

ОБНАРУЖЕНИЕ ПЕРЕДАЧИ ВНУТРИСУСТАВНОГО ДАВЛЕНИЯ ОТ ОДНОГО КОЛЕНА К ДРУГОМУ КАК ПОДТВЕРЖДЕНИЕ ТЕОРИИ О НАЛИЧИИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ «ВНУТРЕННИЙ ГИДРАВЛИЧЕСКИЙ ЭКСОСКЕЛЕТОН», ПРЕДОХРАНЯЮЩЕЙ СУСТАВНЫЕ ХРЯЩИ ОТ ПЕРЕГРУЗКИ

Питкин М.Р.¹

¹ Тафтский университет, Бостон, МА 02111, США

Резюме

Введение. Перегрузка суставных хрящей общепринято считается одной из основных причин патогенеза остеоартрита и смежных патологических состояний. Поэтому остеоартрит диагностируется чаще у людей, избыточная нагрузка на суставы которых носит систематический характер либо по роду деятельности, как, например, у военнослужащих, либо в результате первичного нарушения здоровья — как при односторонней ампутации нижней конечности.

Однако уже в норме, судя по существующим оценкам, контактные давления на хрящи близки к пределу прочности хрящевой ткани. Без ответа на вопрос, каким образом хрящ выдерживает столь высокие давления на протяжении всей жизни человека, трудно рассчитывать на успех предупреждения и лечения остеоартрита и сопутствующих заболеваний.

Цель. В статье обосновывается гипотеза о том, что внутрисуставные давления в норме существенно ниже, чем принято считать, благодаря работе вновь выявленной физиологической системы. Система, названная «внутренний гидравлический экзоскелетон», включает в себя надкостницу, покрывающую практически весь скелет, и поднадкостничную жидкость, и лишь нарушения ее нормального функционирования приводят к опасным перегрузкам суставов и их дальнейшей патологии.

В статье далее рассматривается возможный подход к совершенствованию профилактики и реабилитации суставной патологии путем поддержания работы системы «внутренний гидравлический экзоскелетон».

Материалы и методы. В нашем исследовании на кроликах [1] у каждого из десяти животных мы одновременно измеряли давление в двух коленных суставах задних конечностей, один из которых пассивно сгибался и разгибался, а другой был фиксирован гипсовой повязкой. У четырех кроликов по завершении общего для всех животных эксперимента выполнялось кольцевое рассечение надкостницы по периметру бедренной кости на 3 см выше правого коленного сустава. Затем сустав сгибался-разгибался, как и в общем эксперименте, с одновременным измерением давления в нем и в неподвижном левом коленном суставе.

Результаты. Давление в неподвижном суставе изменялось каждый раз, когда изменялось давление в подвижном суставе, однако после рассечения надкостницы давление в неподвижном суставе не изменялось. Выполняемые одновременно измерения венозного кровяного давления не показали корреляции с изменениями гидростатического давления в суставах, что позволило предположить, что внутрисуставное давление передавалось через пространство между надкостницей и поверхностью кости.

Обсуждение. Проведенные эксперименты позволяют предположить, что поднадкостничное гидростатическое соединение синовиальных суставов образует морфологическую сеть, предназначенную для перераспределения и снижения давления вдоль всего периоста, защищая суставные поверхности от избыточной нагрузки на протяжении всей жизни. Учитывая тесное прилегание надкостницы к поверхности костей, предлагаемая концепция не предполагает перетекания синовиальной жидкости из одной суставной сумки в другую. Такого движения жидкости не требуется для гидростатической передачи давления, которое и было зафиксировано в нашем эксперименте.

Заключение. Поддержание выявленной системы «внутренний гидравлический экзоскелетон» в рабочем состоянии, в том числе с помощью предлагаемой методики физических упражнений, следует рас-

Питкин, М.Р. Обнаружение передачи внутрисуставного давления от одного колена к другому как подтверждение теории о наличии физиологической системы «внутренний гидравлический экзоскелетон», предохраняющей суставные хрящи от перегрузки / М.Р. Питкин // Физическая и реабилитационная медицина. – 2020. – Т. 2. – № 4. – С. 8-19. DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-4-8-19.

Pitkin Mark R. (2020) Detection of Intra-Articular Pressure Transmission Between Knees: A Confirmation of the “Internal Hydraulic Exoskeleton” System That Protects Articular Cartilage from Overloading, *Physical and Rehabilitation Medicine*; vol. 2, no. 4, pp. 8-19 (In Russian). DOI: 10.26211/2658-4522-2020-2-4-8-19.

Питкин Марк Рафаилович / Mark R. Pitkin; e-mail: mpitkin@tuftsmedicalcenter.org

смагивать как необходимое условие успешной профилактики и лечения патологии суставов. Дальнейшие многопрофильные исследования необходимы для установления особенностей морфологии и физиологии данной системы.

Финансирование. Это исследование частично финансировалось Национальным Институтом Здоровья США (номер гранта: R44HD057492).

Ключевые слова: остеоартрит, внутрисуставное давление, хрящевая поверхность сустава, надкостница.

DETECTION OF INTRA-ARTICULAR PRESSURE TRANSMISSION BETWEEN KNEES: A CONFIRMATION OF THE “INTERNAL HYDRAULIC EXOSKELETON” SYSTEM THAT PROTECTS ARTICULAR CARTILAGE FROM OVERLOADING

Mark R. Pitkin¹, PhD, DSc

¹ Tufts University, Boston, MA 02111, USA

Abstract

Introduction. Overloading of articular cartilages is generally accepted as one of the main causes of the pathogenesis of osteoarthritis and related pathological conditions. Understandably, osteoarthritis is diagnosed more often in people who systematically experience excessive stress on their joints, whether occupationally, such as military personnel, or as a result of a primary health disorder like a unilateral amputation of the lower limb. What is surprising is why the rates of osteoarthritis aren't higher in the rest of the population since, according to mechanical estimates, the contact pressures applied to cartilage in the norm approach the maximum loading strength of the cartilage tissue. It is necessary to understand and describe how cartilage can withstand such high pressures throughout a person's life in order to improve prevention and treatment strategies for osteoarthritis and related diseases.

Aim. The article describes experiments that substantiate the hypothesis that intra-articular pressures are transmitted via newly identified physiological system. The system, called “internal hydraulic exoskeleton”, includes the periosteum, which covers almost the entire skeleton, synovial capsules, and subperiosteal synovial fluid. Disturbances in its normal functioning leads to the dangerous overloading of joints and their further pathology. The article further discusses a possible approach to improving the prevention and rehabilitation of articular pathology by preserving the health of the IHE system.

Materials and methods. In our study on rabbits [1], in each of ten animals, we simultaneously measured the pressure in both knee joints of the hind limbs, one of which was passively flexed and extended, while the other was fixed with a plaster cast. In four rabbits, upon completion of the first experiment, a circular dissection of the periosteum was performed along the perimeter of the femur, 3 cm above the right knee joint. The joint was articulated anew, as in the first experiment, and the pressure in the articulated and immobilized joints were simultaneously measured.

Results. In the first experiment, the pressure in the immobile joint changed each time the pressure in the articulated joint changed. After dissection of the periosteum in the second experiment, the pressure in the immobilized joint did not change when the pressure in the articulated joint changed. Simultaneous measurements of venous blood pressure did not show a correlation with changes in hydrostatic pressure in the joints, suggesting that intra-articular pressure was transmitted through the space between the periosteum and the bone surface.

Discussion. The experiments suggest that the subperiosteal hydrostatic junction of the synovial joints forms a morphological network designed to redistribute and reduce pressure along the entire periosteum, protecting articular surfaces from excessive stresses, as evidenced by the free transmission of hydrostatic pressures that was arrested by the transection of the periosteum.

Conclusion. Preserving the health of the identified “internal hydraulic exoskeleton” system, including the application of the proposed method of physical exercises (Sanomechanics®), should be considered as a necessary condition for the successful prevention and treatment of joint pathology. Further multidisciplinary research is needed to establish the features of the morphology and physiology of this system.

Funding. This study was funded in part by Eunice Kennedy Shriver National Institute of Child Health and Human Development, NIH (grant number: R44HD057492).

Keywords: osteoarthritis, intra-articular pressure, cartilaginous surface of the joint, periosteum.

Введение / Introduction

Перегрузка суставных хрящей общепринято считается одной из основных причин патогенеза остеоартрита и его патологических последствий [2, 3]. Поэтому остеоартрит диагностируется чаще у людей, избыточная нагрузка на суставы которых

носит систематический характер либо по роду деятельности, как, например, у военнослужащих [4–7]. Так, Совет по оценке физического состояния армии США публикует данные о 28% случаев дегенеративного и посттравматического остеоартрита среди ветеранов [8]. По сравнению с 12% посттрав-

матического остеоартрита среди гражданского населения, риск данной патологии среди военнослужащих выше более чем в 2,5 раза [9].

Другой пример систематической перегрузки суставов — это ходьба на протезе после односторонней ампутации. При односторонней ампутации нижней конечности инвалид более полагается на свою неповрежденную конечность и соответственно нагрузка на ее суставы при ходьбе возрастает [10]. В результате систематической перегрузки остеоартрит развивается у 22,2–28,3% инвалидов [11], а снижение общей функциональности, вызванное сопутствующими болями, может привести к еще большей инвалидности [11–13].

Существующие оценки контактного давления на хрящи, покрывающие головки костей суставов, дают величины, близкие к пределу прочности хрящевой ткани [14]. Данное обстоятельство порождает естественный вопрос: каким образом хрящ выдерживает столь близкие к разрушающим давления на протяжении всей жизни человека.

В настоящее время способность хрящевой ткани сопротивляться перегрузкам в норме объясняется следующим образом. Под нагрузкой межтканевая жидкость выдавливается из пористой структуры хряща и образует жидкую пленку, разделяющую контактирующие поверхности, снижающую трение между ними и принимающую и распределяющую большую часть давления на хрящевую ткань, сохраняя ее целостность [15]. Конкурирующая теория изучает механизм гидравлического уплотнения межтканевой жидкости внутри пористой структуры хряща [16].

Принимая важность указанных исследований, автор подвергает сомнению исходные оценки контактного давления, поскольку они рассматривают каждый сустав в изоляции от всех других.

Согласно его гипотезе [17], суставы скелета объединены в гидромеханическую сеть, способную существенно снизить давления между головками костей в суставах, и опасные перегрузки возникают только тогда, когда эта система не может функционировать нормально. В настоящей статье приводятся экспериментальные обоснования в пользу существования этой системы, названной «внутренний гидравлический экзоскелетон» (ВГЭ), а также предлагается новый подход к физическим упражнениям для ее поддержания и восстановления при необходимости.

Материалы и методы / Materials and methods

1. Методика эксперимента

Традиционная физиология учит, что синовиальные капсулы изолированы друг от друга, как показано на рисунке 1, а [18]. И внутрисуставное давление в пассивном суставе должно оставаться неизменным, независимо от возможных изменений давления в других суставах.

Исследование на животных было проведено для проверки гипотезы автора о гидростатической связи суставов посредством тонкого слоя жидкости между поверхностью костей и надкостницей, покрывающей скелет проиллюстрированной на рисунке 1, б [17].

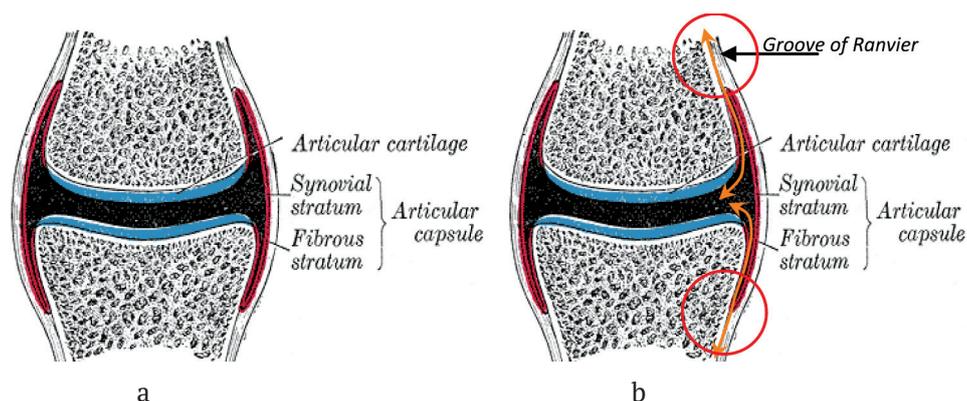


Рис. 1. а — Традиционное представление полной изоляции синовиальной жидкости в суставной сумке типичного диартроидного сустава [18]; б — Схематическое изображение концепции «плавающего» скелета. Красные окружности выделяют зоны Ранвье. Оранжевые стрелки указывают на предполагаемую передачу давления из капсулы через синовиальную жидкость через фиброзный слой в зонах Ранвье, заполняющий пространство между костью и надкостницей [49]

Figure 1. а — The traditional presentation of the complete isolation of synovial fluid in the joint bag of a typical diarthroidal joint [18]; б — Red circles show a zone of the groove of Ranvier. Orange arrows indicate the hypothesized pressure transmission from the capsule through the fibrous stratum, via synovial fluid filling the space between the bone and periosteum [49]

Протокол исследования был одобрен этической комиссией ветеринарного центра Pine Acre Rabbitry Farm, Norton, MA, где проводились все эксперименты. Десять самцов новозеландских кроликов весом 3,5–4 кг были подвергнуты седативному воздействию и анестезии азотом и обезболивающим средством внутривенно.

Структура исследования, проиллюстрированная на рисунке 2, была разработана, чтобы установить: 1) может ли давление в неподвижном суставе измениться в ответ на изменения давления в подвижном суставе; 2) передаются ли эти изменения поднадкостнично.

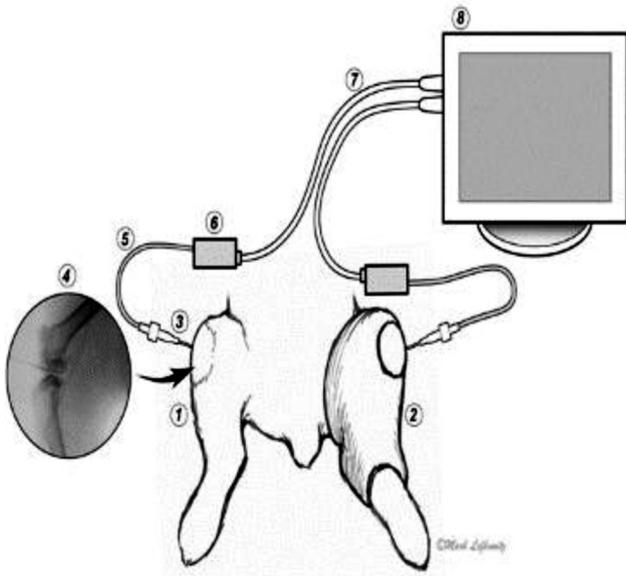


Рис. 2. Схема эксперимента для одновременного измерения давления в паре суставов, один из которых подвижен (1), а другой зафиксирован гипсовой повязкой (2). Катетеры (3) вводятся сбоку в суставные капсулы под рентгеновским контролем (4). В трубки (5) вмонтированы датчики давления (6), сигналы от которых передается по кабелю (7) на монитор (8) [1]

Figure 2. The scheme of the experiment for simultaneous pressure measurement in a pair of joints, one of which is mobile (1) and the other is fixed with plaster bandage (2). Catheters (3) are inserted into joint capsules under X-ray control (4). The tubes (5) are mounted with pressure sensors (6) signals from which are transmitted by cable (7) to the monitor (8) [1]

Чтобы ответить на первый вопрос, мы провели серию одновременных измерений давления в ипсилатеральных парах: голеностопный сустав — коленный сустав, голеностопный сустав — бедренный сустав, коленный сустав — локтевой сустав, а также контралатерально: правый — левый коленные суставы (рис. 3). Чтобы минимизировать дозу седативного эффекта для кроликов, продолжительность экспериментов для каждого живот-

ного была ограничена временем, необходимым для проведения измерений в суставных парах. Одно испытание состояло из 1–3 циклов по 10 сгибаний-разгибаний с периодом отдыха 30 секунд между циклами. Сгибание-разгибание выполнялось хирургом вручную.

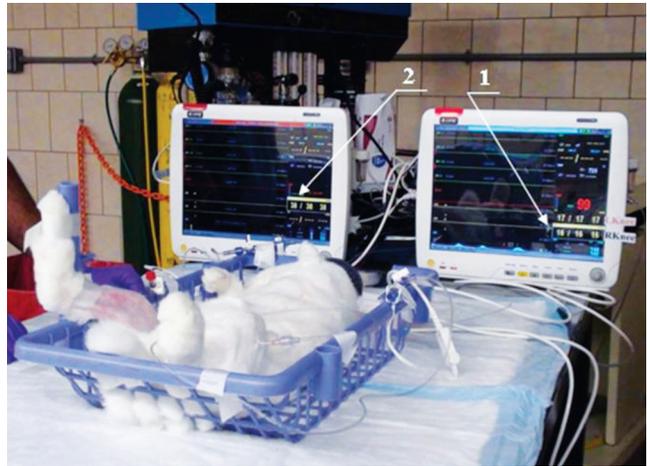


Рис. 3. Установка для измерения давления в суставных капсулах. Две линии соединены катетерами с капсулами и идут к монитору 1. Венозное давление отображается на мониторе 2. Левая задняя нога иммобилизована гипсовой повязкой и закреплена на раме. Правое колено показано готовым к сгибанию-разгибанию, выполняемыми исследователем вручную [1]

Figure 3. Setup for measuring pressure in joint capsules. The two lines are connected by catheters with the joint capsules and go to Monitor 1. Venous pressure is displayed on Monitor 2. The left hind leg is immobilized with a plaster bandage and fixed on the frame. The right knee is shown ready to be flexed and extended by the researcher manually [1]

Суставы подвергались полной амплитуде движений от полного разгибания до сгибания.

Регистрировали графики изменений давления, венозного кровяного давления и временную задержку реакции на изменение давления. Как показано на рисунке 2, для локализации суставных сумок использовалась рентгеноскопия. В каждый из двух суставов был введен катетер A-line-8 (3). Давление в обеих суставных сумках измерялось одновременно двумя независимыми датчиками давления (DeltranH, Utah Medical Products, Inc., Midvale, UT) (5) с дрейфом не более 1 mmHg за 8 часов работы после 10 мин резогревания. Выходные данные по кабелю (6) передавались на монитор (DRE Waveline ProVet Multi-Function Patient Monitor, DRE Veterinary, Louisville, KY) (7).

Исходное давление было обнулено, когда оба сустава находились в нейтральном положении. Жизненно важные показатели, включая тем-

пературу, артериальное давление, частоту сердечных сокращений и поглощение кислорода, контролировались на протяжении всей процедуры. Схема эксперимента для одновременного измерения давления в паре суставов дополнительно проиллюстрирована в видеоэпизоде SV1 (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4648441/bin/srep08103-s2.mov>).

Чтобы ответить на второй вопрос исследования: если давление в неподвижном суставе изменяется вслед за изменениями давления в суставе, то передается ли оно поднадкостнично, мы провели контрольный эксперимент. У четырех кроликов по завершении общего для всех животных эксперимента выполнялось кольцевое рассечение надкостницы по периметру бедренной кости на 3 см выше правого коленного сустава. Затем сустав сгибался-разгибался, как и в общем эксперименте, с одновременным измерением давления в нем и в неподвижном левом коленном суставе.

Мы делали небольшой разрез кожи на желаемом уровне и выбирали точку в 3 см проксимальнее коленного сустава. Затем мы идентифицировали и разделили подвздошно-большеберцовый тракт по линии разреза кожи. Разрез следовал ориентации волокон, чтобы избежать нарушения функции и избежать повреждения сосудистых структур. Мышечные волокна латеральной широкой мышцы бедра минимальны в дистальной части бедра. Мы надрезали мышечную фасцию, поместив латеральную широкую мышцу впереди латеральной межмышечной перегородки, и поднимали мышечные волокна над перегородкой,

действуя от дистального к проксимальному отделам бедра. Затем мы устанавливали ретракторы, чтобы визуализировать диафиз бедренной кости. Нам нужно было только небольшое окно, чтобы сделать круговой разрез надкостницы. Это тот же подход, который используется у людей для пластики перелома бедренной кости. Однако поскольку мы не открывали полностью бедренную кость, а делали только небольшой круговой разрез надкостницы, мы могли минимизировать травму от данного хирургического вмешательства.

Измерения венозного артериального давления проводились, чтобы ответить на вопрос о возможном влиянии системы кровообращения на передачу давления между суставными сумками. Ухо кролика было выбрано в качестве места для измерения венозного давления из-за наличия большого венозного сплетения в ушах. После стерильной обработки области и идентификации вены в нее вводили катетер. Затем к катетеру через внутривенную трубку присоединяли датчик. Стерильный физиологический раствор использовался для дезинфицирования линии и проверки пропускной способности линии. Датчик был подключен ко второму многофункциональному монитору (рис. 3).

2. Анализ данных

Поскольку чувствительность датчиков, по данным производителя (Utah Medical Products, Inc.), составляла 61 mmHg, мы консервативно считали любое показание ниже 62 mmHg как 0, или как отсутствие изменений. Любое изменение давления —



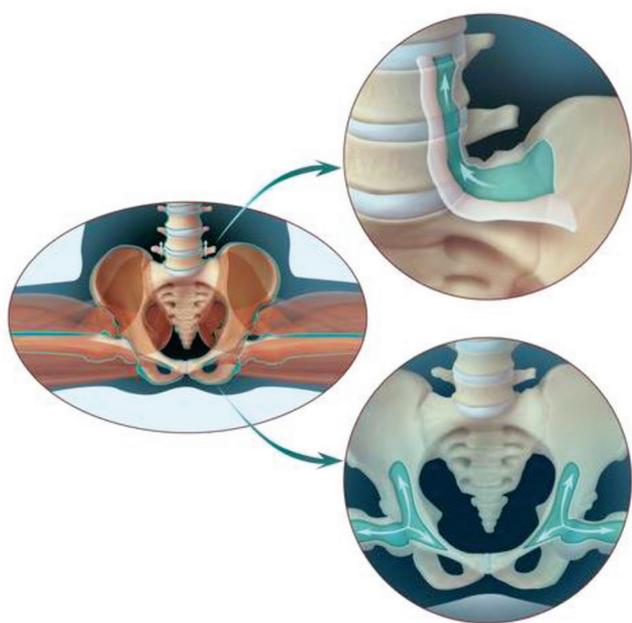
Рис. 4. Иллюстрация поднадкостничной системы «внутренний гидравлический экзоскелетон» для гидростатической (без движения жидкости) передачи и распределения внутрисуставного давления вдоль скелета: а — традиционное изображение синовиальных сумок, в которых давление (показано стрелками) синовиальной жидкости (показано синим цветом) прикладывается только к стенкам собственной суставной сумки; б — иллюстрация концепции плавающего скелета, «плавающего» в поднадкостничном слое жидкости, показанном зеленым цветом через продольный разрез в надкостнице и двух смежных суставных сумках [1]

Figure 4. Illustration of the subperiosteal system “internal hydraulic exoskeleton” for hydrostatic (no fluid movement) transmission and distribution of intraarticular pressure along the skeleton: a — traditional image of synovial capsules in which pressure (shown by arrows) of synovial fluid (shown in blue) is applied only to the walls of the own joint capsule; b — illustration of the concept of a floating skeleton “floating” in a subperiosteal layer of liquid shown in green through a longitudinal incision in the periosteum and two adjacent joint capsules [1]

положительное или отрицательное — мы рассматриваем как свидетельство передачи давления. Ограничиваться вычислением среднего значения величин изменения давления было бы неадекватной мерой, так как изменения (15 мм, -17 мм, -25 мм, 27 мм) представляют интерес и каждое из них является индикатором синовиальной гидростатической связи, но среднее значение этих 4 потенциальных наблюдений равно нулю.

При таком небольшом размере выборки, как у нас, мы выбрали непараметрический подход, чтобы ответить на главный вопрос нашего исследования: произошло ли изменение давления или нет? Каждое животное служило в качестве собственного контроля, поэтому изменения давления в одном и том же пассивном суставе измеряли до и после рассечения надкостницы. Мы выбрали сочетание контралатерального правого и левого коленных суставов, чтобы исключить деформацию стенок суставной сумки в пассивном суставе, вызванную сокращением ипсилатеральных мышц двойного прикрепления.

Чтобы измерить соответствие изменения давления до и после разреза, мы использовали тест Макнемара для парных данных [19]. Тест Макнемара эвристически измеряет степень совпадения ответов, измеренных дважды (здесь, до и после рассечения надкостницы). Поскольку у нас было всего четыре животных, доступных для контрольных испытаний, было определено, что статистические результаты будут считаться значимыми только в том случае, если значение p будет самым низким среди всех возможных значений p для эксперимента (0,13), то есть, если перед рассечением наблюдались 4 изменения давления и ни одного после. Именно такой результат и был зафиксирован.



Результаты / Results

Статистически значимое изменение давления было обнаружено в иммобилизованном левом коленном суставе при сгибании-разгибании контралатерального коленного сустава. Когда надкостница между измеренными суставами была рассечена, иммобилизованный сустав больше не реагировал на изменения давления в подвижном суставе, и давление в нем оставалось постоянным (рис. 3). Это продемонстрировало прохождение давления через поднадкостничную жидкость, окружающую таз, и позволило предположить дальнейшее прохождение давления вдоль суставов позвоночника (рис. 5).

Наряду с внутрисуставным давлением мы также измеряли венозное давление (рис. 3). Цель состояла в том, чтобы исследовать, может ли проницаемость синовиальной стенки и обмен жидкости между микропроницаемым капилляром и синовиальной капсулой [20] быть альтернативным механизмом передачи давления между подвижным и неподвижным суставами.

Было показано, что рассечение надкостницы над подвижными суставами не влияет на изменение давления. Однако в неподвижных суставных сумках контралатерального колена изменений не было, хотя до рассечения надкостницы изменения наблюдались.

Тот факт, что давление в неподвижных суставах изменилось в ответ на колебания давления в подвижных суставах, но не изменилось после рассечения надкостницы над подвижным суставом, предполагает, что передача происходила через мышечно-скелетную систему, а именно — в пространстве между надкостницей и поверхностью костей.

Ограничения методики / Limitations of the technique

Наша методика измерения гидростатического давления с катетерами, вставленными в синовиальные капсулы, была аналогична методам, используемым другими авторами [21, 22], и нам следовало реагировать на все сопутствующие ограничения. Например, могли происходить утеч-

Рис. 5. Эффект «подкачки» поднадкостничной жидкости в местах прикрепления к надкостнице мышц при их сокращении в области таза (1), в нижнем отделе позвоночника (2) и тазобедренных суставах (3) [54]

Figure 5. The effect of “pumping” of subperiosteal fluid in the places of attachment of the muscles to the periosteum when they are contracted in the pelvic area (1), the lower spine (2) and hip joints (3) [54]

ки синовиальной жидкости при извлечении катетера из стенок мембраны, влияя на точность измерения давления. Поэтому мы включили периоды отдыха между циклами сгибание-разгибание, не удаляя катетеры, и ждали, пока давление не вернется к нулевому уровню. Был сделан вывод, что даже если возможное незначительное вытекание жидкости повлияет на абсолютные значения давления, результаты эксперимента по формуле «есть или нет изменения» не будут скомпрометированы.

Поскольку еще недостаточно знаний о морфологии поднадкостничной гидростатической системы, которую мы здесь обсуждаем, авторы пригласили профессионального иллюстратора для создания визуального представления этой системы (рис. 2, 4).

Обсуждение / Discussion

В ряде публикаций сообщалось, что если отдельно взятый сустав неподвижен, гидростатическое давление в его синовиальной капсуле останется постоянным, а если сустав пассивно сгибали, давление внутри его суставной сумки изменялось [23–25]. Объяснить изменение давления при сгибании гибкой оболочки можно тем, что при этом меняется ее кривизна, связь которой с давлением математически описывается законом Лапласа [26, 27].

Новый результат, о котором, насколько нам известно, никогда не сообщалось в литературе, заключается в том, что давление в неподвижных суставах изменялось даже при их существенном удалении от подвижного сустава, как в случае правого и левого колена (эпизод видео SV1: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4648441/bin/srep08103-s2.mov>). Регистрация феномена передачи давления в контралатеральный сустав важна тем, что при этом исключается возможное механическое воздействие мышц и окружающих тканей, общих и для подвижного, и для ипсилатерального неподвижного сустава, как, например, в паре коленный и голеностопный суставы той же ноги.

Другое объяснение феномена передачи давления могло бы следовать из известной корреляции между давлением синовиальной жидкости и давлением в кровеносных капиллярах синовиальной оболочки [28]. Этот механизм наблюдался в отдельно взятых суставных сумках [20], но он не может работать для контралатеральных суставов из-за отсутствия необходимого морфологического пути в кровеносной системе.

Третье объяснение наблюдаемого феномена, которое мы считаем наиболее убедительным, состоит в том, что внутрисуставное давление передавалось гидростатически через поднадкостничное пространство. Для проверки было измерено давление в неподвижном колене, как до, так и пос-

ле рассечения надкостницы на 3 см проксимальнее пояса Ранвье подвижного коленного сустава. Поскольку изменение давления в пассивном колене после рассечения надкостницы не регистрировалось, это послужило окончательным аргументом в пользу вывода о передаче изменений давления в пространстве под надкостницей, если она не повреждена (эпизод видео SV2: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4648441/bin/srep08103-s3.mov>).

Возникает закономерный вопрос о морфологической возможности гидростатической проводимости между удаленными суставами. Надкостница покрывает внешнюю поверхность всех костей, кроме сесамовидных костей и внутрисуставных головок костей [29, 30]. Поднадкостничная жидкость может быть обнаружена в камбиальном слое надкостницы [31, 32].

В настоящее время очень мало известно о реакции надкостницы на механические воздействия. Однако с его модулем упругости в различных частях в диапазонах 91,71–230,5 МПа и 63,01–225,4 МПа [28, 33], по сравнению с 0,4 МПа в венозных капиллярах [34, 35], надкостница может эффективно удерживать поднадкостничное пространство, что делает ее хорошим кандидатом для эффективной передачи градиента давления вдоль всего скелета.

Возможной структурой для обеспечения и облегчения гидростатической связи между синовиальными суставами через надкостницу может быть система межклеточных каналов шириной от 20 до 40 нм, обеспечивающих непрерывность проникновения воды между соседними клетками [36]. Поскольку размер молекулы воды составляет около 0,2 нм, средней величины каналы обеспечат достаточное количество воды под надкостницей [20, 27] для гидростатической передачи давления (закон Паскаля) от одного сустава к другому. Существенно, что давление может передаваться без течения жидкости, как в данном случае, поскольку в синовиальной жидкости содержится большое количество гигантских, по сравнению с молекулами воды, органических молекул, «запирающих» выход из суставных сумок через пояс Ранвье.

Хотя кролики широко используются для изучения человеческого скелета, авторы понимают, что исследования на приматах могут быть более убедительными. Такая модель будет важна для лучшего понимания механизмов, которые защищают суставы от перегрузки, и для разработки более эффективных методов профилактики, лечения и реабилитации.

Установление передачи давления между контралатеральными коленными суставами говорит о том, что давление передается через поднадкостничную жидкость, окружающую таз, и предпо-

ложительно может передаваться вдоль позвоночного столба (рис. 5). Нетрудно предположить, что выявленная система работает как естественный внутренний гидравлический экзоскелетон (ВГЭ), снижая контактное давление на хрящи, предохраняя их от опасных перегрузок. Представляется, что работа ВГЭ является неотъемлемым компонентом антигравитационной амортизации во время передвижения с тяжестями и рискованных маневров, с которыми постоянно сталкиваются военнослужащие [37], спортсмены [38], артисты балета [39].

Сухожилия и связки прикрепляются к кости частично через надкостницу [40]. Мышечное сокращение растягивает надкостницу в местах прикрепления, что приводит к «подкачке» дополнительной порции жидкости в поднадкостничное пространство [41]. Это естественный механизм, работающий автоматически и неосознанно. Однако существуют различные факторы, которые до сих пор не полностью изучены, которые могут создавать препятствия для гидравлического соединения между суставами. Примеры включают инфекцию, воспаление, отек. Кроме того, после нескольких часов сна расслабленная мускулатура не растягивает надкостницу, как днем, вызывая естественное сокращение эластичных тканей надкостницы и ее более тесное прилегание к костям. Это может привести к вытеснению поднадкостничной жидкости, необходимой для гидравлического соединения одного или нескольких суставов [42]. Прерванная передача давления между суставами заметна по утренней скованности тела, что приводит к частым травмам при подъеме с постели [43].

Таким образом, предполагается новая роль надкостницы в дополнение к ранее установленным ролям в остеогенезе [33, 44] и в передаче усилия от мышц к костям [45, 46]. Статическая передача давления вдоль скелета также может указывать на то, что фактическое контактное давление между хрящами в суставе значительно ниже, чем было оценено ранее с помощью различных методик.

Одной из них является компьютеризированный анализ ходьбы, представляющий скелет в виде многозвенника с шарнирным соединением звеньев [47]. При таком подходе, зная деформацию хряща в реальном времени, контактное давление на головку таранной кости при стоянии на одной ноге [48] должно бы было быть около 4,8 МПа, что в пять раз превышает давление, оказываемое на землю бульдозером или средним танком [49]. Методология анализа походки игнорирует важные характеристики морфологии живого сустава и упрощает конструкцию сустава до «сухого» шарнира, так что при измерении контактного давления в искусственных суставах отсутствует множественное влияние структуры живого хряща.

В известном исследовании группы профессора Манна [50] давление при ходьбе на головках искусственных тазобедренных суставов, оснащенных телеметрическими датчиками, находилось в диапазоне от 5 до 6 МПа и в среднем до 18 МПа при вставании со стула, достигая порога прочности хрящевой ткани в интервале нагрузок 14–25 МПа [14]. Такие высокие значения давления можно объяснить тем, что в искусственных суставах пока не воспроизводится реальная морфология биологического прототипа.

Указание на принципиальную роль стенок неповрежденной суставной сумки в перераспределении давления на суставные хрящи было представлено в исследовании на трупах, проведенном Jaumard и соавторами [51]. С помощью метода, который не требовал вскрытия суставной сумки для наложения пленочных датчиков, было обнаружено, что давление сустава в шейном отделе позвоночника составляет лишь половину от величины, определяемой с нарушением целостности суставной сумки. Мы считаем, что разумно ожидать сообщений о еще большем снижении значений контактного давления в живых суставах, которое может быть измерено после разработки новых неинвазивных методов.

Каким же образом можно поддерживать и активировать систему ВГЭ для снижения рисков, связанных с решением рутинных и особо сложных двигательных задач? Автором разработана одна из возможных методик (Саномеханика), основанных на осознании и принятии концепции плавающего скелета [17] и системы внутреннего гидравлического экзоскелетона. Эта концепция, подтвержденная экспериментально в работе [1], подробно изложенной в данной статье, определяет критерий правильности исполнения упражнений, а также концептуальное самовнушение, которое визуализирует морфологию ВГЭ [52].

Заключение / Conclusion

Исследование [1] представляет собой первую экспериментальную проверку гипотезы автора о гидростатическом соединении суставных сумок через надкостницу [17].

Для профилактики и лечения остеоартрита представляется перспективным интегрировать концепцию системы «внутренний гидравлический экзоскелетон» в методики физической медицины и реабилитации, как это сделано в методике «Саномеханика» (Sanomechanics®) [52]. Элементы саномеханики применяются для повышения эффективности занятий йогой [53] и для снижения травматизма при тренировках парашютистов [54]. Последняя модификация методики могла бы быть включена в систему реабилитации после односторонней ампутации нижней конечности [55, 56],

учитывая сходство нагрузок на суставы сохраненной ноги с теми, которые испытывают парашютисты при приземлении [57].

Этика публикации / Publication ethics.

Представленная статья ранее опубликована не была.

Конфликт интересов / Conflict of interest.

Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования / Source of financing. Исследование частично финансировалось Национальным институтом здоровья США (номер гранта: R44HD057492).

Литература

1. M. Pitkin, C. Cassidy, R. Muppavarapu, E. Pitkin, Subperiosteal Transmission of Intra-Articular Pressure Between Articulated and Stationary Joints, *Nature Scientific Reports* <https://www.nature.com/articles/srep08103> 5 doi:10.1038/srep08103 (2015) 8103.
2. E.M. Zajtseva, L. Alekseeva, Prichiny boli pri osteoartroze i faktory progressirovaniya zabolevaniya (obzor literatury) [The Causes of pain in osteoarthritis and factors of disease progression (literature review)], *Nauchno-prakticheskaja revmatologija* [Scientific-practical rheumatology] (2011) 50-57 (In Russian).
3. M.A. Berglezov, T.M. Andreeva Osteoartroz (etiologija, patogenez) [Osteoarthritis (etiology, pathogenesis)] *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova* [Bulletin of traumatology and orthopedics named. N. N. Priorova] (4) (2006) 79-86 (In Russian).
4. V. Zhirnov, V. Koko, p. Kolos, G. Smykova, E. Dmitrieva, I. Luneva Opyt primeneniya artroskopii v uslovijah travmatologicheskogo otdeleija VKG 1602 MO RF pri patologii kolennogo sustava u voennosluzhaschih za poslednie 10 let [The use of arthroscopy in terms of the trauma of attaleia VCG 1602 of the defense ministry in the pathology of the knee joint from the Military over the past 10 years]. *Glavnyj vrach Juga Rossii. Travmatologija - Ortopediya* [The Chief physician of the South of Russia. Orthopedics And Traumatology] (1 (71)) (2020) 56-60 (In Russian).
5. V. Shapovalov, O. Rikun, R. Gladkov, D. Averkiev, A. Kuzmin Sostojanie i perspektivy hirurgicheskogo lechenija voennosluzhaschih s patologiej kolennogo sustava v spetsializirovannyh ortopedo-travmatologicheskikh 4 otdelenijah [Status and prospects of surgical treatment of military personnel with disorders of the knee joint in specialized orthopedic and trauma 4 offices]. *Voenno-meditsinskij zhurnal* [Military medical journal] 333(5) (2012) 4-12 (In Russian).
6. D. Flynn, L.H. Eaton, D.J. Langford, N. Ieronimakis, H. McQuinn, R.O. Burney, S.L. Holmes, A.Z. Doorenbos, A SMART design to determine the optimal treatment of chronic pain among military personnel, *Contemp Clin Trials* 73 (2018) 68-74.
7. K.L. Dominick, Y.M. Golightly, G.L. Jackson, Arthritis prevalence and symptoms among US non-veterans, veterans, and veterans receiving Department of Veterans Affairs Healthcare, *The Journal of rheumatology* 33(2) (2006) 348-354.
8. J.E. Showery, N.A. Kusnezov, J.C. Dunn, J.O. Bader, P.J. Belmont, Jr., B.R. Waterman, The Rising Incidence of Degenerative and Posttraumatic Osteoarthritis of the Knee in the United States Military, *J Arthroplasty* 31(10) (2016) 2108-14.
9. L. Smith, R. Westrick, S. Sauers, A. Cooper, D. Scofield, P. Claro, B. Warr, Underreporting of musculoskeletal injuries in the US Army: findings from an infantry brigade combat team survey study, *Sports health* 8(6) (2016) 507-513.
10. Л.М. Смирнова, Биомеханические показатели перегрузки сохранной конечности у пациентов с ампутацией голени, бедра или вычленением в тазобедренном суставе, *Гений Ортопедии* 24(1) (2018) 50-56.
11. P.A. Struyf, C.M. van Heugten, M.W. Hitters, R.J. Smeets, The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees, *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90(3) (2009) 440-446.
12. C.H. Lloyd, S.J. Stanhope, I.S. Davis, T.D. Royer, Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait, *Gait Posture* 32(3) (2010) 296-300.
13. D.C. Norvell, J.M. Czerniecki, G.E. Reiber, C. Maynard, J.A. Pecoraro, N.S. Weiss, The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees, *Arch Phys Med Rehabil* 86(3) (2005) 487-93.
14. A. Thambyah, J.C.H. Goh, S.D. De, Contact stresses in the knee joint in deep flexion, *Medical engineering & physics* 27(4) (2005) 329-335.
15. J.M. Fick, A. Thambyah, N.D. Broom, Articular Cartilage Compression: How Microstructural Response Influences Pore Pressure in Relation to Matrix Health, *Connective Tissue Research* 51(2) (2010) 132-149.
16. G.A. Ateshian, The role of interstitial fluid pressurization in articular cartilage lubrication, *J Biomech* 42(9) (2009) 1163-76.
17. M.R. Pitkin, Floating skeleton concept to explain causes of injuries in spine and success of any therapeutic procedure, *Journal of Biomechanics* 27(6) (1994) 813: [http://www.jbiomech.com/article/0021-9290\(94\)91368-4/abstract](http://www.jbiomech.com/article/0021-9290(94)91368-4/abstract).
18. H. Gray, C.M. Goss, *Anatomy of the human body*, 28th ed., Lea & Febiger, Philadelphia, 1966.
19. Q. McNemar, Note on the sampling error of the difference between correlated proportions or percentages, *Psychometrika* 12(2) (1947) 153-157.
20. J.R. Levick, Microvascular architecture and exchange in synovial joints, *Microcirculation* 2(3) (1995) 217-233.
21. K. Gaffney, R.B. Williams, V.A. Jolliffe, D.R. Blake, Intra-articular pressure changes in rheumatoid and normal peripheral joints, *Ann Rheum Dis* 54(8) (1995) 670-3.
22. S.W. O'Driscoll, A. Kumar, R.B. Salter, The effect of the volume of effusion, joint position and continuous passive motion on intraarticular pressure in the rabbit knee, *J Rheumatol* 10(3) (1983) 360-3.
23. J.R. Levick, An investigation into the validity of subatmospheric pressure recordings from synovial fluid and their dependence on joint angle, *J Physiol* 289 (1979) 55-67.
24. A.D. Knight, J.R. Levick, Effect of fluid pressure on the hydraulic conductance of interstitium and fenestrated endothelium in the rabbit knee, *J. Physiol.* 360 (1985) 311-332.
25. M.I. Jayson, A.S. Dixon, Intra-articular pressure in rheumatoid arthritis of the knee. 3. Pressure changes during joint use, *Annals of the rheumatic diseases* 29(4) (1970) 401-408.
26. M.J. Wilcox, J.P. Barad, C.C. Wilcox, E.L. Peebles, D.S. Minckler, Performance of a new, low-volume, high-surface area aqueous shunt in normal rabbit eyes, *J Glaucoma* 9(1) (2000) 74-82.
27. E. Fischer-Friedrich, A.A. Hyman, F. Julicher, D.J. Muller, J. Helenius, Quantification of surface tension and internal

- pressure generated by single mitotic cells, *Sci. Rep.* 4(29 August) (2014).
28. S. Jawed, K. Gaffney, D.R. Blake, Intra-articular pressure profile of the knee joint in a spectrum of inflammatory arthropathies, *Ann Rheum Dis* 56(11) (1997) 686-9.
 29. W.B. Greene, F.H. Netter, *Netter's orthopaedics*, 1st ed., Saunders Elsevier, Philadelphia, PA, 2006.
 30. J.R. Dwek, The periosteum: what is it, where is it, and what mimics it in its absence?, *Skeletal radiology* 39(4) (2010) 319-323.
 - [31. H. Wingstrand, A. Wingstrand, P. Krantz, Intracapsular and atmospheric pressure in the dynamics and stability of the hip: a biomechanical study, *Acta Orthopaedica* 61(3) (1990) 231-235.
 32. C.A. Squier, S. Ghoneim, C.R. Kremenak, Ultrastructure of the periosteum from membrane bone, *J Anat* 171 (1990) 233-9.
 33. T.E. Popowics, Z. Zhu, S.W. Herring, Mechanical properties of the periosteum in the pig, *Sus scrofa*, *Archives of oral biology* 47(10) (2002) 733-741.
 - [34. A.D. Knight, J.R. Levick, The density and distribution of capillaries around a synovial cavity, *Experimental Physiology* 68(4) (1983) 629.
 35. R.E. Shadwick, Mechanical design in arteries, *Journal of Experimental Biology* 202(23) (1999) 3305-3313.
 36. N.M. Kumar, N.B. Gilula, The gap junction communication channel, *Cell* 84(3) (1996) 381-8.
 37. L. Rosendal, H. Langberg, A. Skov-Jensen, M. Kjaer, Incidence of injury and physical performance adaptations during military training, *Clin J Sport Med* 13(3) (2003) 157-63.
 38. K. Steinbrück, [Epidemiology of sports injuries--25-year-analysis of sports orthopedic-traumatologic ambulatory care], *Sportverletz Sportschaden* 13(2) (1999) 38-52.
 39. А.И. Марченкова, А.Л. Марченков, Проблемы травматизма в процессе обучения хореографическому искусству, Педагогика: традиции и инновации, 2012, pp. 172-174.
 40. M. Benjamin, T. Kumai, S. Milz, B.M. Boszczyk, A.A. Boszczyk, J.R. Ralphs, The skeletal attachment of tendons--tendon «entheses», *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133(4) (2002) 931-45.
 41. J. Dorfl, Migration of tendinous insertions. I. Cause and mechanism, *J Anat* 131(Pt 1) (1980) 179-95.
 42. J.D. Fogle, A.C. Jannings, M.T. Gross, R.A. Scheuring, J. Crist, Concerns About Ankle Injury Prophylaxis and Acceptance of the Parachute Ankle Brace Among Jumpmaster Students, *Mil Med* 183(5-6) (2018) e135-e139.
 43. H. Reid, S. Wood, Achilles Tendinopathy: Advice and Management. <https://www.ouh.nhs.uk/patient-guide/leaflets/files/11924Tendinopathy.pdf> Oxford University Hospitals NHS Foundation Trust (2015).
 44. U. Bilkay, C. Tokat, E. Helvacı, C. Ozek, O. Zekioglu, T. Onat, E. Songur, Osteogenic capacities of tibial and cranial periosteum: a biochemical and histologic study, *J Craniofac Surg* 19(2) (2008) 453-8.
 45. M. Benjamin, B. Moriggl, E. Brenner, P. Emery, D. McGonagle, S. Redman, The "entheses organ" concept: why enthesopathies may not present as focal insertional disorders, *Arthritis & Rheumatism* 50(10) (2004) 3306-3313.
 46. M. Benjamin, D. McGonagle, Basic concepts of entheses biology and immunology, *J Rheumatol Suppl* 83 (2009) 12-3.
 47. M. Nordin, N. Kahanovitz, R. Verderame, M. Parnianpour, S. Yabut, K. Viola, N. Greenidge, M. Mulvihill, Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 1: Normal endurance and trunk muscle strength in 101 women, *Spine* 12(2) (1987) 105-11.
 48. G. Li, L. Wan, M. Kozanek, Determination of real-time in-vivo cartilage contact deformation in the ankle joint, *J Biomech* 41(1) (2008) 128-36.
 49. M. Pitkin, Floating Skeleton Concept. In: *Biomechanics for Life. Introduction to Sanomechanics* Springer, Heidelberg, Dordrecht, London, New York, 2011, pp. 1-24.
 50. K.C. Morrell, W.A. Hodge, D.E. Krebs, R.W. Mann, Corroboration of in vivo cartilage pressures with implications for synovial joint tribology and osteoarthritis causation, *Proc Natl Acad Sci U S A* 102(41) (2005) 14819-24.
 51. N.V. Jaumard, J.A. Bauman, W.C. Welch, B.A. Winkelstein, Pressure measurement in the cervical spinal facet joint: considerations for maintaining joint anatomy and an intact capsule, *Spine* 36(15) (2011) 1197-1203.
 52. M. Pitkin, *Biomechanics for Life. Introduction to Sanomechanics*: <http://www.springer.com/medicine/orthopedics/book/978-3-642-17176-5>, Springer Heidelberg, Dordrecht, London, New York, 2011.
 53. O. Galibin, *Sanomechanics and Floating Skeleton Concept for Learning and Teaching Yoga Therapy*, *J Altern Complement Integr Med* 2(1) (2016) <http://heraldopenaccess.us/fulltext/Alternative-Complementary-&-Integrative-Medicine/Sanomechanics-and-Floating-Skeleton-Concept-for-Learning-and-Teaching-Yoga-Therapy.pdf>.
 54. M. Pitkin, *New Training System - Sanomechanics - Based on the Discovery of Subperiosteal Transmission of Pressures Between Joint Capsules*, *Military Health System Research Symposium MHSRS-19-00181*, Kissime, FL, 2019, p. 182.
 55. Г. Попова, Г. Загородный, Н. Парамонова, Физическая подготовленность лиц, перенесших ампутацию нижних конечностей, (2013).
 56. В.Г. Суляев, К.К. Щербина, Л.М. Смирнова, А.В. Сокуров, Т.В. Ермоленко, Новая медицинская технология протезирования и физической реабилитации после ампутации нижней конечности, *Вестник медицинского института «Реавиз»: реабилитация, врач и здоровье* (2 (38)) (2019).
 57. J.J. Knapik, S.C. Craig, K.G. Hauret, B.H. Jones, Risk factors for injuries during military parachuting, *Aviat Space Environ Med* 74(7) (2003) 768-74.

References

1. M. Pitkin, C. Cassidy, R. Muppavarapu, E. Pitkin, Subperiosteal Transmission of Intra-Articular Pressure Between Articulated and Stationary Joints, *Nature. Scientific Reports* <https://www.nature.com/articles/srep08103> 5 doi:10.1038/srep08103 (2015) 8103.
2. E.M. Zajtseva, L. Alekseeva, Prichiny boli pri osteoartroze i faktory progressirovaniya zabojevanija (obzor literatury) [The Causes of pain in osteoarthritis and factors of disease progression (literature review)], *Nauchno-prakticheskaja revmatologija* [Scientific-practical rheumatology] (2011) 50-57 (In Russian).
3. M.A. Berglezov, T.M. Andreeva Osteoartroz (etiologija, patogenez) [Osteoarthritis (etiology, pathogenesis)] *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova* [Bulletin of traumatology and orthopedics named. N. N. Priorova] (4) (2006) 79-86 (In Russian).
4. V. Zhirnov, V. Koko, p. Kolos, G. Smykova, E. Dmitrieva, I. Luneva Opyt primenenija artroskopii v uslovijah travmatologicheskogo otdelija VKG 1602 MO RF pri

- patologii kolennogo sustava u voennosluzhaschih za poslednie 10 let [The use of arthroscopy in terms of the trauma of attaleia VCG 1602 of the defense ministry in the pathology of the knee joint from the Military over the past 10 years]. *Glavnyj vrach Juga Rossii. Travmatologija - Ortopedija* [The Chief physician of the South of Russia. Orthopedics And Traumatology] (1 (71)) (2020) 56-60 (In Russian).
5. V. Shapovalov, O. Rikun, R. Gladkov, D. Averkiev, A. Kuzmin Sostojanie i perspektivy hirurgicheskogo lechenija voennosluzhaschih s patologiej kolennogo sustava v spetsializirovannyh ortopedo-travmatologicheskikh 4 otdelenijah [Status and prospects of surgical treatment of military personnel with disorders of the knee joint in specialized orthopedic and trauma 4 offices]. *Voenno-meditsinskij zhurnal* [Military medical journal] 333(5) (2012) 4-12 (In Russian).
 6. D. Flynn, L.H. Eaton, D.J. Langford, N. Ieronimakis, H. McQuinn, R.O. Burney, S.L. Holmes, A.Z. Doorenbos, A SMART design to determine the optimal treatment of chronic pain among military personnel, *Contemp Clin Trials* 73 (2018) 68-74.
 7. K.L. Dominick, Y.M. Golightly, G.L. Jackson, Arthritis prevalence and symptoms among US non-veterans, veterans, and veterans receiving Department of Veterans Affairs Healthcare, *The Journal of rheumatology* 33(2) (2006) 348-354.
 8. J.E. Showery, N.A. Kusnezov, J.C. Dunn, J.O. Bader, P.J. Belmont, Jr., B.R. Waterman, The Rising Incidence of Degenerative and Posttraumatic Osteoarthritis of the Knee in the United States Military, *J Arthroplasty* 31(10) (2016) 2108-14.
 9. L. Smith, R. Westrick, S. Sauers, A. Cooper, D. Scofield, P. Claro, B. Warr, Underreporting of musculoskeletal injuries in the US Army: findings from an infantry brigade combat team survey study, *Sports health* 8(6) (2016) 507-513.
 10. L.M. Smirnova, Biomechanicheskie pokazateli peregruzki sohrannoj konechnosti u pacientov s amputaciej goleni, bedra ili vychlenenijem v tazobedrennom sustave [Biomechanical indicators of overload of the preserved limb in patients with amputation of the lower leg, hip or separation in the hip joint], *Genij Ortopedii* [Genius of Orthopedics] 24(1) (2018) 50-56.
 11. P.A. Struyf, C.M. van Heugten, M.W. Hitters, R.J. Smeets, The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees, *Archives of physical medicine and rehabilitation* 90(3) (2009) 440-446.
 12. C.H. Lloyd, S.J. Stanhope, I.S. Davis, T.D. Royer, Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait, *Gait Posture* 32(3) (2010) 296-300.
 13. D.C. Norvell, J.M. Czerniecki, G.E. Reiber, C. Maynard, J.A. Pecoraro, N.S. Weiss, The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees, *Arch Phys Med Rehabil* 86(3) (2005) 487-93.
 14. A. Thambyah, J.C.H. Goh, S.D. De, Contact stresses in the knee joint in deep flexion, *Medical engineering & physics* 27(4) (2005) 329-335.
 15. J.M. Fick, A. Thambyah, N.D. Broom, Articular Cartilage Compression: How Microstructural Response Influences Pore Pressure in Relation to Matrix Health, *Connective Tissue Research* 51(2) (2010) 132-149.
 16. G.A. Ateshian, The role of interstitial fluid pressurization in articular cartilage lubrication, *J Biomech* 42(9) (2009) 1163-76.
 17. M.R. Pitkin, Floating skeleton concept to explain causes of injuries in spine and success of any therapeutic procedure, *Journal of Biomechanics* 27(6) (1994) 813: [http://www.jbiomech.com/article/0021-9290\(94\)91368-4/abstract](http://www.jbiomech.com/article/0021-9290(94)91368-4/abstract).
 18. H. Gray, C.M. Goss, *Anatomy of the human body*, 28th ed., Lea & Febiger, Philadelphia,, 1966.
 19. Q. McNemar, Note on the sampling error of the difference between correlated proportions or percentages, *Psychometrika* 12(2) (1947) 153-157.
 20. J.R. Levick, Microvascular architecture and exchange in synovial joints, *Microcirculation* 2(3) (1995) 217-233.
 21. K. Gaffney, R.B. Williams, V.A. Jolliffe, D.R. Blake, Intra-articular pressure changes in rheumatoid and normal peripheral joints, *Ann Rheum Dis* 54(8) (1995) 670-3.
 22. S.W. O'Driscoll, A. Kumar, R.B. Salter, The effect of the volume of effusion, joint position and continuous passive motion on intraarticular pressure in the rabbit knee, *J Rheumatol* 10(3) (1983) 360-3.
 23. J.R. Levick, An investigation into the validity of subatmospheric pressure recordings from synovial fluid and their dependence on joint angle, *J Physiol* 289 (1979) 55-67.
 24. A.D. Knight, J.R. Levick, Effect of fluid pressure on the hydraulic conductance of interstitium and fenestrated endothelium in the rabbit knee, *J. Physiol.* 360 (1985) 311-332.
 25. M.I. Jayson, A.S. Dixon, Intra-articular pressure in rheumatoid arthritis of the knee. 3. Pressure changes during joint use, *Annals of the rheumatic diseases* 29(4) (1970) 401-408.
 26. M.J. Wilcox, J.P. Barad, C.C. Wilcox, E.L. Peebles, D.S. Minckler, Performance of a new, low-volume, high-surface area aqueous shunt in normal rabbit eyes, *J Glaucoma* 9(1) (2000) 74-82.
 27. E. Fischer-Friedrich, A.A. Hyman, F. Julicher, D.J. Muller, J. Helenius, Quantification of surface tension and internal pressure generated by single mitotic cells, *Sci. Rep.* 4(29 August) (2014).
 28. S. Jawed, K. Gaffney, D.R. Blake, Intra-articular pressure profile of the knee joint in a spectrum of inflammatory arthropathies, *Ann Rheum Dis* 56(11) (1997) 686-9.
 29. W.B. Greene, F.H. Netter, *Netter's orthopaedics*, 1st ed., Saunders Elsevier, Philadelphia, PA, 2006.
 30. J.R. Dwek, The periosteum: what is it, where is it, and what mimics it in its absence?, *Skeletal radiology* 39(4) (2010) 319-323.
 31. H. Wingstrand, A. Wingstrand, P. Krantz, Intracapsular and atmospheric pressure in the dynamics and stability of the hip: a biomechanical study, *Acta Orthopaedica* 61(3) (1990) 231-235.
 32. C.A. Squier, S. Ghoneim, C.R. Kremenak, Ultrastructure of the periosteum from membrane bone, *J Anat* 171 (1990) 233-9.
 33. T.E. Popowics, Z. Zhu, S.W. Herring, Mechanical properties of the periosteum in the pig, *Sus scrofa*, *Archives of oral biology* 47(10) (2002) 733-741.
 34. A.D. Knight, J.R. Levick, The density and distribution of capillaries around a synovial cavity, *Experimental Physiology* 68(4) (1983) 629.
 35. R.E. Shadwick, Mechanical design in arteries, *Journal of Experimental Biology* 202(23) (1999) 3305-3313.
 36. N.M. Kumar, N.B. Gilula, The gap junction communication channel, *Cell* 84(3) (1996) 381-8.
 37. L. Rosendal, H. Langberg, A. Skov-Jensen, M. Kjaer, Incidence of injury and physical performance adaptations during military training, *Clin J Sport Med* 13(3) (2003) 157-63.

38. K. Steinbruck, [Epidemiology of sports injuries--25-year-analysis of sports orthopedic-traumatologic ambulatory care], *Sportverletz Sportschaden* 13(2) (1999) 38-52.
39. A.I. Marchenkova, A.L. Marchenkov, Problemy travmatizma v processe obucheniya horeograficheskomu iskusstvu [Problems of injuries in the process of teaching choreographic art] *Pedagogika: tradicii i innovacii* [Pedagogy: traditions and innovations], 2012, pp. 172-174 (In Russian).
40. M. Benjamin, T. Kumai, S. Milz, B.M. Boszczyk, A.A. Boszczyk, J.R. Ralphs, The skeletal attachment of tendons--tendon "entheses", *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133(4) (2002) 931-45.
41. J. Dorfl, Migration of tendinous insertions. I. Cause and mechanism, *J Anat* 131(Pt 1) (1980) 179-95.
42. J.D. Fogle, A.C. Jannings, M.T. Gross, R.A. Scheuring, J. Crist, Concerns About Ankle Injury Prophylaxis and Acceptance of the Parachute Ankle Brace Among Jumpmaster Students, *Mil Med* 183(5-6) (2018) e135-e139.
43. H. Reid, S. Wood, Achilles Tendinopathy: Advice and Management. <https://www.ouh.nhs.uk/patient-guide/leaflets/files/11924Ptendinopathy.pdf> Oxford University Hospitals NHS Foundation Trust (2015).
44. U. Bilkay, C. Tokat, E. Helvacı, C. Ozek, O. Zekioglu, T. Onat, E. Songur, Osteogenic capacities of tibial and cranial periosteum: a biochemical and histologic study, *J Craniofac Surg* 19(2) (2008) 453-8.
45. M. Benjamin, B. Moriggl, E. Brenner, P. Emery, D. McGonagle, S. Redman, The "entheses organ" concept: why enthesopathies may not present as focal insertional disorders, *Arthritis & Rheumatism* 50(10) (2004) 3306-3313.
46. M. Benjamin, D. McGonagle, Basic concepts of entheses biology and immunology, *J Rheumatol Suppl* 83 (2009) 12-3.
47. M. Nordin, N. Kahanovitz, R. Verderame, M. Parnianpour, S. Yabut, K. Viola, N. Greenidge, M. Mulvihill, Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. Part 1: Normal endurance and trunk muscle strength in 101 women, *Spine* 12(2) (1987) 105-11.
48. G. Li, L. Wan, M. Kozanek, Determination of real-time in-vivo cartilage contact deformation in the ankle joint, *J Biomech* 41(1) (2008) 128-36.
49. M. Pitkin, Floating Skeleton Concept. In: *Biomechanics for Life. Introduction to Sanomechanics* Springer, Heidelberg, Dordrecht, London, New York, 2011, pp. pp.1-24.
50. K.C. Morrell, W.A. Hodge, D.E. Krebs, R.W. Mann, Corroboration of in vivo cartilage pressures with implications for synovial joint tribology and osteoarthritis causation, *Proc Natl Acad Sci U S A* 102(41) (2005) 14819-24.
51. N.V. Jaumard, J.A. Bauman, W.C. Welch, B.A. Winkelstein, Pressure measurement in the cervical spinal facet joint: considerations for maintaining joint anatomy and an intact capsule, *Spine* 36(15) (2011) 1197-1203.
52. M. Pitkin, *Biomechanics for Life. Introduction to Sanomechanics*: <http://www.springer.com/medicine/orthopedics/book/978-3-642-17176-5>, Springer Heidelberg, Dordrecht, London, New York, 2011.
53. O. Galibin, *Sanomechanics and Floating Skeleton Concept for Learning and Teaching Yoga Therapy*, *J Altern Complement Integr Med* 2(1) (2016) <http://heraldopenaccess.us/fulltext/Alternative-Complementary-&-Integrative-Medicine/Sanomechanics-and-Floating-Skeleton-Concept-for-Learning-and-Teaching-Yoga-Therapy.pdf>.
54. M. Pitkin, *New Training System - Sanomechanics - Based on the Discovery of Subperiosteal Transmission of Pressures Between Joint Capsules*, *Military Health System Research Symposium MHSRS-19-00181*, Kissime, FL, 2019, p. 182.
55. G. Popov, G. Country, N. Paramonova *Fizicheskaya podgotovlennost' lic, perenesshih amputaciyu nizhnih konechnostej* [Physical fitness of persons with amputation of the lower extremities], (2013) (In Russian).
56. V.G. Suslyayev, K.K. Shcherbina, L.M. Smirnova, A.V. Sokurov, T.V. Ermolenko, *Novaya medicinskaya tekhnologiya protezirovaniya i fizicheskoy reabilitacii posle amputacii nizhnej konechnosti.* [New medical technology, prosthetics and physical rehabilitation after the amputation of the lower limb] *Vestnik medicinskogo instituta «Reaviz»: reabilitaciya, vrach i zdorov'e* [Bulletin of medical Institute "Reaviz": rehabilitation, doctor and health] (2 (38)) (2019) (In Russian).
57. J.J. Knapik, S.C. Craig, K.G. Hauret, B.H. Jones, Risk factors for injuries during military parachuting, *Aviat Space Environ Med* 74(7) (2003) 768-74.

Рукопись поступила / Received: 19.10.2020

Принята в печать / Accepted for publication: 26.11.2020

Автор

Питкин, М.Р. — доктор технических наук, профессор Тафтского университета, Бостон, МА 02111, США. Тел.: 617-636-7000, e-mail: mpitkin@tuftsmedicalcenter.org

Author

Prof. Pitkin, M.R. Dr. Tech. Sci. Tufts University, Boston, MA 02111, USA. Phone 617-636-7000, e-mail: mpitkin@tuftsmedicalcenter.org