



СОВРЕМЕННЫЕ ВОПРОСЫ ХИРУРГИЧЕСКОЙ АНАТОМИИ СВЯЗОЧНОГО АППАРАТА И КОСТЕЙ ПЛЮСНЫ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА

Д.В. Дуков¹, А.Н. Русских¹, А.Д. Шабоха¹, Ф.В. Алябьев¹, А.Ф. Макаров²

¹Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого, ул. Партизана Железняка, д. 1, г. Красноярск, 660022, Россия

²Красноярский центр пластической хирургии, пр-т Мира, д. 93, г. Красноярск, 660017, Россия

Резюме. Проведён анализ научной литературы, посвящённой изучению хирургической анатомии связочного аппарата и костей плюсны стопы человека. В литературе достаточно полно освещены вопросы макроанатомии и гистологии связок и костей плюсны стопы. В то же время вопросы, касающиеся тех же формы и размеров костей, взаиморасположения связок, их гистотопографических особенностей разноречивы, что связано с большой вариабельностью, индивидуальной и возрастной изменчивостью в сочетании с рядом социальных факторов и особенностями регионов проживания. В работе показано, что в настоящее время данные отечественной и зарубежной научной литературы по анатомии и топографии костей и связок плюсны стопы человека представлены либо секционными исследованиями, либо результатами клинических наблюдений с использованием диагностической аппаратуры. Имеющиеся исследования не дают целостного представления о хирургической анатомии связочного аппарата и костей плюсны стопы человека. В статье отражена необходимость широкого использования в фундаментальных анатомических исследованиях связок и костей плюсны гистотопографического метода исследования, количественной и качественной оценки морфологических параметров, которые открывают новые возможности для диагностики патологических процессов и разработки новых приемов оперирования.

Ключевые слова: связочный аппарат плюсны стопы, кости плюсны стопы, анатомия плюсны стопы.

Конфликт интересов. Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

Для цитирования: Дуков Д.В., Русских А.Н., Шабоха А.Д., Алябьев Ф.В., Макаров А.Ф. Современные вопросы хирургической анатомии связочного аппарата и костей плюсны стопы человека. *Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: Реабилитация, Врач и Здоровье.* 2024;14(3):30-41. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2024.3.MORPH.3>

MODERN ISSUES OF SURGICAL ANATOMY OF THE LIGAMENTARY APPARATUS AND METATARSAL BONES OF THE HUMAN FOOT

Denis V. Dukov¹, Andrey N. Russkikh¹, Anna D. Shabokha¹, Fedor V. Alyab'ev¹, Aleksandr F. Makarov²

¹Krasnoyarsk State Medical University named after prof. V.F. Voyno-Yasenyetsky, 1 Partizan Zheleznyak str., Krasnoyarsk, 660022, Russia

²Krasnoyarsk Center of Plastic Surgery, 93 Mira Ave., Krasnoyarsk, 660017, Russia

Abstract. The article presents an analysis of scientific literature devoted to the study of surgical anatomy of the ligamentous apparatus and metatarsal bones of the human foot. The literature covers the issues of macroanatomy and histology of the ligaments and metatarsal bones of the foot quite fully. At the same time, issues related to the same shape and size of bones, the relative position of ligaments, their histotopographic features are contradictory, which is associated with high variability, individual and age variability in combination with a number of social factors and features of the regions of residence. The work shows that at present, the data of domestic and foreign scientific literature on the anatomy and topography of the bones and ligaments of the metatarsal bones of the human foot are presented either by sectional studies or by the results of clinical observations using diagnostic equipment. The existing studies do not provide a comprehensive picture of the surgical anatomy of the ligamentous apparatus and metatarsal bones of the human foot. The article reflects the need for widespread use in fundamental anatomical studies of ligaments and metatarsal bones using the histotopographic method of research, quantitative and qualitative assessment of morphological parameters, which open up new possibilities for diagnosing pathological processes and developing new surgical techniques.

Key words: metatarsal ligaments, metatarsal bones, metatarsal anatomy.

Competing interests. The author declare no competing interests.

Funding. This research received no external funding.

Cite as: Dukov D.V., Russkikh A.N., Shabokha A.D., Alyab'ev F.V., Makarov A.F. Modern issues of surgical anatomy of the ligamentary apparatus and metatarsal bones of the human foot. *Bulletin of the Medical Institute "REAVIZ": Rehabilitation, Doctor and Health.* 2024;14(3):30-41. <https://doi.org/10.20340/vmi-rvz.2024.3.MORPH.3>

Классическая анатомия плюсны стопы человека описана Синельниковым Р.Д. с соавторами в атласе «Анатомии человека» [1]. Известно, что плюсневые кости представлены пятью (I-V) длинными тонкими костями, расположенными впереди предплюсны. В каждой различают тело, основание и головку. Из пяти костей I кость короче, но толще остальных, II кость самая длинная. Тела (диафизы) плюсневых костей трехгранные. Основания (эпифизы) – представляют наиболее массивную их часть. Боковые поверхности оснований имеют суставные площадки, посредством которых смежные плюсневые кости сочленяются между собой. На задних поверхностях оснований расположены суставные поверхности для сочленения с костями предплюсны. Передние концы, или головки, плюсневых костей сдавлены с боков. Периферический отдел головок имеет сферической формы суставные поверхности, сочленяющиеся с фалангами пальцев. На нижней поверхности головки I плюсневой кости, по бокам, имеются две небольшие гладкие площадки, к которым прилегают сесамовидные кости большого пальца стопы. Между костями плюсны имеется 4 межкостных промежутка, которые заполнены межкостными мышцами. Кости плюсны с костями предплюсны соединяются посредством предплюсне-плюсневых суставов: между медиальной клиновидной и I плюсневой костями; между промежуточной и латеральной клиновидными и II-III плюсневыми костями; между кубовидной и IV-V плюсневыми костями. Суставная капсула каждого из предплюсне-плюсневых суставов прикрепляется по краю суставных хрящей и подкрепляется следующими связками: тыльные предплюсне-плюсневые связки, расположенные на тыльной поверхности суставов; подошвенные предплюсне-плюсневые связки, расположенные на подошвенной поверхности; межкостные плюсневые связки, находящиеся между основаниями плюсневых костей; межкостные клино-плюсневые связки, соединяющие клиновидные кости с костями плюсны, одна из которых – средняя (медиальная) соединяет медиальную клиновидную кость с основанием II плюсневой кости и является «ключом Лисфранка». Межплюсневые суставы располагаются между основаниями отдельных костей плюсны. Их суставные капсулы укрепляются за счёт межкостных плюсневых связок, тыльных плюсневых связок, подошвенных плюсневых связок. Плюснефаланговые суставы образованы суставными поверхностями головок плюсневых костей и оснований проксимальных фаланг. Суставные капсулы прикрепляются по краю суставных хрящей, слабо натянуты. Тыльный отдел суставных капсул истончен, со стороны подошвенной поверхности они укрепляются подошвенными связками, а с боков – коллатеральными связками.

Кроме того, между головками плюсневых костей натянута глубокая поперечная плюсневая связка.

Анатомия связочного аппарата и костей плюсны стопы, описанная профессором Кембриджского университета Бари М. Логан, идентична, но с небольшими дополнениями: плюсневые кости, с первую по пятую, расположены перед каждым пальцем, каждая имеет основание (на проксимальном или лодыжечном конце), тело и головку (у конца пальца стопы) [2]. Основания первых трёх костей сочленяются с клиновидными костями. Четвёртая и пятая кости сочленяются с кубовидной костью. Головки образуют соединения с основаниями проксимальных фаланг. Вторая, третья и четвёртая плюсневые кости длиннее первой и пятой костей. Первая кость – самая короткая и толстая. Вторая плюсневая кость – самая длинная, её основание углублено между медиальной и латеральной клиновидными костями и сочленяется с промежуточной клиновидной костью, формируя ключевой элемент свода стопы. Таким образом, вторая плюсневая кость – наиболее закреплённая из всех плюсневых костей. Основание второй плюсневой кости выступает более проксимально, чем основания первой и третьей костей – блокирующий аппарат, предотвращающий поперечные движения. Основание первой плюсневой кости сочленяется с медиальной клиновидной костью. Между основаниями первой и второй плюсневыми костями в норме имеется сумка, а не сустав. С подошвенной поверхности к медиальной стороне основания первой плюсневой кости прикрепляется сухожилие передней большеберцовой мышцы, к латеральной поверхности – сухожилие длинной малоберцовой мышцы. Между основанием первой плюсневой кости и медиальной клиновидной с тыльной поверхности расположена тыльная связка первого предплюсне-плюсневого сустава.

В более поздней интерпретации анатомии плюсны некоторыми авторами было предпринято описание морфологических и морфометрических характеристик каждого компонента межкостных тарзометатарзальных связок и классификации их типов строения, что, несомненно, дало полезную информацию для улучшения диагностики и лечения поражений в этой области [3]. Так, по мнению авторов, предплюснево-метатарзальный сустав или сустав Лисфранка представляет собой многогранную полиартикулярную систему, включающую 9 костей (5 плюсневых, 3 клиновидных и 1 кубовидную) и определяет границу между передней и средней частью стопы. Стабильность этого сустава обеспечивается жестким расположением скелета, при котором основание второй плюсневой кости утоплено в углублении, образованном медиальной и латеральной клиновидными выступами, и усилено трёхслойными связочными структурами (тыльной, по-

дошвенной и межкостной предплюсневометатарзальными связками), проходящими через сустав. В первой клиновидно-метатарзальной суставной щели самая крупная связка (лисфранковая) межкостных предплюсневометатарзальных связок соединяет медиальную клиновидную и вторую плюсневую кости. Во втором клиновидно-тазовом суставном пространстве межкостные предплюсневометатарзальные связки соединяют промежуточную клиновидную со второй и третьей плюсневыми костями, латеральную клиновидную – со второй и третьей плюсневыми костями или заполняют второе клиновидно-плюсневое пространство в виде четырёхугольной пластинки. В третьем клиновидно-плюсневом суставном пространстве межкостные предплюсневометатарзальные связки соединяют латеральную клиновидную кость с третьей плюсневой костью, латеральную клиновидную кость – с четвёртой плюсневой костью, либо латеральную клиновидную кость одновременно и с третьей и четвёртой плюсневыми костями, кубовидную кость с третьей плюсневой костью, с четвёртой плюсневой костью или с третьей и четвёртой плюсневыми костями одновременно. Также авторы указывают, что в большинстве исследований одна-две небольшие связки были обнаружены выше или ниже связки Лисфранка в первом клиновидно-плюсневом суставном пространстве. Кроме того, во вторых промежутках между клиновидно-плюсневыми суставами были обнаружены дополнительные связки, соединяющие промежуточную и латеральную клиновидные кости со второй или третьей плюсневыми костями.

Более детальная анатомия латеральных подошвенных связок поперечной плюсневой дуги описана в работе L. Mason с соавторами [4]. Так, они описывают, что предплюсневометатарзальное сочленение (сустав Лисфранка) представляет собой сложное взаимодействие суставной поверхностей, связок и поддерживающих сухожилий. Вторая плюсневая кость является основанием поперечной плюсневой дуги, и её расположение и прикрепление связок имеют решающее значение для функционирования и стабильности средней части стопы, а связка Лисфранка считается основным стабилизатором средней части стопы. Связка Лисфранка представляет собой межкостную связку, берущую начало с латеральной стороны медиальной клиновидной кости и располагающуюся на медиальной стороне основания второй плюсневой кости.

Предплюсневометатарзальный суставной комплекс можно разделить на три колонки в зависимости от их относительного движения. Киодо и Майерсон предложили классификацию в 2001 году на основе столбиков, при этом медиальный столбик включает первую плюсневую кость и медиальное клиновид-

ное сочленение, средний столбик включает второе и третье плюсневые сочленения с промежуточной и латеральной клиновидностью, а латеральный столбик включает четвертую и пятую плюсневые кости и кубовидное сочленение. Проведённый Узунианом и Шереффом анализ различных движений показал, что средний столбик является наиболее стабильным с отклонением в сагиттальной плоскости примерно на 0,6 мм, медиальный столбик с большей степенью смещения примерно на 3,5 мм в сагиттальной плоскости и латеральный столбик с наибольшей степенью смещения примерно на 13 мм в сагиттальной плоскости [5].

Теория классификации повреждений средней части стопы по трём столбцам, предложенная Киодо и Майерсоном, была расширена Шеперсом и Раммельтом, которые также предложили метод столбцов, основанный на биомеханике предплюсневых костей [6]. Согласно классификации столбиков, средний и латеральный столбики связаны латеральной связкой Лисфранка, и, таким образом, сокращение и стабилизация среднего столбика обычно приводит к нормализации латерального столбика без вмешательства. При анализе латерального компонента поперечной плюсневой дуги латеральная лисфранковая связка соединяется с длинной подошвенной связкой, в свою очередь соединяющей поперечную дугу с обеими продольными дугами. Обнаружение связи между латеральной связкой Лисфранка и длинной подошвенной связкой добавляет ещё одно возможное объяснение того, почему своды стопы движутся синхронно.

Кер и другие описали функционирующую медиальную продольную дугу как работающую подобно пружине, набирающую энергию во время фазы сокращения, а затем высвобождающую её часть в фазе отталкивания [7]. Они пришли к выводу, что дисфункция медиальной дуги ухудшает динамизм и расход энергии при ходьбе или беге. Возможно, что ориентация латеральной лисфранковой связки во время нормального цикла ходьбы может растягиваться в фазе стойки и высвобождать эту энергию в фазе отталкивания. Холовка и другие обнаружили в ходе кинематического сравнительного исследования между людьми и шимпанзе, что фаза отталкивания при походке у людей обусловлена резким подошвенным сгибанием и приведением суставов средней части стопы во время второго периода опоры на две конечности. Хотя, в первую очередь, это обусловлено взаимодействием между длинной малоберцовой мышцей и задней большеберцовой мышцей, ориентация латеральной лисфранковой связки может означать, что поперечная плюсневая дуга укорачивается во время отталкивания, что приводит к высвобождению энергии, приводящей к

сжатию средней части стопы, тем самым увеличивая жёсткость рычага передней части стопы.

Для понимания механической патологии стопы в 2007 году проведён трёхмерный анализ внутренней анатомии плюсневых костей. Процесс трёхмерной визуализации – магнитно-резонансная томография и компьютерный анализ были связаны с измерением биометрии стопы в движении. Полученные результаты позволили авторам улучшить моделирование костных структур стопы с конкретной целью определения характеристик движения. А определённая с помощью двумерного томоденситометрического метода структура плюсневых костей позволила предложить способ моделирования костей и косвенной оценки их напряжения и деформации. Первоначальной целью этого исследования была необходимость оценить внутреннее перекручивание плюсневых костей, поскольку в предыдущих исследованиях этот анатомический параметр не анализировался. Для лучшего понимания механических проблем передней части стопы и оценки хирургических методов было определено внутреннее перекручивание как осевое внутрикостное вращение между проксимальным и дистальным концами плюсневой кости. В результате исследования установлены значения внутреннего скручивания, отмечено 3 паттерна в соответствии с диапазоном угловых значений пронации. Для первой плюсневой кости внутреннее скручивание происходило при большой пронации с большой вариабельностью. Для третьей и четвёртой плюсневых костей определены сопоставимые значения, но с умеренной вариабельностью. Угол скручивания был наименьшим для второй плюсневой кости. Аксиальный поворот плюсневых костей, по-видимому, является результатом вращательных усилий, приложенных к скелету передней части стопы, и напряжение пронации, по-видимому, является наиболее важным. Силы, приложенные к второй плюсневой кости, создают существенные дорзоплантарные напряжения, а вращательные усилия на этой кости умеренны или сбалансированы между медиальным и латеральным вращением. Таким образом, авторы установили, что внутреннее скручивание может выглядеть как анатомическая «коррекция» внешнего вращения, производимого в предплюснито-плюсневых и более проксимальных суставах. Ориентация головки плюсневой кости, наряду с поддержкой передней дуги, зависит от этой аксиальной коррекции. В этом функциональном соотношении вторая плюсневая кость была представлена как центральная ось передней дуги, а распределение плюсневых костей было пронационным для первой плюсневой и супинационным для третьей, четвёртой и пятой плюсневых костей. Для пятой плюсневой кости внутреннее скручивание происходило в супинации. Это связано

с трёхмерной формой её проксимальной части. Фиксация сухожилия малоберцовой мышцы придает особую геометрию основанию пятой плюсневой кости, но ось суставной поверхности находится почти под углом 90° к основанию её главной оси. Результат супинации при угле кручения является следствием связи между используемой техникой и конкретной трёхмерной структурой костного базиса. Передняя опора передней части стопы зависит не только от длины плюсны или наклона плюсны. Внутреннее скручивание представляется важным и специфичным в анатомических характеристиках передней части стопы. Его оценка и коррекция могут стать новым подходом в хирургических вмешательствах при плюсневой боли [8].

Результаты по объёмам и площади поперечного сечения плюсневых костей представлены Гриффином и Ричмондом [9]. С помощью геометрических параметров они объяснили слабость средней части второй и третьей плюсневых костей, что контрастирует со значительным напряжением, которое испытывают эти плюсневые кости. Авторы объяснили данный факт важной способностью подошвенных мягких тканей поглощать механическую энергию во время ходьбы. В то же время, для дистальной части второй плюсневой кости эти параметры были самыми высокими. Эта относительная прочность в дистальном отделе противостоит слабости в среднем отделе и обусловлена специфической площадью поперечного сечения, которая сочетается с наименьшим внутренним перекрутом плюсневой кости, что является результатом механического напряжения. В исследовании подошвенного давления во время фазы отталкивания при ходьбе Хаяфуне показал, что наиболее значительное повышение давления происходит под головкой второй плюсневой кости. Кроме того, ограниченное внутреннее скручивание подходит для дорзоплантарных механических усилий. В результате автор сделал заключение, что вторую плюсневую кость следует считать реальным осевым стержнем передней части стопы.

Сухожилия, связка, апоневроз или суставная капсула могут крепиться к кости различными способами в зависимости от места прикрепления – эпифиза или диафиза. Фиброзно-хрящевой энтезис – анатомическая структура сложного строения, представляющая один из вариантов прикрепления плотной оформленной соединительной ткани (сухожилия, связки, фасции или капсулы) к поверхности кости, преимущественно в местах, где нет надкостницы, например в участках эпифизов. Энтезис состоит из четырёх зон: плотной волокнистой соединительной ткани, некальцифицированного волокнистого хряща, кальцифицированного волокнистого хряща и кости. Волокна фиброзные ткани прикрепляются

непосредственно к кости или надкостницы главным образом через слой волокнистого хряща, в котором коллагеновые волокна связки соединяются с аморфным межклеточным веществом, а фибробласты инкапсулируются и становятся похожими на хондроциты. Такая переходная зона характерна для места прикрепления синовиальной оболочки к периферии суставного хряща. Подошвенная поверхность, сужаясь дистально, становится больше сходна со связкой, состоящей из большого количества фибробластов и меньшего количества хондроцитов [10, 11].

Фиброзно-хрящевые энтезисы присутствуют на эпифизах длинных костей и мелких костях кистей и стоп. N. Maas и другие считают, что фиброзно-хрящевое строение подошвенной поверхности подобно строению мениска и annulus fibrosis межпозвонковых дисков [12]. В месте крепления сухожилия к кости пучки коллагеновых волокон (шарпеевские), ориентированные в направлении наибольшего напряжения, врастают в кость. В таком случае между волокнами коллагена расположены остеобласты, продолжающие продуцировать матрикс костной ткани, чем обеспечивают возможность опозиционного роста кости и функции надкостницы в зоне прикрепления. J.T. Deland и соавт. не обнаружили эластичных волокон, а R.B. Johnston^{3rd}, напротив, обнаружил небольшую концентрацию эластина [13, 14]. Коллагеновые волокна центральной и периферической частей плюсневых связок ориентированы продольно и являются дистальными продолжением волокон подошвенного апоневроза, за счёт чего обеспечивается «лебедочный» механизм в каждом плюснефаланговом суставе (ПлФс). На уровне глубокой подошвенной межплюсневой связки волокна приобретают поперечную ориентацию.

Описано гистологическое строение участков крепления связок капсулы ПлФс к головкам плюсневых костей соответствует типичной структуре фиброзно-хрящевого энтезиса, характерным признаком которого является наличие волокнистого хряща, локализация преимущественно возле эпифизов, ограниченность зоны прикрепления Пучки сухожильных коллагеновых волокон прорастают в хрящевую часть энтезиса, диффузно распространяясь в минерализованном волокнистом хряще. Шарпеевские волокна непосредственно проникают в компактную костную ткань кортикального слоя, интегрируясь с костными трабекулами. Неминерализованная и минерализованная части фиброзного хряща разграничены чёткой демаркационной линией, а граница между фиброзным хрящом с признаками обызвествления и субхондральной костной тканью выражена нечётко. За счёт особенностей строения плюсневые связки способны выдерживать нагрузку в разных направлениях [15].

В конце XX – начале XXI проведено исследование по сравнению архитектуры трабекулярных костей передней части стопы у современных гоминид. Это исследование было сосредоточено на архитектурных свойствах трабекул первой и второй плюсневых головок. Основным свойством, представляющим первостепенный интерес, является объёмная доля трабекулярной кости (т.е. соотношение объёма кости к общему объёму (BV/TV)) и степень анизотропии (DA). Было обнаружено, что BV/TV коррелирует с модулем Юнга, показателем жесткости кости [16], а DA указывает на степень, в которой кость выровнена в предпочтительной ориентации (т.е. трабекулы, адаптированные для стереотипной нагрузки по одной или нескольким осям, будут показывать более высокие значения DA, чем трабекулы, адаптированные для разнонаправленной нагрузки) [16].

Конкретные прогнозы относительно различий в трабекулярных костях на головах плюсневых костей современного человека и человекообразной обезьяны могут быть основаны на существующих исследованиях свойств костей передней части стопы современного человека и количественно определенных *in vivo* функциональных различиях передней части стопы у современных людей и *paniscus* (бонобо). Головка каждой плюсневой кости представляет собой мужскую соединительную поверхность плюснефалангового сустава (MTPJ), которая становится частью, несущей вес точки опоры передней части стопы у современных людей при отталкивании во время фазы стойки. Отталкивание происходит после того, как вес тела переносится на переднюю часть стопы, и каждая фаланга перемещается на тыльную поверхность соответствующей головки плюсны. Как отмечено для MTPJ 1, в этом случае происходит повышенная компрессия сустава. Поскольку MTPJ1 становится максимально конгруэнтным при тыльном сгибании, а коллатеральные связки вокруг MTPJ натягиваются для обеспечения стабильности, MTPJ занимает положение, известное как плотная упаковка. Это функция *in vivo* хорошо соответствует региональным различиям в плотности кости, обнаруженным в передней части стопы современного человека. Дорсальная область головки первой плюсневой кости демонстрирует большую минеральную плотность кости по сравнению с более подошвенными частями головы. Та же картина отражена в трабекулярной архитектуре второй проксимальной фаланги. BV/TV и DA второй проксимальной фаланги имеют тенденцию уменьшаться от тыльной к подошвенной области кости, и это говорит о том, что MTPJ 2 также испытывает дорсальное сжатие во время отталкивания [17, 18].

Когда конкретные аспекты функции передней части стопы современного человека *in vivo* сравниваются с *paniscus*, подчеркивается ключевая роль пе-

редней части стопы современного человека при отталкивании. В среднем у современного человека МТРЖ 1 во время ходьбы происходит больший прогиб спины от середины стопы до отрыва носка, чем у среднестатистического бонобо (как при ходьбе на четвероногих, так и на двуногих), и в точке максимального прогиба МТРЖ 1 задняя часть стопы человека испытывает скачок нагрузки (измеряемый подошвенным давлением) по сравнению с боковой частью передней части стопы. Эта закономерность не проявляется в профиле давления в шейке стопы бонобо. В совокупности, сравнительные данные *in vivo* и свойства кости, которые отражают специфическую функцию плюснефалангового сустава современного человека, способствуют исследованию того, является ли структура трабекулярной архитектуры современного человека уникальной среди существующих гоминоидов, и, таким образом, диагностике плюсневой опоры стопы.

Это исследование проверяет две основные гипотезы. Первое предсказание состоит в том, что у современных людей будет наблюдаться относительно большее усиление BV/TV в дорсальной области по сравнению с более подошвенными областями головы МТ, чем у других человекообразных обезьян. Вынос спины у МТРЖ бонобо обычно меньше, чем у современных людей, а плюснефаланговые суставы человекообразных обезьян не смыкаются при разгибании и, следовательно, могут не обеспечивать достаточной стабильности при тыльном сгибании для переноски веса. Во-вторых, ожидается, что плюсневые кости современного человека будут демонстрировать большую анизотропию, чем у человекообразных обезьян, особенно в дорсальной области головы, потому что современные люди – обычные двуногие, и они демонстрируют более последовательную позу передней части стопы во время ходьбы. Человекообразные обезьяны демонстрируют более разнообразное позиционное поведение, чем современные люди, и поэтому прогнозируется, что поведенческий репертуар (например, лазание, подвешивание, четвероноготь) с меньшей стереотипной нагрузкой на МТРЖ 1 и МТРЖ 2 приведёт к меньшей анизотропии трабекул по сравнению с состоянием плюсневых костей современного человека [19].

Имеются литературные данные об исследовании полового диморфизма в плюсневых костях: геометрический и инерционный анализ трёхмерных реконструированных моделей, так называемая «виртопсия». «Виртопсия» – термин, введённый в судебно-медицинскую экспертизу и биоархеологию для описания применения трёхмерного (3D) анализа изображений поперечного сечения (CSI) человеческих останков. Эти методы включают 3D-реконструкцию органов и точные количественные

измерения на основе данных многосрезовой компьютерной томографии или магнитно-резонансной томографии. Действительно, замена традиционных методов вскрытия на CSI-исследование была рекомендована научными, культурными и гуманитарными группами из-за его неинвазивности, цифровой природы и возможностей 3D-реконструкции. Литературные данные предоставляют многочисленные доказательства того, что реконструкция CSI полезна для анализа морфологии нейронов, костей и зубов. Например, была задокументирована возможность определить возраст человека по объёму пульпы зуба или пол путём вычисления метрических величин длинной кости [20].

Оценка пола скелетных останков является основным элементом при создании биологического профиля в археологии и криминалистике. Оценка в значительной степени зависит от анализа тазовых и черепных особенностей. Однако, в действительности, нередко обнаруженные останки скелета являются неполными, и, следовательно, исследователям приходится сосредотачиваться на оставшихся костях. В этом контексте плюсневые кости с небольшим количеством и площадью поверхности с большей вероятностью сохраняются неповрежденными, а в некоторых случаях они представляют собой единственный вариант для определения пола. Распространённость плюсневых костей на археологических раскопках колеблется от 43 до 89%, что значительно больше, чем у других костей. Например, в семи судебных делах на Севере Италии присутствовали 97,1% плюсневых костей, включая 100% костей первой плюсневой кости [21, 22].

Исследования уже доказали точность оценки виртуального пола с помощью CSI плюсневых костей. Например, показано, что линейные измерения плюсневых костей, такие как максимальная длина, ширина головки и ширина основания, обеспечивают точную оценку пола. Кроме того, объём первой плюсневой кости и кручение второй плюсневой кости использовались для установления успешных протоколов определения пола и старения. Точность доступных в настоящее время геометрических протоколов составляет примерно 80%, что дает возможность для дальнейших улучшений. Определение пола может быть точно выполнено с помощью анализа ДНК, который в значительной степени зависит от количества и качества образцов ДНК; однако этот метод неприменим для точного определения пола останков скелета человека, поскольку ДНК начинает разлагаться сразу после гибели клеток. Хотя кости и зубы могут обеспечить некоторую защиту от деградации ДНК, условия для сохранения очень требовательны, такие как температура, уровень влажности, кислорода, состав почвы и значение pH. Делеции Y-хромосомы или мутации в сайтах

прайминга или связывания могут привести к неверной оценке пола и снизить точность анализа ДНК. Исследования показывают, что точность анализа ДНК при определении пола древних человеческих останков колеблется от 52 до 95%. Что касается костных окаменелостей, то чем старше окаменелость, тем меньше количество извлекаемой ДНК. В костных окаменелостях от 200 000 до 500 000 лет назад не осталось извлекаемой ДНК. Кроме того, процесс извлечения ДНК является деструктивным, что невозможно, когда требуется сохранение древних останков скелета. Поэтому, когда мы попытаемся определить пол ископаемых костей, преимущества морфологических и инерционных переменных будут более очевидны [23].

Текущее исследование направлено на проверку гипотезы о том, что 3D-реконструкция плюсневых костей может представлять многообещающую альтернативу традиционно используемым методам судебной экспертизы и археологической оценки пола. Точнее, целью этого исследования является определение физических размеров плюсневых костей, представляющих интерес для различения мужчин и женщин. С этой целью плюсневые кости 60 субъектов ($n = 600$) были отсканированы с помощью компьютерной томографии и виртуально проанализированы с целью выявления количественных показателей, относящихся к полу индивидуума. В дополнение к нормализации геометрических переменных, определяющих пол кости (длина, ширина, высота, площадь поверхности и объем кости), это исследование было специально разработано для повышения точности определения пола за счёт включения инерционных переменных – трёх главных моментов инерции (PMI) относительно их главных осей инерции (PAI) (x , y и z) [20].

В результате исследования установлено, что такие параметры, как напряжение, параметр поля зрения и настройки реконструкции, влияют на точность измерений (длина, ширина, высота, площадь поверхности и объём) во время 3D-реконструкции кости. Значения ICC длины, ширины и высоты кости продемонстрировали высокую согласованность измерений плюсневой кости между двумя реконструкциями, в то время как значения ICC площади поверхности и объёма были ниже, чем при линейных измерениях. Объём – величина более высокого порядка по сравнению с длиной, шириной и высотой. Например, значение ICC длины стороны квадрата равно 0,91, в то время как значение его объёма равно 0,75. Также было рассчитано значение ICC SA:V, и наименьшие значения ICC выросли до 0,93, указывая на то, что SA:V имеет более высокую консистенцию, чем площадь поверхности и объём. Поэтому в этом исследовании использовалось значение SA:V вместо площади поверхности и объёма. Такие па-

раметры, как поле зрения и напряжение, не были одинаковыми при двух сканированиях, что также повлияло на значения ICC реконструированных измерений плюсневой кости. С этой точки зрения значения ICC измерений плюсневых костей между двумя реконструкциями были высокими, что указывает на точность реконструированной 3D-модели кости при данных настройках параметров реконструкции. Разумно предположить, что настройка параметров, упомянутая в Методах, позволила получить точную модель реконструкции [20].

Половой диморфизм в системе скелета человека хорошо изучен. Исследователи продолжают изучать потенциал костей для определения пола, например, нижней челюсти, длинных костей верхней конечности, пястных костей и фаланг, таза, большеберцовой кости, плюсневой кости и проксимальные фаланги стопы. Точность определения пола, обеспечиваемая различными частями кости, варьировала от 66 до 99%. Для плюсневой кости это исследование впервые показало, что SA:V и PMIz плюсневой кости со значительным половым диморфизмом могут быть успешно реализованы для оценки пола. Дискриминантная точность геометрических и инерционных переменных плюсневой кости китайских выборок в этом исследовании составляла от 88,3 до 98,3%, что было сопоставимо с точностью, о которой сообщалось в португальской популяции европеоидов (83,0-100,0%), греческих выборках (80,7-90,1%), иранской популяции (82,6-86,9%), в западной популяции, населении Египта (81,3-97,5%). Различия в точности могут быть обнаружены в разных популяциях, что указывает на то, что точность классификации плюсневой кости была специфичной для конкретной популяции. Gibelli и соавт. сообщалось о превосходстве линейных измерений над объёмными при оценке пола. В нашем исследовании SA:V и PMIz пяти плюсневых костей показали больший половой диморфизм, чем линейные переменные, и SA:V вносит наибольший вклад в оценку пола. Дискриминантная функция, основанная на SA:V, обеспечила точность 91,7% (перекрестная проверка 91,7%). Исследования показали, что SA:V будет уменьшаться с увеличением размера тела, поскольку трабекулы становятся толще. В наших случаях были обнаружены высокие и отрицательные корреляции ($0,60 < r_s < 0,81$) между SA:V и массой тела, а также между SA:V и ростом тела, что указывает на высокую точность классификации и значительный половой диморфизм значения SA:V и может быть результатом различий в размерах тела между мужчинами и женщинами. С другой стороны, нормализованные линейные и инерционные переменные показали низкую корреляцию ($r_s < 0,4$) с ростом и массой тела, что позволяет предположить, что нормализованная высота костей и индекс массы тела на

величину z с меньшей вероятностью влияли различия в росте и весе индивидуумов при оценке пола [24–29].

Из естественных принципов известно, что форма следует за функцией. Нагрузка может значительно изменять форму и массу кости, и это влияние является длительным. Устойчивость кости обычно рассматривается как важный показатель величины и характера силы, действующей на кость, предоставляя информацию о привычном поведении организма. В некоторых исследованиях сообщалось о половых различиях в прочности костей кисти и стопы. В нашем исследовании высокие SDI высоты костей и PMIz могут отражать различия в генетике и уровне физической активности между полами. При линейных измерениях были обнаружены более высокие значения SDI по высоте кости, чем по ширине и длине кости, что согласуется с данными литературы. Рафф и соавт. обнаружили, что размер поперечного сечения диафиза значительно менялся с увеличением механической нагрузки (увеличение массы тела). Аналогичные результаты были обнаружены Либерманом и соавт., сообщившими о значительном изменении геометрии диафизарного поперечного сечения костей конечностей овец после 3-х месяцев умеренных физических нагрузок. PMI связан с морфологией кости и распределением массы. Значительно более высокий PMI значения z у мужчин выше, чем у женщин, предположительно, являются следствием повышенной физической активности испытуемых мужского пола. А именно, предплюсны и плюсневые кости со связками и сухожилиями свода стопы могут противостоять ударам и сохранять устойчивость при ходьбе, беге или прыжках. Плюсневые кости, в основном, испытывают продольное давление от основания к головке, что объясняет наибольшие различия в соотношении значений PMIz – нагрузка, несущая вдоль оси z , предположительно, претерпела изменения с точки зрения адаптации. Следует отметить влияние возраста на размер кости и надежность. Консенсус не достигнут. Было обнаружено, что поднадкостничный диаметр увеличивается с возрастом. Однако некоторые исследования показали, что механические нагрузки в зрелом возрасте мало влияют на внешние размеры диафиза длинной кости, а возрастные изменения размера диафиза в поперечном сечении кости не были очевидны. Это может указывать на то, что на свойства диафизарного поперечного сечения кости в основном влияла физическая активность до наступления зрелости скелета. Влияние возраста и механических нагрузок на геометрические и инерционные характеристики плюсневой кости требует дальнейших углубленных исследований на более крупных выборках различных этнических / расовых групп [30–32].

Требуется всестороннего обсуждения вопрос о том, как наилучшим образом реализовать анализ CSI для определения пола в криминалистике и археологии, но первоначально необходимо решить некоторые методологические вопросы. Во-первых, следует определить измерения, которые различаются в мужской и женской популяциях. Эти переменные могут быть геометрическими (длина, ширина, высота, SA:V) и инерционными (PMIs). Настоящая статья прокладывает путь для оценки пола, вводя концепцию нормализации костной системы координат, ориентированной на PMI. PMIz является атрибутом вращательных движений; это аналог массы поступательных движений. Преимуществом инерционного анализа является доказательство того, что такой анализ не зависит от таких факторов, как питание и генетика, как в случае с линейными переменными. Он количественно оценивает физические свойства костей стопы, предоставляя более точные данные, чем качественно измеренные кости таза и черепа или метрические подходы, фокусирующиеся на одном элементе кости. Во-вторых, необходимо определить метод, который даёт точные измерения на основе 3D-моделей. В настоящей статье представлен метод позиционирования кости. Система координат тела устанавливает COM в качестве исходной точки, определяя местоположение кости, и устанавливает три группы костей в качестве осей координат тела, определяя положение кости, чтобы избежать ошибки измерения, вызванной различными положениями сканирования, что обеспечивает высокую точность измерений вдоль оси (длина, ширина и высота кости). Одним из дополнительных преимуществ этого метода является то, что размер кости вдоль оси может быть получен автоматически, что снижает возможную ошибку, вызванную ручным измерением [33, 34].

Это исследование является продолжением продолжающихся научных усилий по использованию виртуальной 3D-реконструкции для определения пола и возраста людей. Кости стопы были выбраны намеренно из-за их широкой доступности как в археологическом, так и в судебно-медицинском контексте из-за большей устойчивости к суровости времени, чем длинные кости. Точность виртуального анализа плюсневой кости доказана в предыдущем исследовании, в ходе которого оценивалась эффективность рентгенологического метода для определения пола индивидуумов с использованием измерений первой и второй плюсневых костей европейского населения Португалии [35–37].

Высокая распространённость плюсневых костей на археологических и криминалистических объектах подтверждает, что предлагаемый метод может широко применяться в археологии и криминалистике. Широкое применение 3D CSI в судебной медицине

ограничено из-за этических проблем, которые также ограничивают создание баз данных населения. Однако данные, полученные во время обычного медицинского обследования, могут храниться и впоследствии использоваться в судебно-медицинской экспертизе. Анализ плюсневых костей с помощью рентгенографии является быстрым и неинвазивным. Преимущества криминалистического анализа 3D CSI включают, помимо возможности определения пола, точное документирование и 3D-демонстрацию результатов судебно-медицинской экспертизы для суда, уменьшение травматичности и снижение риска передачи заболевания. Интересно отметить, что CSI-анализ четвёртой плюсневой кости даже позволил учёным объяснить наземный характер двуногой ходьбы *Australopithecus afarensis*, датируемый 3,2 млн лет назад [38].

Однако следует отметить некоторые недостатки оценки скелета, ориентированной на виртопсию. На качество CSI могут влиять многие факторы, включая положение при сканировании, совокупность ошибок, разрешение и дозу, что приводит к несоответствию моделей 3D-реконструкции. Исследования показали, что 3D-модели костей могут достигать высокой точности в субмиллиметровом масштабе, в то время как увеличение разрешения вокселей (с 0,3 до 0,15 мм) не улучшает точность моделей. В нашем предыдущем исследовании сравнивалась точность 3D-моделей костей, реконструированных с использованием различных анизотропных вокселей (разных размеров пикселей), и не было обнаружено существенных различий в линейных измерениях, объёме и площади поверхности моделей. В частности, значения линейных измерений оставались в высшей степени постоянными, что указывает на то, что размер пикселя не оказывал существенного влияния на точность модели в субмиллиметровом масштабе. Компьютерная томография, обеспечивающая сканирование на уровне нескольких микрон для образцов небольшого размера, обычно используется для оценки микроструктуры трабекулярной кости. Однако влияние мультidetекторной компьютерной томографии и микротомографии с разным разрешением на точность 3D-моделей костей всё ещё не ясно и требует дальнейшего изучения. Стандартизация системы координат тела кости позволяет избежать побочных эффектов, возникающих при различных положениях сканирования, в то время как оценка этих величин в процентах может снизить эффект от разрешения и дозы. Одна и та же кость может быть реконструирована другим оператором или она может быть реконструирована одним и тем же оператором много раз, поэтому при сравнении результатов различных исследований CSI-анализа скелетной ткани следует учитывать настройку параметров процесса реконструкции. Что касается ста-

тистических результатов, то некоторые предположения не были подтверждены, такие как многомерная нормальность со второй по пятую плюсневые кости левой стороны и первая и пятая плюсневые кости правой стороны. К точности формул, основанных на этих плюсневых переменных, следует относиться с осторожностью, хотя анализ дискриминантных функций относительно надёжен в отношении отклонений от многомерной нормальности. Следует дополнительно подчеркнуть, что на точность оценки могут влиять характеристики выбранной кости, популяция, размер выборки и возраст. Многообещающие результаты (перекрестно подтвержденные диапазоны точности) этого исследования могут частично определяться небольшим размером выборки, а также той же молодой возрастной группой. Потенциальное применение этого нового предлагаемого метода для определения пола у неопознанных особей в будущем не будет таким точным, как предлагается в этом исследовании. Следовательно, методы должны быть протестированы (или независимо разработаны) для различных групп населения прежде, чем широко применяться к особям неизвестного популяционного происхождения (т.е. Неопознанным скелетам в судебно-медицинском и биоархеологическом контекстах) [40–46].

В статье М.А. Ряховского с соавторами «Возрастная динамика морфометрических показателей костей стопы человека по данным рентгеноостеометрии», опубликованной в 2009 году, приводится анализ рентгеновских снимков трубчатых костей стопы человека от 42 мужчин и 23 женщин в возрасте 20–90 лет без признаков сосудистой патологии. Измерения рентгеноостеометрических показателей трубчатых костей стопы человека проводились по стандартным параметрам: длина кости, ширина дистального эпифиза, ширина проксимального эпифиза, ширина диафиза, ширина костномозгового канала. Показано, что на рентгенограммах стоп в исследуемой группе людей без признаков сосудистой патологии, статистически значимо определяется явно выраженная и однонаправленная закономерность в изменении показателей процессов старения для костей плюсны и проксимальных фаланг II и V лучей, медиальной фаланги V луча и дистальных фаланг всех пальцев. Эти процессы заключаются в снижении с возрастом индекса компактизации средней фаланги V луча и увеличении с возрастом широтных размеров тела проксимальной фаланги II луча, дистального эпифиза 2-й, длины и основания 5 плюсневой кости, изменении формы дистальной бугристости всех ногтевых фаланг от гладкой до грибовидной [47].

Наибольшую прикладную значимость в повседневной судебно-медицинской экспертизе имеет

определение биологического возраста по костным останкам. Практические наблюдения показывают, что кости стопы фрагментов расчленённых тел и трупов людей, наиболее сохранны, в отличие от костей других частей тела, так как они защищены обувью от воздействия факторов внешней среды и поедания животными. Попытки изучения возрастных морфологических изменений костей стопы уже принимались в начале и середине прошлого века. Диагностическая ценность результатов этих исследований носит преимущественно качественный, ориентировочный характер. В этих научных трудах указывается на наличие возрастных изменений только в первой плюсневой кости и об отсутствии изменений в остальных трубчатых костях стопы. Цель исследования была в установлении направленности и динамики возрастной изменчивости количественных показателей трубчатых костей стопы человека. На рентгенограммах стоп в исследуемой группе людей без признаков сосудистой патологии, статистически значимо определяется явно выраженная и однонаправленная закономерность в изменении показателей процессов старения для костей плюсны и проксимальных фаланг II и V лучей, медиальной фаланги V луча и дистальных фаланг всех пальцев. Эти процессы заключаются в снижении с возрастом индекса компактизации средней фаланги V луча и увеличении с возрастом широтных размеров тела проксимальной фаланги II луча, дистального эпифиза 2-й, длины и основания 5 плюсневой кости, изменении формы дистальной бугристой части всех ногтевых фаланг от гладкой до грибовидной [46].

Определение возраста взрослого человека по микроструктуре периостального отдела V плюсневой кости проведено В.Н. Звягиным [48].

Необходимость определения возраста по микроструктуре кости, как правило, возникает при экспертизе фрагментированных и сожженных останков, когда возрастных анатомо-морфологических особенностей недостаточно либо они отсутствуют. Основоположниками определения возраста человека по микроструктуре кости в судебной медицине являются Ю.М. Гладышев, разработавший универсальную классификацию видов и форм остеонных конструкций, и Е. Kerley, предложивший простую, но эффективную программу микроструктурных признаков. Эти программы признаков в дальнейшем были практически реализованы. Разработки гистоморфометрического плана появились несколько позже, но точность диагностики в пожилом и старческом возрасте практически не улучшили. Подавляющее большинство существующих методик разработаны на длинных трубчатых костях. Работы, касающиеся коротких трубчатых костей, единичны. Диагностические методики основаны на регрессионном анализе. Многие из них за давностью лет не соответству-

ют современным стандартам. Применение методик интервальной диагностики возраста с использованием дискриминантного анализа появились совсем недавно. В настоящее время убедительно доказано, что признаки данного уровня не обладают половой изменчивостью и латеральной асимметрией. Такой вывод привлекателен с точки зрения экспертной практики, поскольку диагностика возраста по мелким фрагментам и отломкам костей представляет в настоящее время трудную, а иногда и не разрешимую задачу. В результате проведённого исследования разработана методика диагностики возраста взрослого человека по микроструктуре периостального отдела V плюсневой кости. По данным дискриминантного анализа рассчитаны три диагностические модели, разграничивающие возрастные группы: 18-49 и 50-90 лет с точностью правильной классификации 90,43%; 18-35 и 36-49 лет с точностью 94,12%; 50-61 год и 62-90 лет с точностью 80,96%. С помощью регрессионного анализа в пошаговом варианте рассчитаны диагностические модели в диапазоне: от 18 до 90 лет с коэффициентами детерминации $R_2 = 0,739$ и точностью диагностики $\pm 9,47$ года; от 18 до 49 лет с коэффициентом детерминации $R_2 = 0,842$ и точностью диагностики $\pm 3,40$ года; от 50 до 90 лет с коэффициентом детерминации $R_2 = 0,462$ и точностью диагностики $\pm 8,05$ года. Совпадение возрастных оценок по дискриминантным и регрессионным моделям является гарантией правильности выводов. При существенном несовпадении указанных оценок от диагностики возраста индивида следует отказаться [49-51].

Таким образом, имеющиеся в литературе данные по анатомии и топографии костей плюсны и её связочного аппарата, несмотря на большое прикладное значение, в настоящее время не удовлетворяют запросам клинической анатомии, травматологии и судебной медицины. Внедрение в клиническую медицину методов лучевой диагностики позволило проводить прижизненную диагностику многих заболеваний, приближаясь во многих случаях к их морфологической оценке и описанию. Данное обстоятельство демонстрирует определённые различия в сравнении с фундаментальными анатомическими руководствами и, как следствие, требует проведения специальных анатомических исследований, основанных на прижизненной и порстмортальной визуализации тканей человеческого тела. Следует отметить, что активно развивающиеся в последние годы современные прижизненные неинвазивные клинические методы диагностики в сочетании с классическими методами изучения морфологических структур позволяют выявить новые закономерности анатомического строения и топографии плюсневых костей и связочного аппарата, как в норме, так и при некоторых патологических состояниях.

Литература [References]

- 1 Синельников Р.Д., Синельников Я.Р., Синельников А.Я. Атлас анатомии человека: учебное пособие. В 4 т. Т. 1. Учение о костях, соединениях костей и мышцах; ред. А.Г. Цыбульский. 8-е изд., перераб. Москва: Новая волна: Издатель Умеренков, 2018. 488 с. Sinelnikov R.D., Sinelnikov Ya.R., Sinelnikov A.Ya. Atlas of human anatomy: a textbook. In 4 vols. Vol. 1. The doctrine of bones, joints of bones and muscles; ed. by A.G. Tsybulkin. 8th ed., reprint. Moscow: New Wave: Publisher Umerenkov. 2018: 488. (In Russ).
- 2 Логан Бари М. Анатомия голеностопного сустава и стопы. Цветной атлас МакМинна / пер. с англ. ; под ред. Н.А. Шестерни. М.: Издательство Панфилова; БИНОМ. Лаборатория знаний, 2014. 152 с. Logan Barry M. Anatomy of the ankle and foot. Mamin's color Atlas / translated from English; edited by N.A. Pinion. Moscow: Panfilov Publishing House; BINOM. Laboratory of Knowledge. 2014: 152. (In Russ).
- 3 Won H.J., Oh C.S. Classification of the interosseous tarsometatarsal ligaments of the foot. *Foot Ankle Surg.* 2022;28(1):72-78. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.01.010>
- 4 Mason L., Jayatilaka M., Fisher A., Fisher L., Swanton E., Molloy A. Anatomy of the Lateral Plantar Ligaments of the Transverse Metatarsal Arch. *Foot Ankle Int.* 2020;41(1):109-114. <https://doi.org/10.1177/1071100719873971>
- 5 Chiodo C.P., Myerson M.S. Developments and advances in the diagnosis and treatment of injuries to the tarsometatarsal joint. *Orthop Clin North Am.* 2001;32(1):11-20.
- 6 Schepers T., Rammelt S. Classifying the Lisfranc injury: literature overview and a new classification. *FussSprungg.* 2018;16:151-159.
- 7 Ker R.F., Bennett M.B., Bibby S.R., Kester R.C., Alexander R.M. The spring in the arch of the human foot. *Nature.* 1987;325(7000):147-149.
- 8 Largey A., Bonnel F., Canovas F., Subsol G., Chemouny S., Banegas F. Three-dimensional analysis of the intrinsic anatomy of the metatarsal bones. *J Foot Ankle Surg.* 2007 Nov-Dec;46(6):434-41. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2007.08.003>
- 9 Griffin N.L., D'Août K., Ryan T.M., Richmond B.G., Ketcham R.A., Postnov A. Comparative forefoot trabecular bone architecture in extant hominids. *J Hum Evol.* 2010;59(2):202-13. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2010.06.00>
- 10 Apostolakos J., Durant T., Dwyer C., Russell R. et al. The enthesis: a review of the tendon-to-bone insertion. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014;4(3):333-342.
- 11 Benjamin M., McGonagle D. Entheses: tendon and ligament attachment sites. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2009;19:520-527. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00906.x>
- 12 Maas N.M.G., Grinten M., Bramer W.M., Kleinrensink G.-J. Metatarsophalangeal joint stability: a systematic review on the plantar plate of the lesser toes. *J. Foot Ankle Res.* 2016;9:32. <https://doi.org/10.1186/s13047-016-0165-2>
- 13 Deland J.T., Lee K.T., Sobel M., DiCarlo E.F. Anatomy of the plantar plate and its attachments in the lesser metatarsal phalangeal joint. *Foot Ankle Int.* 1995;16(8):480-6. <https://doi.org/10.1177/107110079501600804>
- 14 Johnston 3rd R.B., Smith J., Daniels T. The plantar plate of the lesser toes: An anatomical study in human cadavers. *Foot Ankle Int.* 1994;15(5):276-82. <https://doi.org/10.1177/107110079401500508>
- 15 Benjamin M., Kaiser E., Milz S. Structure-function relationships in tendons: a review. *J. Anat.* 2008;212(3):211-228. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.00864.x>
- 16 Kabel J., van Rietbergen B., Odgaard A., Huiskes R. Constitutive relationships of fabric, density, and elastic properties in cancellous bone architecture. *Bone.* 1999;25(4):481-6. [https://doi.org/10.1016/s8756-3282\(99\)00190-8](https://doi.org/10.1016/s8756-3282(99)00190-8)
- 17 Griffin N.L. Bone architecture of the hominin second proximal pedal phalanx: a preliminary investigation. *J. Hum Evol.* 2008;54(1):162-8. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2007.09.008>
- 18 Susman R.L., De Ruiter D.J. New hominin first metatarsal (SK 1813) from Swartkrans. *J Hum Evol.* 2004;47(3):171-81. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2004.06.005>
- 19 Ryan T.M., Krovitz G.E. Trabecular bone ontogeny in the human proximal femur. *J Hum Evol.* 2006;51(6):591-602. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2006.06.004>
- 20 Liu Y., Antonijević D., Li R., Fan Y., Dukić K., Mičić M., Yu G., Li Z., Djurić M., Fan Y. Study of Sexual Dimorphism in Metatarsal Bones: Geometric and Inertial Analysis of the Three-Dimensional Reconstructed Models. *Front Endocrinol (Lausanne).* 2021;12:734362. <https://doi.org/10.3389/fendo.2021.734362>
- 21 Miranker M. A Comparison of Different Age Estimation Methods of the Adult Pelvis. *J Forensic Sci.* 2016;61(5):1173-79. <https://doi.org/10.1111/1556-4029.13130>
- 22 Johnstone-Belford E., Flavel A., Franklin D. Morphoscopic Observations in Clinical Pelvic MDCT Scans: Assessing the Accuracy of the Phenice Traits for Sex Estimation in a Western Australian Population. *J Forensic Radiol Imaging.* 2018;12(1-3):5-10. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2018.02.003>
- 23 Dutta P., Bhosale S., Singh R., Gubrellay P., Patil J., Sehdev B., et al. Amelogenin Gene-the Pioneer in Gender Determination From Forensic Dental Samples. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(2): 56. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/22183.9407>
- 24 Frayer D.W., Wolpoff M.H. Sexual Dimorphism. *Annu Rev Anthropol.* 1985;14(1):429-73. <https://doi.org/10.1146/annurev.an.14.100185.002241>
- 25 Ruff C. Sexual Dimorphism in Human Lower Limb Bone Structure: Relationship to Subsistence Strategy and Sexual Division of Labor. *J Hum Evol.* 1987;16(5):391-416. [https://doi.org/10.1016/0047-2484\(87\)90069-8](https://doi.org/10.1016/0047-2484(87)90069-8)
- 26 Arsuaga J.L., Carretero J.M. Multivariate Analysis of the Sexual Dimorphism of the Hip Bone in a Modern Human Population and in Early Hominids. *Am J Phys Anthropol.* 1994; 93(2):241-57. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330930208>
- 27 Bruzek J. A Method for Visual Determination of Sex, Using the Human Hip Bone. *Am J Phys Anthropol.* 2002;117(2):157-68. <https://doi.org/10.1002/ajpa.10012>
- 28 Case D.T., Ross A.H. Sex Determination From Hand and Foot Bone Lengths. *J Forensic Sci.* 2007;52(2):264-70. <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2006.00365.x>
- 29 Charisi D., Eliopoulos C., Vanna V., Koiliakos C.G., Manolis S.K. Sexual Dimorphism of the Arm Bones in a Modern Greek Population. *J Forensic Sci.* 2011;56(1):10-8. <https://doi.org/10.1111/j.1556-4029.2010.01538.x>
- 30 Trinkaus E., Churchill S.E., Ruff C.B., Vandermeersch B. Long Bone Shaft Robusticity and Body Proportions of the Saint-Césaire 1 Châtelperronian Neanderthal. *J Archaeol Sci.* 1999;26(7):753-73. <https://doi.org/10.1006/jasc.1998.0345>
- 31 Stock J.T. Hunter-Gatherer Postcranial Robusticity Relative to Patterns of Mobility, Climatic Adaptation, and Selection for Tissue Economy. *Am J Phys Anthropol.* 2006;131(2):194-204. <https://doi.org/10.1002/ajpa.20398>
- 32 Ruff C. Relative Limb Strength and Locomotion in Homo Habilis. *Am J Phys Anthropol.* 2009;138(1):90-100. <https://doi.org/10.1002/ajpa.20907>
- 33 Ruder T.D., Ampanozi G. Can Cross-Sectional Imaging as an Adjunct and/or Alternative to the Invasive Autopsy be Implemented With the NHS. *J Forensic Radiol Imaging.* 2013;1:28-9. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2012.11.008>
- 34 Peckmann T.R., Orr K., Meek S., Manolis S.K. Sex Determination From the Talus in a Contemporary Greek Population Using Discriminant Function Analysis. *J Forensic Leg Med.* 2015;33:14-9. <https://doi.org/10.1016/j.jflm.2015.03.011>
- 35 Rodríguez S., González A., Simón A., Rodríguez-Calvo M.S., Febrero-Bande M., Cordeiro C., et al. The Use of Computerized Tomography in Determining Stature and Sex From Metatarsal Bones. *Leg Med.* 2014;16(5):252-7. <https://doi.org/10.1016/j.legalmed.2014.05.006>
- 36 Robling A.G., Ubelaker D.H. Sex Estimation From the Metatarsals. *J Forensic Sci.* 1997;42(6):1062-9. <https://doi.org/10.1520/JFS14261J>
- 37 Byers S., Akoshima K., Curran B. Determination of Adult Stature From Metatarsal Length. *Am J Phys Anthropol.* 1989;79(3):275-9. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330790303>
- 38 Higginbotham-Jones J., Ward A. Forensic Radiology: The Role of Cross-Sectional Imaging in Virtual Post-Mortem Examinations. *Radiography.* 2014;20(1):87-90. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2013.10.003>

- 39 Гуничева Н.В., Адахов Т.А., Шубкин В.Н. Особенности магнитно-резонансной томографии суставов нижних конечностей у пациентов разных возрастных групп. *Сибирское медицинское обозрение*. 2010;6(66):59-62. Gunicheva N.V., Akhadov T.A., Shubkin V.N. Features of magnetic resonance imaging of the joints of the lower extremities in patients of different age groups. *Siberian Medical Review*. 2010;6(66):59-62. (In Russ).
- 40 Kubota Y., Hatada S., Kawaguchi Y. Important Factors for the Three-Dimensional Reconstruction of Neuronal Structures From Serial Ultrathin Sections. *Front Neural Circuits*. 2009;3:4.2009. <https://doi.org/10.3389/neuro.04.004.2009>
- 41 Yu W., Zeng L. Iterative Image Reconstruction for Limited-Angle Inverse Helical Cone-Beam Computed Tomography. *Scanning*. 2016;38(1):4-13. <https://doi.org/10.1002/sca.21235>
- 42 Michaeli J.G., DeGroot M.C., Roxas R.C. Error Aggregation in the Reengineering Process From 3D Scanning to Printing. *Scanning*. 2017;2017:1218541. <https://doi.org/10.1155/2017/1218541>
- 43 Sang Y.-H., Hu H.-C., Lu S.-H., Wu Y.-W., Li W.-R., Tang Z.-H. Accuracy Assessment of Three-Dimensional Surface Reconstructions of In Vivo Teeth From Cone-Beam Computed Tomography. *Chin Med J (Engl)*. 2016;129(12):1464. <https://doi.org/10.4103/0366-6999.183430>
- 44 Jiang Y., Zhao J., Liao E.-Y., Dai R.-C., Wu X.-P., Genant H.K. Application of Micro-CT Assessment of 3-D Bone Microstructure in Preclinical and Clinical Studies. *J Bone Miner Metab*. 2005;23(1):122-31. <https://doi.org/10.1007/BF03026336>
- 45 Bouxsein M.L., Boyd S.K., Christiansen B.A., Guldberg R.E., Jepsen K.J., Müller R. Guidelines for Assessment of Bone Microstructure in Rodents Using Micro-Computed Tomography. *J Bone Miner Res*. 2010;25(7):1468-86. <https://doi.org/10.1002/jbmr.141>
- 46 Christiansen B.A. Effect of Micro-Computed Tomography Voxel Size and Segmentation Method on Trabecular Bone Microstructure Measures in Mice. *Bone Rep*. 2016;5:136-140. <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2016.05.006>
- 47 Ряховский М.А., Хайруллин Р.М., Ермоленко А.С., Митченко И.В. Возрастная динамика морфометрических показателей костей стопы человека по данным рентгеноостеометрии. *Российский медико-биологический вестник им. акад. И.П. Павлова*. 2009;2. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/vozrastnaya-dinamika-morfometricheskikh-pokazateley-kostey-stopy-cheloveka-po-dannym-rentgenoosteometrii> (дата обращения: 16.06.2024). Ryakhovsky M. A., Khairullin R. M., Ermolenko A. S., Mitchenko I. V. Age dynamics of morphometric parameters of human foot bones according to X-ray osteometry. *Russian Medical and Biological Bulletin named after Academician I.P. Pavlov*. 2009;2. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/vozrastnaya-dinamika-morfometricheskikh-pokazateley-kostey-stopy-cheloveka-po-dannym-rentgenoosteometrii> (date of application: 06/16/2024) (In Russ).
- 48 Звягин В.Д., Джуваляков Г.П. Определение возраста по микроструктуре костей черепа : метод. рекомендации №10-11/61. М3 СССР. М., 1988:1-16. Zvyagin V.D., Dzhuvayakov G.P. Age determination by microstructure of skull bones : method. Recommendations No. 10-11/61. Ministry OF Health OF THE USSR. Moscow, 1988:1-16. (In Russ).
- 49 Гладышев Ю.М. Микроскопические конструкции костной ткани и их судебно-медицинское значение. Воронеж, 1966. Gladyshev YuM. *Mikroskopicheskie konstrukcii kostnoj tkani i ih sudebno-meditsinskoe znachenie*. Voronezh, 1966. (In Russ).
- 50 Kerley E.R. The microscopic determination of age in human bone. *Am J Phys Anthropol*. 1965;23:1:149-164. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330230215>
- 51 Kerley E.R., Ubelaker D.H. Revisions in the microscopic method of estimating age death in human cortical bone. *Am J Phys Anthropol*. 1978;49:1:545-546. <https://doi.org/10.1002/ajpa.1330490414>

Авторская справка

Дуков Денис Владимирович

Ассистент кафедры судебной медицины ИПО, соискатель кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Красноярский государственный медицинский университет имени проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого.

ORCID 0000-0002-6002-0009; denis_garant@mail.ru

Вклад автора: разработка идеи, написание статьи.

Русских Андрей Николаевич

Д-р мед. наук, доцент, заведующий кафедрой оперативной хирургии и топографической анатомии, Красноярский государственный медицинский университет имени проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого.

ORCID 0000-0002-2548-8044; chegevara-84@mail.ru

Вклад автора: разработка идеи, анализ отечественной и иностранной литературы, написание статьи.

Шабиха Анна Дмитриевна

Канд. мед. наук, доцент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Красноярский государственный медицинский университет имени проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого.

ORCID 0000-0002-3462-962X; tat_yak@mail.ru

Вклад автора: проведение информационного поиска, подготовка, оформление статьи для публикации, связь с редакцией.

Алябьев Федор Валерьевич

Д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой судебной медицины ИПО, Красноярский государственный медицинский университет имени проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого.

ORCID 0000-0003-4438-1717; alfedval@mail.ru

Вклад автора: разработка концепции, анализ литературы.

Макаров Александр Федорович

Канд. мед. наук, врач травматолог-ортопед, Красноярский центр пластической хирургии.

ORCID 0009-0000-6190-049X; afmakaroff@gmail.com

Вклад автора: разработка концепции, анализ литературы.

Author's reference

Denis V. Dukov

Assistant of the Department of Forensic Medicine of the Institute of Professional Education, candidate of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Krasnoyarsk State Medical University named after Prof. V.F. Voino-Yasenetsky.

ORCID 0000-0002-6002-0009; denis_garant@mail.ru

Author's contribution: developing an idea, writing an article.

Andrey N. Russkikh

Dr. Sci. (Med.), Docent, Head of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Krasnoyarsk State Medical University named after Prof. V.F. Voino-Yasenetsky.

ORCID 0000-0002-2548-8044; chegevara-84@mail.ru

Author's contribution: developing an idea, analyzing domestic and foreign literature, writing an article.

Anna D. Shabokha

Cand. Sci. (Med.), Associate Professor of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Krasnoyarsk State Medical University named after Prof. V.F. Voino-Yasenetsky.

ORCID 0000-0002-3462-962X; tat_yak@mail.ru

Author's contribution: conducting information search, preparation, design of the article for publication, communication with the editorial board.

Fyodor V. Alyab'ev

Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Forensic Medicine, IPO, Krasnoyarsk State Medical University named after Prof. V.F. Voino-Yasenetsky.

ORCID 0000-0003-4438-17; alfedval@mail.ru

Author's contribution: concept development, literature analysis.

Makarov Alexander Fedorovich

Cand. Sci. (Med.), orthopedic traumatologist, Krasnoyarsk Center of Plastic Surgery.

ORCID 0009-0000-6190-049X; afmakaroff@gmail.com

Author's contribution: concept development, literature analysis.