



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomech/2023.4.11

УДК 531/534: [57+61]

## ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДИКИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ В ЗАПЯСТНОМ КАНАЛЕ: СРАВНЕНИЕ ДВУХ СЛУЧАЕВ

С.Е. Пешин<sup>1</sup>, Ю.В. Каракулова<sup>2</sup>, А.Г. Кучумов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

<sup>2</sup> Пермский государственный медицинский университет им. академика Е. А. Вагнера, Пермь, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 10 октября 2023

Одобрена: 05 декабря 2023

Принята к публикации: 07 декабря 2023

### Ключевые слова:

синдром запястного канала, карпальный туннельный синдром, метод конечных элементов, захват движения, кисть, срединный нерв

### АННОТАЦИЯ

Синдром запястного канала или карпальный туннельный синдром (КТС) – заболевание периферической нервной системы, связанное с пережатием срединного нерва окружающими тканями в области запястного канала кисти человека. КТС часто может наблюдаться на фоне ряда других заболеваний. Однако оказанное давление на срединный нерв в любом случае является первичной причиной неврологических осложнений. При этом не существует методик, позволяющих неинвазивно измерить давление внутри запястного канала, а инвазивная технология является спорной, травмирующей и не рекомендуется в медицинской практике. Также известно, что КТС может возникать не только фоне других болезней, а в связи с длительными механическими нагрузками на кисть. При этом экспериментальное измерение давления внутри запястного канала при таких нагрузках затруднительно.

В данной статье рассматривается разработка и применение методики определения давления в запястном канале на основе биомеханического моделирования. Методика состоит из нескольких связанных между собой этапов (компьютерная томография, сегментация, захват движения, создание расчетной модели и моделирование различных движений кисти). В основу разработки методики был положен принцип персонализации. Показано применение данной методики для двух пациентов. Внутривязястное давление одного пациента, полученное на основании расчетов, оказалось почти в три раза выше, чем у другого, однако значения, полученные обеими моделями, находятся в допустимом диапазоне и соответствуют экспериментальным данным.

© ПНИПУ

### Введение

Карпальный туннельный синдром (КТС) или синдром запястного канала относится к заболеваниям периферической нервной системы и составляет от 23 до 40% [8]. Пережатие срединного нерва окружающими тканями принято считать КТС. Люди, страдающие данным заболеванием, теряют чувствительные и двигательные функции кисти и со временем не смогут выполнять базовые движения кистью: удержание предметов, работа за компьютером, использование смартфона и др [17]. В

добавок у пациентов с КТС нарушается качество сна из-за ночных проявлений боли в области запястного канала. Замечено, что данное заболевание присуще людям определенных профессий, чья деятельность связана с активной работой кистью, например музыканты, спортсмены, художники, программисты и др [4, 25]. Известно, что КТС встречается у 1–5% всего населения земного шара [1]. Согласно клиническим рекомендациям по мононевропатиям утверждённым Минздравом РФ на 2022–2024 годы [9], общепринятых клинико-инструментальных критериев диагностики мононевропатии срединного

© Пешин Савелий Евгеньевич – м.н.с, аспирант, ассистент кафедры, e-mail: [sapeshin@yandex.ru](mailto:sapeshin@yandex.ru)

ID: 0000-0001-7145-4761

© Кучумов Алексей Геннадьевич – д.ф.м.н., профессор кафедры, e-mail: [kychymov@inbox.ru](mailto:kychymov@inbox.ru)

ID: 0000-0002-0466-175X

© Каракулова Юлия Владимировна – д.м.н., профессор, проректор, заведующая кафедрой неврологии и медицинской генетики, e-mail: [julia.karakulova@mail.ru](mailto:julia.karakulova@mail.ru) ID: 0000-0002-7536-2060



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

Таблица 1

Уровень убедительности рекомендаций и уровень достоверности доказательств методов диагностики КТС [9]

Метод	Уровень убедительности рекомендаций	Уровень достоверности доказательств
ЭНМГ	B	3
УЗИ	B	3
МРТ	A	2
Провокационные тесты	C	5

нерва не разработано, и диагноз ставится на основании характерных жалоб, анамнеза, данных физикального и инструментального обследования. Однако рекомендуются следующие инструментальные диагностические исследования: электронейромиография (ЭНМГ), ультразвуковое исследование (УЗИ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и физикальные исследования: провокационные тесты. Уровень убедительности рекомендаций и уровень достоверности доказательств представлен в табл. 1, где А – сильная рекомендация, В – условная рекомендация, С – слабая рекомендация; 1 – наивысший уровень достоверности, 5 – низкий уровень достоверности. Также отмечено, что «золотым стандартом» инструментальной диагностики является ЭНМГ.

Замечена высокая корреляция между КТС и различными заболеваниями, приводящими к застиванию жидкостей в мягких тканях [11, 18] (почечная недостаточность, гипотиреоз, застойная сердечная недостаточность, ревматоидный артрит, сахарный диабет и др.). Также высокий риск появления КТС у людей, которые в своей профессиональной деятельности часто пользуются кистью руки, особенно при наличии нагрузки на кисть. К таким людям относятся грузчики, сварщики, художники, спортсмены, музыканты, хирурги и многие другие.

Вне зависимости от окружающих обстоятельств, из-за которых возник КТС, основной причиной неврологических осложнений является пережатие срединного нерва, которое вызвано запястным давлением, что подтверждено экспериментальными исследованиями [27, 28, 31, 44]. Для измерения такого давления внутри тканей используется катетер. *Bauman* [13] в 1981 году впервые измерил давление в запястном канале у живого человека с помощью методики *wick catheter*, описанной *Mubarak* [37] в 1976 году.

Примечание: А – сильная рекомендация, В – условная рекомендация, С – слабая рекомендация; 1 – наивысший уровень достоверности, 5 – низкий уровень достоверности).

Суть методики заключается в установке катетера в запястный канал и измерении давления внутренней жидкости. В дальнейшем этот подход применялся различными авторами. В покое у здоровых людей давление внутри запястного канала составило от 0,3 до 6,4 кПа [28, 36, 46, 51]. Со временем авторы экспериментальных исследований стали измерять давление с помощью электрических датчиков, прикреплённых к наконечнику катетера [10, 19, 49]. В данных работах измерялось давление внутри запястного канала при различных движениях кисти и у людей с КТС (сгибание пальцев в кулак, сгибание кисти и др.). Результаты измерений находятся в диапазоне от 7,4 до 40 кПа. Однако ряд работ [16, 31, 44] указывают величину давления на срединный нерв в 6,3 кПа как критическую, при которой происходит онемение кисти и потеря чувствительных и двигательных функций. Однако необходим определённый период времени приложения данной нагрузки [31] (от часа и больше)

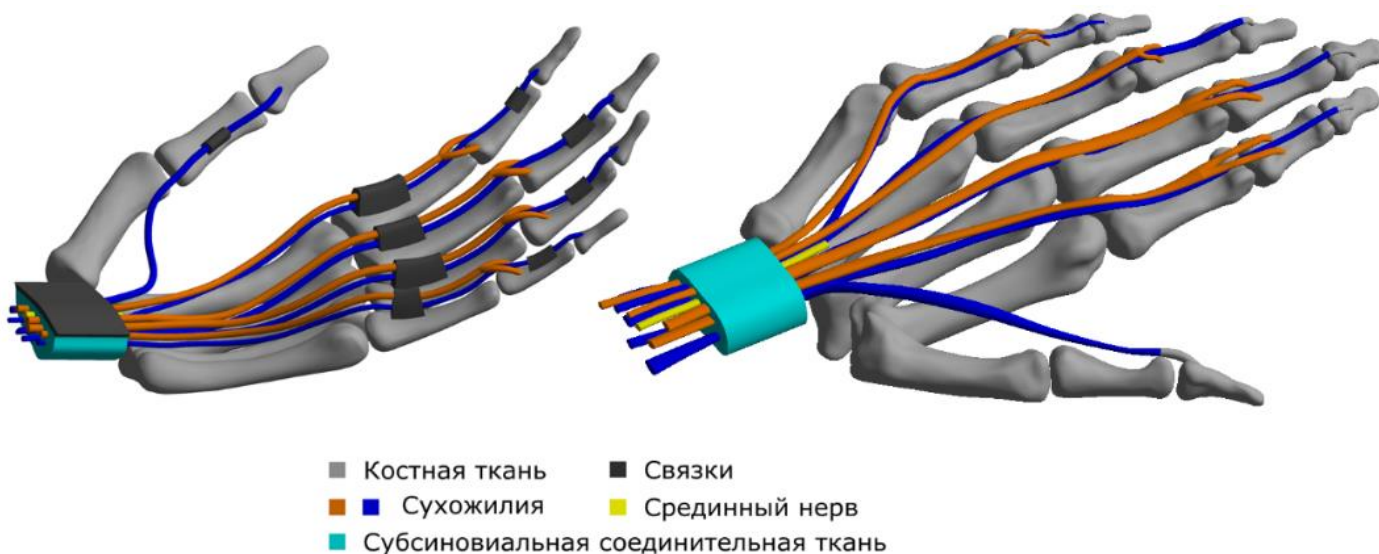


Рис. 1. Трёхмерные персонализированные геометрические модели

Таблица 2

**Значения механических параметров, используемые в расчетах**

Ткань	Параметры гиперупругости		Ссылки
	$\alpha$	$\mu$ [Па]	
Кольцевидная связка	10,9	24900	Main E.K. и соавт. [34]
Поперечная связка	10,9	24900	Main E.K. и соавт. [34]
Сухожилия	8,89	37600	Main E.K. и соавт. [33]
Субсиновиальная соединительная ткань	4,51	12500	Matsuura Y. и соавт. [35]
Срединный нерв	6,5	12900	Main E.K. и соавт., [33]
Параметры упругости			
	$\nu$	E [МПа]	
Фаланги и карпальные кости	0,3	10000	Pistoia W. и соавт. [42]

Таблица 3

**Заданные условия контакта тканей**

Пары тел, находящиеся в контакте	Тип контакта
Сухожилие и фаланги пальцев	скрепление
Сухожилия и кольцевидные связки	скольжение
Сухожилия и соединительная ткань	скольжение
Срединный нерв и соединительная ткань	скрепление
Кольцевидные связки и фаланги пальцев	скрепление
Поперечная связка и соединительная ткань	скрепление

При такой критической нагрузке возможно подавление интраневрального микрососудистого кровотока, аксонального транспорта, а также эндоневральный отек с повышением внутритканевого давления. Неинвазивное измерение внутривязочного давления связано с травматизацией пациента. Кроме того, результаты измерений могут на порядок превышать значения критической нагрузки на срединный нерв. Хотя при этом испытуемые не ощущают дискомфорта. Это может свидетельствовать о высоких неточностях измерения. Вдобавок данный метод не рекомендуется при диагностике КТС.

В медицинской практике получают развитие подходы, основанные на численном моделировании различных процессов. Например, в стоматологии широко используется персонализированное моделирование зубочелюстного аппарата для установки имплантов и шин [7, 43, 47]. Учитывается влияние механических нагрузок на поведение челюсти с имплантом. В хирургии сердечно-сосудистой системы часто возникают вопросы о местах установки шунтов и стентов. В решении этих вопросов также помогает рассмотрение результатов расчетов различных вариантов шунтирования и стентирования [2, 5, 26, 41]. Моделирование запястного канала человека для описания внутренних нагрузок также встречается в научной литературе [40]. Ko и Brown [24] моделировали сухожилия сгибателей пальцев, срединный нерв и синовиальную жидкость для определения напряжений, оказываемых на срединный нерв, вызванных давлением жидкости. Henderson и соавт. [22] определяли

деформации соединительной ткани на основе биомеханического моделирования. Mouzakis и соавт. [36] построили модель запястного канала на основе одного среза компьютерной томографии (КТ). В модели были учтены ткани запястного канала и рассмотрены как линейно-упругие тела. Faudot и соавт. [15] моделировали сухожилия сгибателей пальцев, фаланги пальцев, а также использовали захват движения для описания нагрузок при захвате объекта пальцами. Lv и соавт. [32] моделировали сухожилия, связки и кости всей кисти для определения нагрузок на сухожилия при упоре пальцев в пластину. Таким образом, моделирование внутренних нагрузок на основе математических расчетов является актуальным методом и может быть применено для определения нагрузок внутри запястного канала.

В данной работе предлагается описание и использование методики определения давления в запястном канале на основе биомеханического моделирования. Приводится описание методики и полученные результаты двух практических применений данной методики.

**Материалы и методы**

Предлагаемая методика определения давления внутри запястного канала состоит из нескольких взаимосвязанных этапов [40]. Первый этап заключается в получении персонализированной геометрии кисти и тканей запястного канала человека. Для этого делается КТ кисти и лучезапястного сустава человека. КТ позволяет полу-

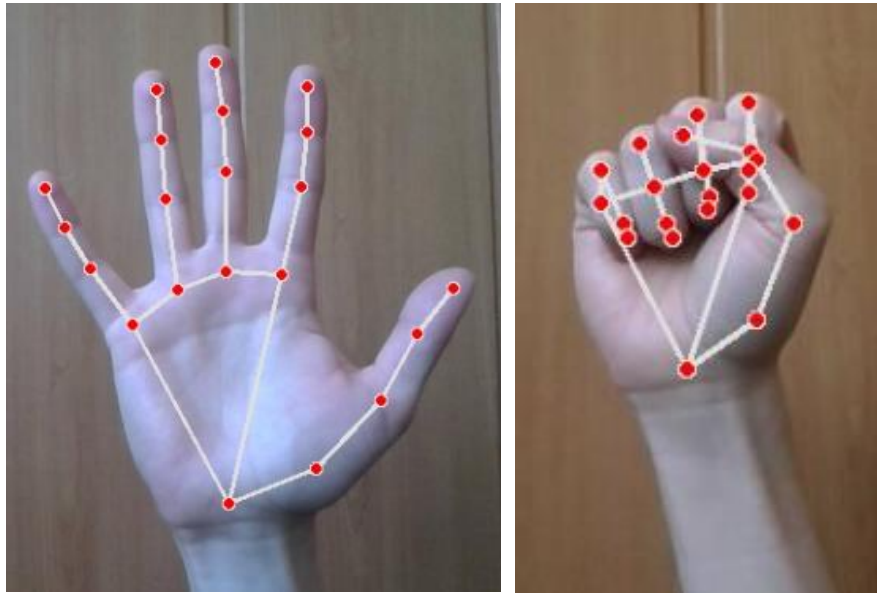


Рис. 2. Захват движения

чить качественные изображения сухожилий и фаланг пальцев. Далее необходима сегментация полученных изображений для получения трехмерных поверхностей рассматриваемых тканей. Полученные поверхности нуждаются в обработке для получения твердотельных моделей. На рис. 1 показаны трехмерные персонализированные модели пациентов, цветом указаны различные ткани. Для проведения расчетов необходимо определение граничных условий. Для сохранения персонализации модели был разработан второй этап методики, который заключается в захвате движения кисти. Было разработано программное обеспечение, позволяющее захватывать движение руки человека с помощью одной камеры и персонального компьютера, без использования поверхностных маркеров [6]. Программа по видеоизображению в реальном времени определяет местоположение кисти в пространстве и накладывает маркеры (красные точки) на характерные точки кисти (рис. 2). Координаты каждой точки определяются программой в реальном времени. Далее строятся прямые линии между красными точками и определяются углы между прямыми линиями. В результате получают зависимости углов поворота фаланг пальцев от времени. Эти зависимости используются при дальнейшем моделировании движений кисти.

Третий этап заключается в разработке математической модели, описывающей механическое поведение рассматриваемых тканей. Модель состоит из набора дифференциальных уравнений и решается численно методом конечных элементов в пакете программ *Ansys*. Выбор математической модели, описывающей механические свойства мягких тканей, очень важен [3]. Механические свойства мягких тканей запястного канала часто описывают гиперупругими соотношениями. *Main* и соавт. [34, 35] экспериментально определяли механические

свойства срединного нерва, поперечной связки и сухожилий сгибателей пальцев и описывали поведение этих тканей гиперупругой моделью Огдена [38] с двумя параметрами  $\mu$  и  $\alpha$ .

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \frac{2\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3),$$

где  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  – главные относительные удлинения,  $W$  – энергия деформации. *Matsuura* и соавт. [35], изучали свойства соединительной ткани внутри запястного канала и описали её свойства также моделью Огдена. Деформации и напряжения костных структур в рассматриваемой модели существенно ниже, чем соответствующие параметры мягких тканей. В таком случае, костные ткани были рассмотрены как линейно-упругие тела и описаны законом Гука [42]. Значения механических параметров, используемых при расчетах, показаны в табл. 2.

В рассматриваемой модели имеется 44 отдельных твердых тела. Для проведения расчетов необходимо учесть контактное взаимодействие этих тел. В данной работе используется два типа контакта: скрепление (*bonded*) и скольжение (*no separation*). Первый тип контакта подразумевает неразрывный контакт двух тел в области их соприкосновения. Второй тип контакта не позволяет телам выходить из контакта, однако позволяет скользить телам друг относительно друга без сопротивления. Условия контакта всех пар тел указаны в табл. 3.

Моделирование какого-либо движения твердых тел требует граничных условий, которые являются причиной этого движения. В данной работе рассматривается сгибание пальцев кисти. В таком случае запястный канал имеет закрепление по нижней поверхности соединительной ткани. Фаланги сгибаются

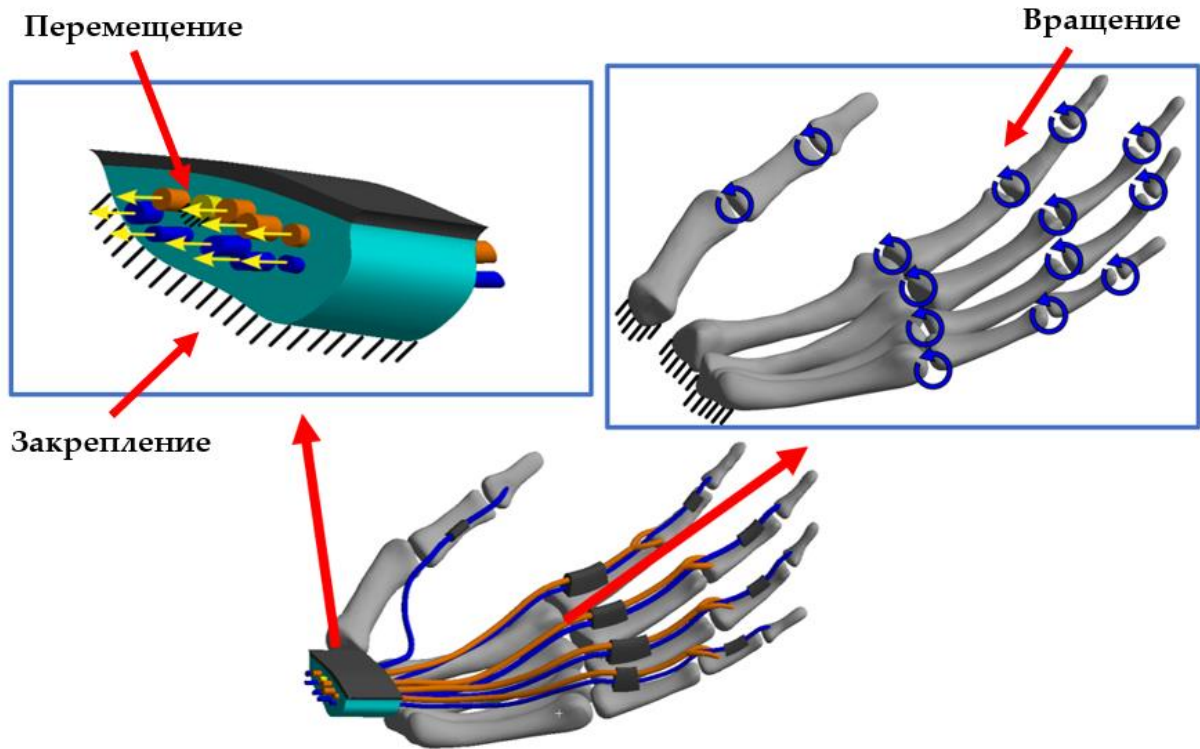


Рис. 3. Граничные условия сгибания пальцев на примере персонализированной геометрии

друг относительно друга согласно результатам, полученным при захвате движения кисти, для обеспечения персонализации движения. Задается перемещение сухожилий на проксимальной поверхности в сторону действия мышцы сгибателя пальцев (рис. 3)

Решение описанной задачи основано на методе конечных элементов. Конечно-элементные сетки были подобраны на основании проведения исследования на сеточную сходимость. Задача решалась при одинаковых условиях, но с разными конечно-элементными сетками.

Далее сравнивались результаты решений на различных сетках. Каждое следующее решение проводилось на более мелкой сетке, с большим количеством элементов. При достижении незначительного отличия у двух следующих друг за другом решений сетка считалась оптимальной. Используемая для расчетов сетка состояла из 422779 узлов и 122486 элементов.

## Результаты

Описанная методика была применена к здоровым людям мужского пола, среднего веса, роста возраста и телосложения без каких-либо отклонений. Твердотельные персонализированные геометрии представлены на рис. 1 (цветом показаны моделируемые ткани). Получено напряженно-деформированное состояние этих моделей при сгибании пальцев кисти. На рис. 4 показаны максимальные напряжения по Мизесу в срединном нерве, поперечной связке и соединительной

ткани при сгибании пальцев. Полученные напряжения соответствуют экспериментальным результатам, представленным в работах [13, 16, 21, 28, 45, 48, 50, 51]. При сгибании пальцев сухожилия сгибателей пальцев являются причиной вызванной нагрузки внутри запястного канала. Расчеты позволяют оценить распределение нагрузки на ткани. Видно, что большую часть нагрузки при сгибании пальцев берет на себя поперечная связка – 64%. Однако срединный нерв берет чуть больше четверти нагрузки – 27%. Соединительная ткань испытывает на себе меньше 10% от общей нагрузки на запястный канал. При этом, сухожилия также испытывают на себе нагрузку в следствии замкнутости запястного канала и вызванного движения граничными условиями.

Распределение напряжений по девяти сухожилиям показано на рис. 5. Нагрузка распределена относительно равномерно. Видно, что сухожилия мизинца и большого пальца испытывают напряжения немного выше по сравнению с нагрузками в сухожилиях остальных пальцев.

На рис. 6. приведено сравнение зависимостей максимальных напряжений в срединном нерве при сгибании пальцев для двух персонализированных моделей. Нагрузка на срединный нерв второго человека оказалась почти в три раза выше, чем у первого.

На рис. 7. показано сравнение зависимостей максимальных напряжений в сухожилиях при сгибании пальцев для двух персонализированных моделей. Зависимости имеют одинаковый характер за исключени-

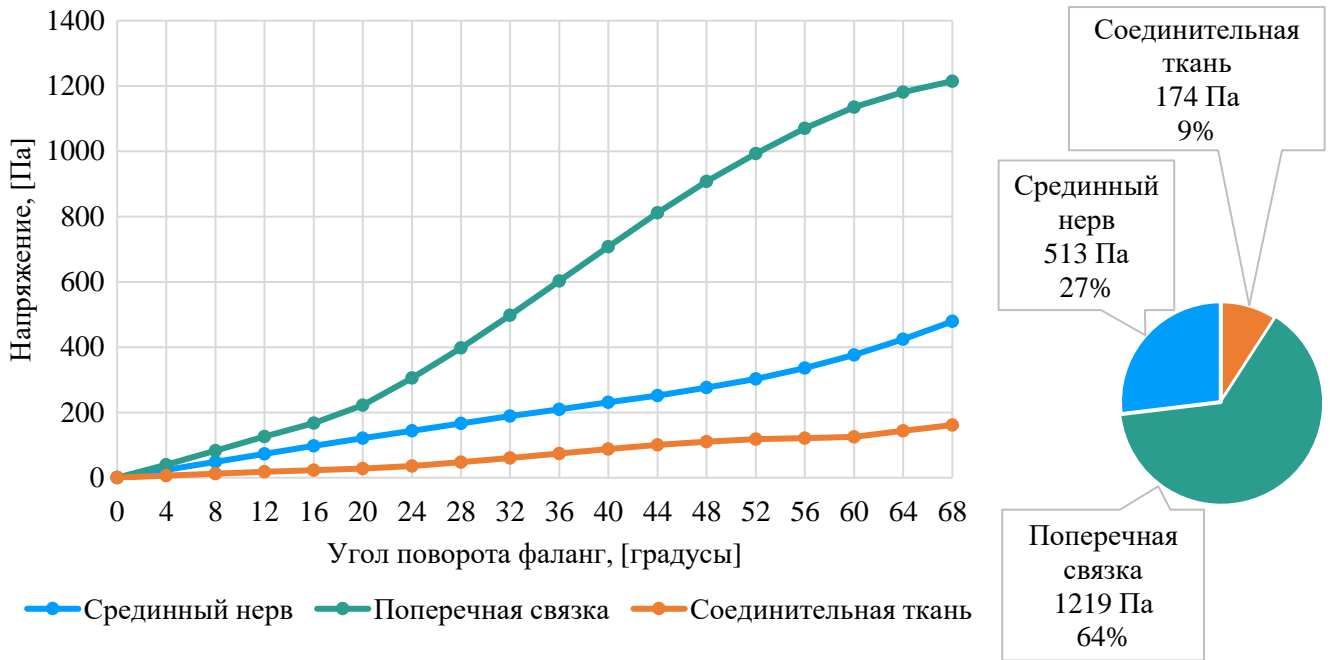


Рис. 4. Распределение максимальных напряжений по тканям внутри запястного канала при сгибании пальцев

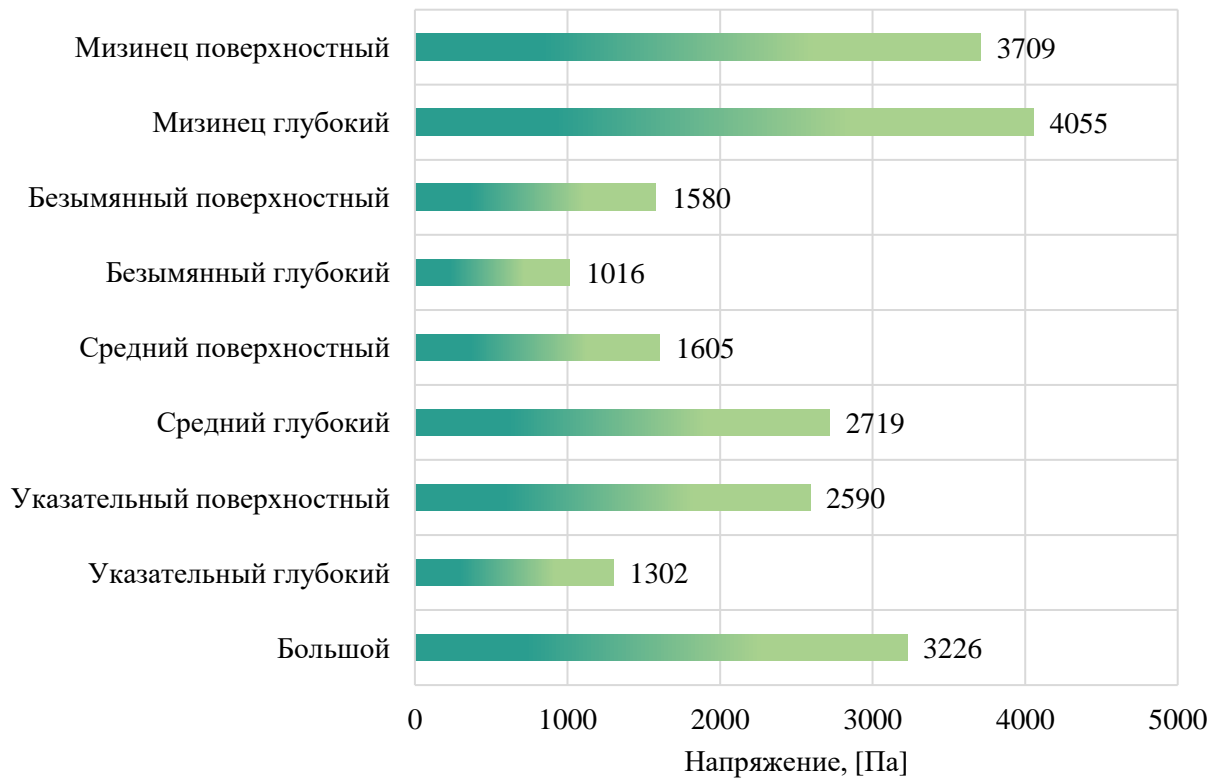


Рис. 5. Распределение максимальных напряжений по сухожилиям сгибателей пальцев

ем двух сухожилий среднего и указательного пальца у второй модели. Значения напряжений этих сухожилий существенно выше, чем у других сухожилий для этого же человека и также существенно выше, чем напряжения в соответствующих сухожилиях другого человека.

### Обсуждение

Данная работа направлена на описание персонализированной методики определения состояния запястного канала у человека. Применение современных технологий по

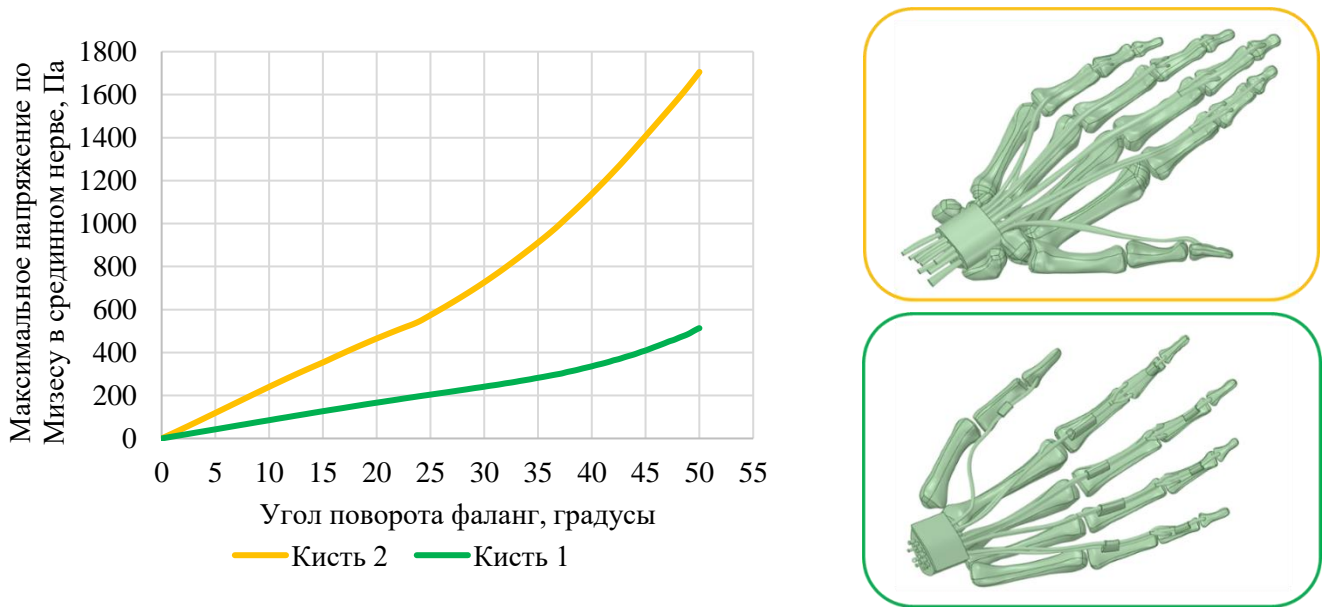


Рис. 6. Сравнение зависимостей максимальных напряжений в срединном нерве при сгибании пальцев для двух персонализированных моделей людей

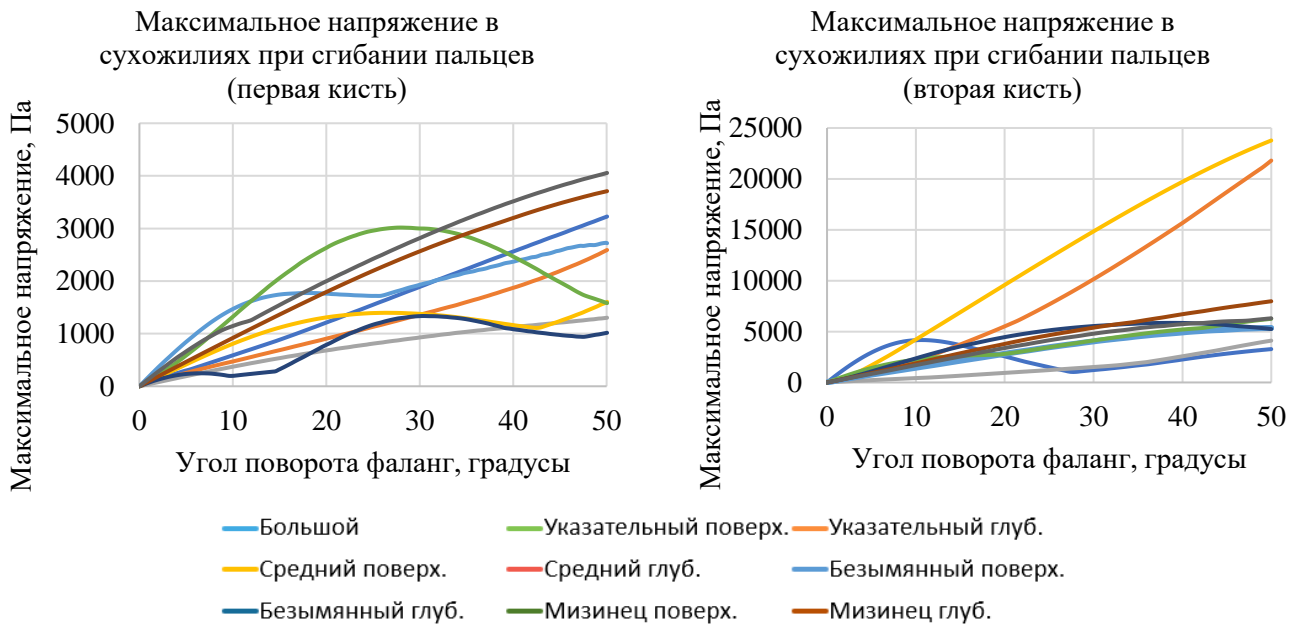


Рис. 7. Сравнение зависимостей максимальных напряжений в сухожилиях при сгибании пальцев для двух персонализированных моделей

захвату движения кисти и персонализированному построению твердотельной геометрии, а также использование вычислительных технологий позволяют определить давление внутри запястного канала человека без хирургического вмешательства. На данный момент таких неинвазивных методов не описано в литературе. В отличие от инвазивного измерения давления с помощью катетера предлагаемая в данной работе методика не травмирует пациента. Также при экспериментальном определении внутризапястного давления достаточно затруднительно определить давление при различных движениях кисти и при удерживании объектов. Затруднения связаны с неинвазивностью подхода. В свою очередь численное

моделирование позволяет рассматривать любые движения кистью и прикладывать любые внешние нагрузки. Широкое применение предлагаемой в данной работе методики и дальнейшие научные исследования позволят разработать критерий, связывающий механическое давление и клинические проявления у пациентов, так как давление, оказываемое на срединный нерв, является первичной причиной нейрофизиологических осложнений. Такая методика позволит разработать объективный метод диагностики КТС с высоким уровнем достоверности, который на данный момент является обсуждаемым. Вдобавок, описанная методика позволяет рассчитать нагрузки не только в срединном нерве, но и в окружающих его тканях. В

некоторых случаях эта информация может указать на перегрузки в определённых тканях, вызванные движениями кисти человека, которые связаны с его профессиональной деятельностью.

В данной работе отмечено повышенное напряжение в срединном нерве в модели одного человека по сравнению с другим. Рассмотрение напряжений в окружающих тканях позволило отметить повышенные нагрузки в двух сухожилиях пальцев: поверхностное сухожилие среднего пальца и глубокое сухожилие указательного пальца. Напряжение в них почти в 5 раз выше, чем напряжения в других сухожилиях этой модели и в соответствующих сухожилиях модели для другого человека. Для однозначных выводов требуются дальнейшие исследования, однако сейчас можно отметить, что причиной перегрузки срединного нерва в модели второго человека могут быть перегруженные сухожилия указательного и среднего пальца. При этом значения напряжений в срединном нерве полученные путем расчетов, находятся в диапазоне нормальных напряжений (от 0,3 до 6,7 кПа), полученных авторами экспериментальных статей [29, 31, 45]. Что подтверждается здоровым состоянием испытуемых. Различие напряжений может быть обусловлено индивидуальными особенностями анатомии людей, чьи персонализированные геометрические модели были использованы при расчетах. Также причиной различия может являться разная кинематика сгибания пальцев, полученная при захвате движения. В случае модели второй кисти движение указательного и среднего пальца может быть причиной различия напряжений в срединном нерве.

Напряжения в сухожилиях при сгибании пальцев кисти здорового человека затруднительно определить экспериментально. В первую очередь для этого используются численные методы [32]. В данной работе напряжения в сухожилиях при сгибании пальцев распределены равномерно, за исключением двух сухожилий второй модели. Хотя из рис. 5 видно, что сухожилия мизинца и большого пальца нагружены немного больше, чем остальные. Это может быть связано с их анатомическим местом расположения. Именно эти сухожилия больше других изогнуты в запястном канале.

Анализ распределения нагрузок по внутренним тка-

ням запястного канала показал (рис. 4), что 67% нагрузки испытывает на себе поперечная связка. Она играет важную механическую роль, в удерживании сухожилий внутри запястного канала [14, 23, 30]. Операция по декомпрессии срединного нерва предполагает рассечение данной связки [12, 20, 39], для освобождения пространства для срединного нерва и обеспечения уменьшения давления на срединный нерв. Биомеханические аспекты данной операции нуждаются в дальнейшем исследовании, однако очевидно, что нагрузка будет переложена на другие ткани.

Сгибание пальцев без внешней нагрузки с механической точки зрения не является большой нагрузкой на запястье человека. Удерживание объектов, сжатие кисти в кулак, сгибание и разгибание всей кисти, опора человека на кисть и другие движения вызывают нагрузки, выше, чем сгибание пальцев. Моделирование таких движений поможет в определении перечня наиболее травмирующих срединный нерв движений. При этом важным показателем при таких движениях является длительность нахождения кисти под нагрузкой.

## Заключение

Применение персонализированной медицины, а также численных методов для моделирования процессов, происходящих в человеке, получает широкое развитие в мире. КТС – заболевание, которое сильно понижает качество жизни людей и ограничивает в профессиональной деятельности. При этом, ни одни из методов диагностики КТС не имеет максимальной оценки доказательности. В данной работе показана персонализированная методика определения механических нагрузок внутри запястного канала при сгибании пальцев. Проведено сравнение полученных результатов для двух персонализированных моделей. В первом случае максимальная нагрузка на срединный нерв составила 0,5 кПа при этом напряжения в сухожилиях находились в диапазоне от 1 до 4 кПа. Во втором случае нагрузка на срединный нерв возросла до 1,7 кПа, а напряжения в двух сухожилиях достигли 20–23 кПа. Суммарная нагрузка на запястный канал при сгибании пальцев распределяется по внутренним тканям следующим образом: поперечная связка – 64% от всей нагрузки, срединный нерв – до 27%, а соединительная ткань около 9%.

## Список литературы

1. Аль-Замил М.Х. Карпальный синдром // Клиническая Неврология. – 2008, – № 1. – С. 41–45.
2. Лыжиков А.А., Шилько С.В., Дробыш Т.В., Каплан М.Л., Тихманович В.Е., Куликович Ю.К. Анализ прочности большой подкожной вены человека как материала для протезирования артерий // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 85–94.
3. Немавхола Ф., Панделани Т., Нгвангва Г. Применение гиперупругих моделей для описания поведения разных областей овечьего сердца на основе двухосных механических испытаний // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26. – № 2. – С. 19–30.
4. Пешин С.Е., Каракулова Ю.В., Няшин Ю.И., Няшин М.М. Синдром запястного канала с точки зрения биомеханики. Обзор литературы // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26. – № 2. – С. 13–18.
5. Сабир К., Кучумов А.Г., Нгуен-Кван Т. Использование анализа соответствий и лог-линейных моделей для исследования факторов, влияющих на сердечно-сосудистые заболевания // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, – № 1. – С. 74–86.
6. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023665020 Российская Федерация. Программный продукт по захвату движения руки для



- определения угла поворота между фалангами пальцев руки в реальном времени : № 2023664414 : заявл. 11.07.2023 : опублик. 11.07.2023 / С. Е. Пешин, А. Г. Кучумов
7. Федорова Н.В., Ларичкин А.Ю., Шевела А.А. Моделирование нагрузок, создаваемых мостовидным зубным протезом с опорой на имплантаты верхней челюсти // Российский журнал биомеханики. –2022. – Т. 26, № 2. – С. 56–66.
  8. Яриков А.В., Туткин А.В., Бояршинов А.А., Фраерман А.П., Перльмуттер О.А., Карпальный туннельный синдром: клиника, диагностика и современные подходы к лечению (краткий обзор) // Медицинский альманах. – 2020. – Т. 3, – № 64. – С. 27–35.
  9. Клинические рекомендации – Мононевропатии – 2022-2023-2024 [Электронный ресурс]. URL: [http://disuria.ru/ld/12/1212\\_kr22G54G59MZ.pdf](http://disuria.ru/ld/12/1212_kr22G54G59MZ.pdf). (дата обращения: 01.11.2023)
  10. Ahn S.Y., Hong Y.H., Koh Y.H., Chung Y.S., Lee S.H., Yang H.J. Pressure measurement in carpal tunnel syndrome: correlation with electrodiagnostic and ultrasonographic findings // J. Korean Neurosurg. Soc. – 2009. – Vol. 46, No. 3. – P. 199–204. DOI: 10.3340/jkns.2009.46.3.199
  11. Alfonso C., Jann S., Massa R., Torreggiani A. Diagnosis, treatment and follow-up of the carpal tunnel syndrome: a review // Neurol. Sci. – 2010. – Vol. 31, No. 3. – P. 243–252. DOI: 10.1007/s10072-009-0213-9
  12. Amadio P.C. The First Carpal tunnel release? // J. Hand Surg. British Eur. Vol. – 1995. – Vol. 20, No. 1. – P. 40–41. DOI: 10.1016/s0266-7681(05)80013-0
  13. Bauman T.D., Gelberman R.H., Mubarak S.J., Garfin S.R. The acute carpal tunnel syndrome // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1981. – Vol. 156. – P. 151–156.
  14. Erel E., Dilley A., Greening J., Morris V., Cohen B., Lynn B. Longitudinal sliding of the median nerve in patients with carpal tunnel syndrome // J. Hand Surg. Am. – 2003. – Vol. 28, No. 5. – P. 439–443.
  15. Faudot B., Milan J.L., Goislard de Monsabert B., Corroller T. Le, Vigouroux L. Estimation of joint contact pressure in the index finger using a hybrid finite element musculoskeletal approach // Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 2020.
  16. Fischer J., Thompson N.W., Harrison J. W.K. The carpal tunnel syndrome. a study of carpal canal pressures // Classic Papers in Orthopaedics. – 2014. – Vol. 23, No. 15. – P. 1225–1235. DOI: 10.1080/10255842.2020.1793965
  17. Ghasemi-rad M. A handy review of carpal tunnel syndrome: From anatomy to diagnosis and treatment // World J. Radiol. – 2014. – Vol. 6, No. 6. – P. 284–300. DOI: 10.4329/wjr.v6.i6.284
  18. Gilveg A.S., Parfenov V.A., Evzikov G.Y. Carpal tunnel syndrome: Issues of diagnosis and treatment // Nevrol. Neiro-psikhatriya, Psikhosomatika. – 2019. – Vol. 11. – P. 46–51.
  19. Goss B.C., Agee J.M. Dynamics of intracarpal tunnel pressure in patients with carpal tunnel syndrome // J. Hand Surg. Am. – 2010. – Vol. 35, No. 2.
  20. Guo X., Fan Y., Li Z.M. Effects of dividing the transverse carpal ligament on the mechanical behavior of the carpal bones under axial compressive load: a finite element study // Med. Eng. Phys. – 2009. – Vol. 31, No. 2. – P. 188–194. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.08.001
  21. Hamanaka I., Okutsu I., Shimizu K., Takatori Y., Ninomiya S. Evaluation of carpal canal pressure in carpal tunnel syndrome // J. Hand Surg. Am. – 1995. – Vol. 20, No. 5. – P. 848–854. DOI: 10.1016/S0363-5023(05)80442-3
  22. Henderson J., Thoreson A., Yoshii Y., Zhao K.D., Amadio P.C., An K.N. Finite element model of subsynovial connective tissue deformation due to tendon excursion in the human carpal tunnel // J. Biomech. – 2011. – Vol. 44, No. 1. – P. 150–155. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.09.001
  23. Housley S.B., Vakharia K., Winograd E.K., Siddiqui A.H. Endoscopic carpal tunnel release // World Neurosurg. – 2020. – Vol. 139. – P. 548.
  24. Ko C., Brown T.D. A fluid-immersed multi-body contact finite element formulation for median nerve stress in the carpal tunnel // Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. – 2007. – Vol. 10, No. 5. – P. 343–349. DOI: 10.1080/10255840701430480
  25. Kozak A., Schedlbauer G., Wirth T., Euler U., Westermann C., Nienhaus A. Association between work-related biomechanical risk factors and the occurrence of carpal tunnel syndrome: An overview of systematic reviews and a meta-analysis of current research // BMC Musculoskelet. Disord. – 2015. – Vol. 16, No. 1. DOI: 10.1186/s12891-015-0685-0
  26. Kuchumov A. G., Doroshenko O. , Golub M.V., Saychenko N.D., Rakisheva I.O., Shekhmametyev R.M. Numerical method for geometrical feature extraction and identification of patient-specific aorta models in pediatric congenital heart disease // Mathematics. – 2023. – Vol. 11, No. 13. DOI: 10.3390/math11132871
  27. Kurska K., Lattanza L., Diao E., Rempel D. In vivo flexor tendon forces increase with finger and wrist flexion during active finger flexion and extension // J. Orthop. Res. – 2006. – Vol. 24, No. 4. – P. 763–769. DOI: 10.1002/jor.20110
  28. Luchetti R., Schoenhuber R., Alfarano M., Deluca S., Cicco G. De, Landi A. Carpal tunnel syndrome: correlations between pressure measurement and intraoperative electrophysiological nerve study // Muscle Nerve. – 1990. – Vol. 13, No. 12. – P. 1164–1168. DOI: 10.1002/mus.880131211
  29. Luchetti R., Schoenhuber R., Alfarano M., Deluca S., Cicco G. De, Landi A. Serial overnight recordings of intracarpal canal pressure in carpal tunnel syndrome patients with and without wrist splinting // J. Hand Surg. Am. – 1994. – Vol. 19, No. 1. – P. 35–37. DOI: 10.1016/0266-7681(94)90045-0
  30. Ludlow K.S., Merla J.L., Cox J.A., Hurst L.N. Pillar pain as a postoperative complication of carpal tunnel release: a review of the literature // J. Hand Ther. – 1997. – Vol. 10, No. 4. – P. 277–282. DOI: 10.1016/s0894-1130(97)80042-7
  31. Lundborg G., Gelberman R.H., Minteer-Convery M., Lee Y.F., Hargens A.R. Median nerve compression in the carpal tunnel Functional response to experimentally induced controlled pressure // J. Hand Surg. Am. – 1982. – Vol. 7, No. 3. – P. 252–259. DOI: 10.1016/s0363-5023(82)80175-5
  32. Lv Y., Zheng Q., Chen X., Hou C., An M. Analysis on synergistic cocontraction of extrinsic finger flexors and extensors during flexion movements: a finite element digital human hand model // PLoS One. – 2022. – Vol. 17, No. 5. – P. 1–15.
  33. Main E.K., Goetz J.E., Baer T.E., Klocke N.F., Brown T.D. Volar/dorsal compressive mechanical behavior of the transverse carpal ligament // J. Biomech. –2012. – Vol. 45, No. 7. – P. 1180–1185. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.01.048
  34. Main E.K., Goetz J.E., James Rudert M., Goreham-Voss C.M., Brown T.D. Apparent transverse compressive material properties of the digital flexor tendons and the median nerve in the carpal tunnel // J. Biomech. – 2011. – Vol. 44, No. 5. – P. 863–868. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.12.005
  35. Matsuura Y., Thoreson A.R., Zhao C., Amadio P.C., An K.N. Development of a hyperelastic material model of subsynovial connective tissue using finite element modeling // J. Biomech. – 2016. – Vol. 49, No. 1. – P. 119–122. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.048
  36. Mouzakis D.E., Rachiotis G., Zaoutsos S., Eleftheriou A., Malizos K.N. Finite element simulation of the mechanical impact of computer work on the carpal tunnel syndrome // J. Biomech. – 2014. – Vol. 47, No. 12. – P. 2989–2994. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.07.004

37. Mubarak S.J., Hargens A.R., Owen C.A., Garetto L.P., Akeson W.H. The wick catheter technique for measurement of intramuscular pressure. a new research and clinical tool // *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A.* – 1976. – Vol. 58, No. 7.
38. Ogden R. Non-linear elastic deformations // *Eng. Anal. Bound. Elem.* – 1984. – Vol. 1, No. 2. – P. 1016-1020.
39. Okutsu I., Ninomiya S., Hamanaka I., Kuroshima N., Inanami H. Measurement of pressure in the carpal canal before and after endoscopic management of carpal tunnel syndrome // *J. Bone Jt. Surg.* – 1989. – Vol. 71, No. 5. – P. 679–683.
40. Peshin S., Karakulova Y., Kuchumov A.G. Finite element modeling of the fingers and wrist flexion/extension effect on median nerve compression // *Appl. Sci.* – 2023. – Vol. 13, No. 2. DOI: 10.3390/app13021219
41. Pil N., Kuchumov A.G., Kadyraliev B., Arutunyan V. Influence of aortic valve leaflet material model on hemodynamic features in healthy and pathological states // *Mathematics.* – 2023. – Vol. 11, No. 2. DOI: 10.3390/math11020428
42. Pistoia W., Rietbergen B. Van, Lochmüller E.M., Lill C.A., Eckstein F., Rügsegger P. Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images // *Bone.* – 2002. – Vol. 30, No. 6. – P. 842–848. DOI: 10.1016/s8756-3282(02)00736-6
43. Reddy M., Sundram R., Eid Abdemagyd H. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review // *J. Pharm. Bioallied Sci.* – 2019. – Vol. 11, No. 6. – P. 85–91. DOI: 10.4103/JPBS.JPBS\_296\_18
44. Rempel D., Dahlin L., Lundborg G. Pathophysiology of nerve compression syndromes: response of peripheral nerves to loading // *J. Bone Jt. Surg.* – 1999. – Vol. 81, No. 11. DOI: 10.2106/00004623-199911000-00013
45. Rojviroj S., Sirichativapee W., Kowsuwon W., Wongwiwat-ananon J., Tamnanthong N., Jeeravipoolvarn P. Pressures in the carpal tunnel. A comparison between patients with carpal tunnel syndrome and normal subjects // *J. Bone Jt. Surg.* – 1990. – Vol. 72, No. 3. – P. 516–518. DOI: 10.1302/0301-620X.72B3.2187880
46. Seradge H., Jia Y.C., Owens W. In vivo measurement of carpal tunnel pressure in the functioning hand // *J. Hand Surg. Am.* – 1995. – Vol. 20, No. 5. – P. 855–859. DOI: 10.1016/S0363-5023(05)80443-5
47. Staden R.C. van, Guan H., Loo Y.C. Application of the finite element method in dental implant research // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* – 2006. – Vol. 9, No. 4. – P. 257-270. DOI: 10.1080/10255840600837074
48. Szabo R.M., Chidgey L.K. Stress carpal tunnel pressures in patients with carpal tunnel syndrome and normal patients // *J. Hand Surg. Am.* – 1989. – Vol. 14, No. 4. – P. 624–627. DOI: 10.1016/0363-5023(89)90178-0
49. Takashima K., Teramoto A., Aoki M., Miyamoto H., Hidaka E., Shirato R., Ozasa Y., Saito A., Emori M., Yamashita T., Iba K. Measurement of the median nerve strain within the carpal tunnel using a capacitance-type strain sensor: A cadaver study // *Clin. Biomech.* – 2023. – Vol. 102. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2023.105894
50. Wei Y., Zou Z., Wei G., Ren L., Qian Z. Subject-specific finite element modelling of the human hand complex: muscle-driven simulations and experimental validation // *Ann. Biomed. Eng.* – 2020 – Vol. 48, No. 4. – P. 1181–1195. DOI: 10.1007/s10439-019-02439-2
51. Werner C.O., Elmqvist D., Ohlin P. Pressure and nerve lesion in the carpal tunnel // *Acta Orthop.* – 1983. – Vol. 54, No. 2. – P. 312–316. DOI: 10.3109/17453678308996576

**Финансирование.** Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда и Пермского края № 22-21-20067, <https://rscf.ru/project/22-21-20067>

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## APPLICATION OF THE CARPAL TUNNEL COMPRESSION TECHNIQUE: A COMPARISON OF TWO CASES

S.E. Peshin<sup>1</sup>, Y.V. Karakulova<sup>2</sup>, A.G. Kuchumov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

<sup>2</sup> Perm State Medical University named after Academician E.A. Wagner, Perm, Russian Federation

### ARTICLE INFO

Received: 10 October 2023

Approved: 05 December 2023

Accepted for publication: 07 December 2023

#### Key words:

carpal tunnel syndrome, finite element method, motion capture, wrist, median nerve

### ABSTRACT

Carpal tunnel syndrome or carpal tunnel syndrome (CTS) is a disease of the peripheral nervous system associated with compression of the median nerve by surrounding tissues in the carpal tunnel of the human hand. CTS can often be observed against the background of a number of other diseases. However, the pressure exerted on the median nerve in any case is the primary cause of neurological complications. At the same time, there are no techniques to non-invasively measure the pressure inside the carpal tunnel, and invasive technology is controversial, traumatic and not recommended in medical practice. It is also known that CTS can occur not only against the background of other diseases, but also in connection with prolonged mechanical loads on the hand. It is difficult to experimentally measure the pressure inside the carpal tunnel under such loads.

This article discusses the development and application of a methodology for determining carpal tunnel pressure based on biomechanical modeling. The technique consists of several interrelated stages (computed tomography, segmentation, motion capture, creation of a computational model and modeling of various hand movements). The development of the technique was based on the principle of personalization. The application of this technique for two patients is shown. The calculated intra-carpal pressure of one patient was almost three times higher than that of the other, but the values obtained by both models are within the acceptable range and correspond to the experimental data.