. Vol. 20. № 1. P. 27...32.
29. Куличенко А.В. Воздухопроницаемость текстильных полотен. СПб.: Издательско-полиграфическая ассоциация высших учебных заведений, 2023. 366 с.
30. Шустов Ю.С., Абрамов А.В. Метод оценки теплозащитных свойств одежды для людей с ограниченными возможностями // *Актуальные вопросы экономики, коммерции и сервиса.* М.: РГУ им. А.Н. Косыгина, 2019. С. 171...178.
31. <https://intraros.ru/produktsiya/travmatologiya-ortopediya/polimernye-binty-intrarich-cast-intrarich-cast-soft/> (дата обращения 11.01.2024).
32. Пат. 222 021 RU. Чехол для травмированной верхней конечности.
33. Заявка 2024108460 Российская Федерация. Чехол для травмированной нижней конечности.
34. Бузов Б.А., Альменкова Н.Д. Материаловедение в производстве изделий легкой промышленности (Швейное производство). М.: Академия, 2010. 448 с.
35. Буркин А.Н., Шевцова М.В. Оценка свойств термопластических материалов для подносков обуви // *Памяти В.А. Фукина посвящается: сб-к науч. статей и воспоминаний.* М., 2014. С. 179...189.
36. Томашева Р.Н., Милукова Ю.В. Материалы для обуви. Витебск: ВГТУ, 2018. 255 с.
37. Корнилова Н.Л., Бикбулатова А.А., Кокиширов С.А.и др. Формирование графт-сополимерной структуры клевого слоя в дублированном пакете швейного изделия // *Известия высших учебных заведений. Технология текстильной промышленности.* 2021. № 6 (396). С. 178...183.
38. Декайло В.П., Никольский М.А., Сиротко В.В., Аскерко Э.А. Травмы опорно-двигательного аппарата: клиника, диагностика, лечение. Витебск, ВГМУ, 2010. 165 с.
39. Лашковский В.В., Свиридюнок А.И., Игнатовский М.И.и др. Послеоперационная реабилитация пациентов с плоско-вальгусной деформацией стоп с использованием подошвенных ортезов // *Журнал Гродненского государственного медицинского университета.* 2010. № 4 (32). С. 72...76.
40. Чекулаева Л.В., Переверзева И.В., Кирьянова Л.А., Кодрашкин Е.Н. Профилактика и реабилитация заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата средствами физической культуры. Ульяновск: УлГТУ, 2020. 218 с.
41. Гусева М.А., Зотов В.В., Гусев И.Д.и др. Реализация волонтерского проекта по разработке социально ориентированных швейных изделий специального назначения // *Известия вузов. Технология текстильной промышленности.* 2024. № 4 (412). С. 259...267.

REFERENCES

1. Brizhan L.K., Khominets V.V., Samokhvalov I.M. etc. Modern domestic systems of rod fixation in the treatment of victims with severe pain-theology of the musculoskeletal system // *Opinion Leader.* 2016. No. 2. P. 48...52.
2. Zavsegolov N.I., Bondarenko A.V., Lukyanov V.V., Gerasimova O.A. Combined trauma in a large city in peacetime. Epidemiological aspects // *Journal "Emergency Surgery named after. I.I. Dzhaneldidze".* 2022. No. 1(6). P. 53...59.
3. Healthcare in Russia. 2023: statistical collection. M.: Rosstat, 2023. 179 p.
4. Reznik A.M. A review of studies of external factors and genetic preconditions for combat-related post-traumatic stress disorder // *Bulletin of the Medical Institute of Continuing Education.* 2022. No. (4). P. 46...54. – DOI 10.46393/27821714_2022_4_46
5. Parshikov M.V., Nikitin S.E., Kuptsova N.A. Orthosis therapy for fractures of the forearm bones // *Bulletin of the All-Russian Scientific Center of the Siberian Branch of the Russian Academy of Medical Sciences.* 2011. No. 1(77). Part 1. P. 197...201.
6. Chang W., Zhao Y., Guo R.etc. Design and study of clothing structure for people with limb disabilities // *J. Fiber Bioengineering Inform.* 2009. No 2. P. 62...67.
7. Freeman C.M., Kaiser S.B., Wingate S.B. Perceptions of functional clothing by persons with physical disabilities. A social-cognitive framework // *Clothing and Textiles Research Journal.* 1985. No 4. P. 46...52.
8. Lamb J.M., Kallal M.J. A conceptual framework for apparel design // *Clothing and Textiles Research Journal.* 1992. Vol. 10. No. 2. P. 42...47.
9. Strategy for the development of production of industrial products with a rehabilitation focus until 2025. Approved Government Order No. 2599-r dated November 22, 2017.
10. Ono M. et al. Rotational stability of diaphyseal fractures of the radius and ulna fixed with Rush pins and/or fracture bracing // *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989. Mar. Vol. 240. P. 236...243.

11. Pirozhkova T.A., Tokarev A.D., Smorodina O.I., Mozgovykh A.Yu. Treatment by position: orthoses // Medical and social problems of disability. 2014. No. 1. P. 67...70.
12. Charnley J. Compression arthrodesis of the ankle and shoulder // J Bone Joint Surg Br. 1951. No 33B(2). P. 180.
13. Yadkikar Sh.V., Yadkikar V., Prasad R., Grover R., Ojha A. Arthrodesis with the Ilizarov ring fixator for severe ankle arthritis // Genij Ortopedii. 2023. No 29(4). P. 362...367. – doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-4-362-367
14. Skoroglyadov A.V., Strakhov M.A., Nagorskaya E.G. etc. Functional orthosis in the treatment of patients with injuries and diseases of the musculoskeletal system. M.: RGMU named after. N.I. Pirogov, 2011. 56 p.
15. Patent 2231335 RU. Cuff for the wrist joint.
16. Patent 2271179 RU. Orthopedic brace.
17. Patent 2187982 RU. Forearm pendant publ.
18. Patent 2277395 RU Orthopedic splint for the lower leg and foot.
19. Khominet V.V., Peleshok S.A., Volov D.A. et al. 3D printing technologies in the treatment of patients with injuries and diseases of the forearm and hand // Bulletin of the Russian Military Medical Academy. 2020. No. 1 (69). P. 113...118.
20. Souza M.A. et al. Proposal of custom-made wrist orthoses based on 3D modelling and 3D printing // 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2017. P. 3789...3792.
21. Trauner K.B. The Emerging Role of 3D Printing in Arthroplasty and Orthopedics // J. Arthroplasty. 2018. Vol. 33. P. 2352...2354.
22. Wong T.M. et al. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review // J. Orthop. Surg. 2017. Vol. 25. No 1. P. 1...7.
23. Kim S.J. et al. Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: A preliminary, randomized, controlled, open-label study // Prosthetics and Orthotics International. 2018. Vol. 42. No 6. P. 636...643.
24. Li J. et al. Rapid customization system for 3D-printed splint using programmable modeling technique – a practical approach // 3D Printing in Medicine. 2018. Vol. 4. P. 1...6.
25. Patent RU 198 821. Frame for a rehabilitation product.
26. Kim H. et al. Case study: hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing // J. Mech. Sci. Technol. 2015. Vol. 29. No 12. P. 5151...5156.
27. Peleshok S.A., Titova M.V., Volov D.A. et al. Experience in creating 3D-printed splints and splints for immobilization of the hand and forearm // News of the Russian Military Medical Academy. 2020. T. 39. No. 3-5. P. 127...131.
28. Palousek D. et al. Pilot study of the wrist orthosis design process // Rapid Prototyping J. 2014. Vol. 20. № 1. P. 27...32.
29. Kulichenko A.V. Air permeability of textile fabrics. St. Petersburg: Publishing and Printing Association of Higher Educational Institutions, 2023. 366 p.
30. Shustov Yu.S., Abramov A.V. Method for assessing the heat-protective properties of clothing for people with disabilities // Current issues of economics, commerce and service. M., 2019. P. 171...178.
31. <https://intraros.ru/produktsiya/travmatologiya-ortopediya/polimemye-binty-intrarich-cast-intrarich-cast-soft/> (access date 01/11/2024).
32. Patent 222 021 RU. Cover for an injured upper limb.
33. Application 2024108460RU. Cover for an injured lower limb.
34. Buzov B.A., Alymenkova N.D. Materials science in the production of light industry products (Clothing production). M.: Academy, 2010. 448 p.
35. Burkin A.N., Shevtsova M.V. Evaluation of the properties of thermoplastic materials for shoe toe caps. // Dedicated to the memory of V.A. Fukin: collection of scientific articles and memoirs. M., 2014. P. 179...189.
36. Tomasheva R.N., Milyukova Yu.V. Materials for footwear. Vitebsk: VSTU, 2018. 255 p.
37. Kornilova N.L., Bikbulatova A.A., Koksharov S.A. et al. Formation of the adhesive layer's graft-copolymer structure in the garment duplicated parts // Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenii, Seriya Tekhnologiya Tekstil'noi Promyshlennosti. 2021. No. 6 (396). P. 178...183.
38. Dekaylo V.P., Nikolsky M.A., Sirotko V.V., Askerko E.A. Injuries of the musculoskeletal system: clinical picture, diagnosis, treatment. Vitebsk: VSMU, 2010. 165 p.
39. Lashkovsky V.V., Sviridenok A.I., Ignatovskiy M.I. et al. Postoperative rehabilitation of patients with planovalgus foot deformity using plantar orthoses // Journal of Grodno State Medical University. 2010. No. 4 (32). P. 72...76.
40. Chekulaeva L.V., Pereverzeva I.V., Kiryanova L.A., Kodrashkin E.N. Prevention and rehabilitation of diseases and injuries of the musculoskeletal system using physical culture. Ulyanovsk: Ulyanovsk State Technical University, 2020. 218 p.
41. Guseva M.A., Zotov V.V., Gusev I.D. et al. Implementation of a volunteer project for the development of socially oriented sewing products for special purposes // Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedenii, Seriya Tekhnologiya Tekstil'noi Promyshlennosti. 2024. No. 4 (412). P. 259...267.

Рекомендована кафедрой художественного моделирования, конструирования и технологии швейных изделий РГУ им. А.Н. Косыгина. Поступила 18.09.24.