

ОБОСНОВАНИЕ МЕСТ ВВЕДЕНИЯ ЧРЕСКОСТНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ В ДИСТАЛЬНЫЙ ОТДЕЛ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ ДЛЯ ОПОРЫ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

RATIONALE FOR THE INSERTION SITES OF TRANSOSSEOUS ELEMENTS INTO THE DISTAL TIBIA TO SUPPORT THE EXTERNAL FIXATION APPARATUS

Альмададха А.М. Almadadkha A.M.
Норкин И.А. Norkin I.A.
Володькина П.Ю. Volodkina P.Yu.
Барабаш Ю.А. Barabash Yu.A.
Решетников А.Н. Reshetnikov A.N.

ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского» Минздрава России,
г. Саратов, Россия,
ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова» Минздрава России,
г. Москва, Россия

Saratov State Medical University
named after V.I. Razumovsky,
Saratov, Russia,
Pirogov Russian National Research
Medical University,
Moscow, Russia

Применение аппаратов внешней фиксации (АВФ) сопряжено с осложнениями воспалительного характера вокруг чрескостно вводимых элементов (спиц, стержней). Частота зависит от их количества, мест введения и стабильности аппарата.

Целью нашего исследования является изучение структуры дистального отдела большеберцовой кости для определения максимально безопасного и жесткого крепления чрескостно вводимых фиксаторов и стабильности дистальной опоры АВФ.

Материалы и методы. Для изучения топографии плотности дистального отдела большеберцовой кости использован метод компьютерной томографии у 32 практически здоровых пациентов с получением поперечных цифровых срезов сегмента через 3 мм. Каждый срез томограммы кости делился на 12 равновеликих секторов (по аналогии с циферблатом часов). Изучалась плотность по Хаунсфилду (HU) на различных участках кости (кортикальной пластинки и губчатой структуры) до 63 мм от уровня голеностопного сустава. Полученные данные внутри выборки анализировались с использованием методов описательной статистики.

Результаты. Тенденция изменения плотности дистального отдела большеберцовой кости заключалась в увеличении плотности кортикального слоя в проксимальном направлении по периметру кости соответственно анатомическим образованиям, к которым крепятся мышцы и связки, от 578,2 до 1485,3 HU. Плотность губчатой структуры эпифиза и метафиза составляла от 384,5 до 61 Ед по Хаунсфилду, снижаясь в проксимальном направлении (к костномозговому каналу). На основании строения дистального метафиза, который состоит из кости губчатой и пластинчатой структуры, определено, что оптимальным уровнем введения стержней является 20–30 мм проксимальнее щели голеностопного сустава. На дан-

The use of external fixation devices (EFDs) is associated with inflammatory complications around the transosseous elements (wires, pins). The incidence depends on their quantity, insertion sites, and the stability of the device.

The objective of our study was to investigate the structure of the distal tibia to determine the safest and most rigid fixation points for transosseous elements and to enhance the stability of the EFD distal support.

Materials and methods. To study the topography of bone density in the distal tibia, we used computed tomography in 32 virtually healthy patients, obtaining transverse digital slices of the segment every 3 mm. Each bone tomogram slice was divided into 12 equal sectors (analogous to a clock face). Density in Hounsfield Units (HU) was studied in various parts of the bone (cortical plate and trabecular structure) up to 63 mm from the ankle joint level. The obtained data were analyzed using descriptive statistics methods.

Results. The trend in density change of the distal tibia showed an increase in cortical bone density in the proximal direction along the bone's perimeter, corresponding to the anatomical structures where muscles and ligaments attach, ranging from 578.2 to 1485.3 HU. The density of the trabecular structure in the epiphysis and metaphysis ranged from 384.5 to 61 HU, decreasing in the proximal direction (towards the medullary canal). Based on the structure of the distal metaphysis, which consists of trabecular and lamellar bone, the optimal level for pin insertion is 20–30 mm proximal to the ankle joint space.

Для цитирования: Альмададха А.М., Норкин И.А., Володькина П.Ю., Барабаш Ю.А., Решетников А.Н. ОБОСНОВАНИЕ МЕСТ ВВЕДЕНИЯ ЧРЕСКОСТНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ В ДИСТАЛЬНЫЙ ОТДЕЛ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ ДЛЯ ОПОРЫ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ // ПОЛИТРАВМА / POLYTRAUMA. 2025. № 4. С. 28–33.

Режим доступа: <http://poly-trauma.ru/index.php/pt/article/view/631>

DOI: 10.24412/1819-1495-2025-4-28-33

ном уровне наибольшие значения плотности кортикального слоя наблюдали в позициях проведения стержней 3–9, 11–5, 12–6 и 10–4.

Заключение. За исключением небезопасных позиций, оптимальными являются направления 12–6 для введения стержня-шурупа, не выходящего на заднюю поверхность голени, и 10–4 для введения с передне-наружной поверхности как стержня-шурупа, так и спицы на уровне 20–30 мм проксимальнее голеностопного сустава.

Ключевые слова: большеберцовая кость; плотность кости; введение чрескостных фиксаторов

At this level, the highest cortical density values were observed at pin placement positions 3–9, 11–5, 12–6; and 10–4.

Conclusion. Excluding unsafe positions, the optimal directions are 12–6 for inserting a screw-pin that does not exit the posterior surface of the leg, and 10–4 for insertion from the anterolateral surface for both a screw-pin and a wire at a level 20–30 mm proximal to the ankle joint.

Keywords: tibia; bone density; introduction of transosseous fixators

Применение аппаратов внешней фиксации (АВФ) при остеосинтезе лодыжечных переломов в последнее время уменьшилось. Это связано с негативным восприятием пациентом внешней конструкции и воспалением мягких тканей вокруг спиц. Остальные медицинские особенности превосходят погружной остеосинтез как по фактору малоинвазивности, малотравматичности, так и по функциональным результатам лечения. Неоднократно применялись попытки устранить отрицательные стороны АВФ, что привело к снижению воспалительных явлений с 32 до 5–7 % при сохранении хороших функциональных результатов. Это связано со смещаемостью кожи и мягких тканей вблизи суставов и работой крупных массивов мышц, через которые проходят спицы внешнего фиксатора [1, 4–9]. Отсутствие нормативных показателей плотности затрудняет оценку состояния костной ткани при выборе тактики лечения и проведении хирургического вмешательства, в частности использование различных типов чрескостно вводимых фиксаторов для АВФ.

В настоящем исследовании мы рассмотрим места введения чрескостных элементов разных типов не только с позиции смещаемости тканей, которые влияют на раздражение кожи и развитие воспаления, но и жесткости фиксации чрескостного элемента в кости, определяющих стабильность системы АВФ 1-го уровня.

Целью нашей работы является изучение структуры дистального отдела большеберцовой кости для определения максимально безопасного и жесткого крепления опоры АВФ 1-го уровня.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Работа выполнялась на базе ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ

им. В.И. Разумовского Минздрава России с 2020 по 2025 г.

Исследование проводили на основании этических принципов Хельсинской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» (1964, последняя редакция — 2013 г.) и «Правилами клинической практики в Российской Федерации», утвержденными приказом Минздрава РФ от 19.06.2003 г. № 266, с соблюдением основ трехстороннего Соглашения по надлежащей клинической практике (ICH GCP), актуального законодательства Российской Федерации и в соответствии с утвержденным протоколом этического комитета ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России (протокол № 2 от 16.09.2023 г.).

Для изучения топографии плотности дистального отдела большеберцовой кости использован метод компьютерной томографии у 32 практически здоровых пациентов (18 мужчин и 14 женщин) в возрасте $41,2 \pm 1,8$ года с получением продольных и поперечных цифровых срезов сегмента с интервалом 3 мм, с изучением плотности костной ткани на различных участках, которая выражалась в единицах Хаунсфилда (НУ).

Исследование плотности кости проводилось в соответствии с унифицированным методом обозначения топографии сегмента и направлений введения стержней в кости, разработанным А.П. Барабашом и Л.Н. Соломиным (1997). Метод заключается в том, что каждый срез в поперечной плоскости кости разделен на 12 равновеликих секторов (по аналогии с циферблатом часов), ограниченных позициями I–XII. Центром деления на позиции является продольная ось кости [2].

Проведенные измерения плотности кости на протяжении дистальной части большеберцовой кости (до 63 мм проксимальнее голеностопного сустава) по периметру среза (кортикальная пластинка) и метафиза (губчатая структура) в соответствии с позициями измерений записывались в таблицу и обрабатывались с использованием программного обеспечения STATISTICA for Windows (версия 9.0) и Microsoft Excel for Windows. После определения нормальности распределения вариационных рядов методом Шапиро — Уилка с помощью описательной статистики были вычислены средняя арифметическая выборки (M), ее стандартное отклонение ($\pm SD$) и ошибка средней величины выборки ($\pm m$). Затем методом Романовского исключали выбросы в каждой изучаемой выборке с выбранным уровнем статистической значимости $p \leq 0,05$, $p \leq 0,01$, $p \leq 0,001$ с целью определения однородности вариационных рядов.

При анализе результатов исследования мы исходили из того, что чрескостно вводимые фиксаторы не должны прошивать сухожилия и должны располагаться в максимально анатомически безопасных зонах, вдали от магистральных сосудов, обеспечивая максимальную площадь контакта фиксатора с костной тканью в наиболее плотных участках кости.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Абсолютные значения плотности кортикального слоя кости, по данным статистической обработки, в зависимости от уровня измерения от щели голеностопного сустава (через каждые 3 мм) и окружности кости (по циферблату часов от 1 до 12) представлены в таблице.

Общая тенденция изменения плотности дистального отдела

Таблица
Плотность кортикального слоя большеберцовой кости по Хаунсфилду, HU, М ± m
Table 1
Density of the cortical layer of the tibia according to Hounsfield, HU, M ± m

Уровни кости Bone levels	Точки измерения (по циферблату часов) / Measurement points (on the watch dial)												Костномозговой канал Bone marrow canal
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
63 мм / mm	1860.3 ± 51.6	1810 ± 48.4	1763.5 ± 53.4	1724.1 ± 41.6	1702.6 ± 37.8	1683.5 ± 42.0	1676.1 ± 37.2	1667.4 ± 42.8	1650.6 ± 29.5	1715.1 ± 36.4	1779.2 ± 39.1	1806.6 ± 13.5	-25.5 ± 6.4
60 мм / mm	1811.6 ± 26.8	1782.3 ± 38.2	1738.3 ± 50.5	1726 ± 51.6	1716.4 ± 39.6	1705.7 ± 41.8	1679.3 ± 41.7	1654.3 ± 37.2	1658.8 ± 30.0	1676.2 ± 39.3	1716.4 ± 37.5	1805.8 ± 54.6	-32.5 ± 7.3
57 мм / mm	1802.3 ± 37.3	1746.8 ± 36.4	1694 ± 50.8	1681.6 ± 39.5	1683.2 ± 42.6	1686 ± 50.3	1657.9 ± 50.1	1641.2 ± 39.4	1632.3 ± 27.2	1668.4 ± 38.1	1701.3 ± 42.2	1762.5 ± 41.3	-30.6 ± 2.7
54 мм / mm	1758.4 ± 38.2	1698.2 ± 48.2	1660 ± 37.8	1647.6 ± 42.1	1623.1 ± 46.4	1604.3 ± 49.7	1615.3 ± 48.2	1628.9 ± 42.1	1648 ± 18.1	1671.6 ± 27.4	1714.6 ± 28.8	1763.1 ± 32.7	-30.33 ± 6.5
51 мм / mm	1754.6 ± 38.6	1706.3 ± 58.5	1667.6 ± 47.6	1612.3 ± 47.4	1598.1 ± 39.7	1564.6 ± 42.4	1571.2 ± 49.5	1591.3 ± 59.3	1637.8 ± 19.6	1657.6 ± 39.7	1689.6 ± 28.5	1732.3 ± 36.5	-27.6 ± 7.9
48 мм / mm	1721.6 ± 28.6	1687.6 ± 32.5	1662 ± 49.3	1608.3 ± 38.6	1587.4 ± 29.7	1557.3 ± 33.9	1555.6 ± 31.6	1564.3 ± 28.6	1544.3 ± 16.7	1586.3 ± 26.9	1601.2 ± 31.9	1608.8 ± 42.1	-26.0 ± 7.3
45 мм / mm	1702.1 ± 38.9	1684.2 ± 27.9	1641.5 ± 29.1	1591.4 ± 32.8	1516.2 ± 28.9	1469.5 ± 49.8	1495.4 ± 32.9	1501.2 ± 32.4	1501.1 ± 41.8	1553.6 ± 28.9	1562.1 ± 37.9	1573 ± 43.7	-14.3 ± 13.1
42 мм / mm	1654.2 ± 21.7	1636.7 ± 34.6	1525.6 ± 47.4	1531.2 ± 38.9	1496.2 ± 38.9	1461.3 ± 35.5	1474.3 ± 28.6	1482.1 ± 31.8	1488.1 ± 50.9	1497.6 ± 38.7	1502.1 ± 38.1	1518 ± 28.8	9.37 ± 12.3
39 мм / mm	1632.7 ± 38.3	1561.3 ± 27.7	1458.6 ± 57.6	1427.6 ± 38.7	1482.4 ± 51.7	1331 ± 18.2	1405.7 ± 38.4	1416.9 ± 37.8	1391.3 ± 43.3	1384.2 ± 41.8	1465.5 ± 38.6	1373.5 ± 48.6	15.43 ± 15.11
36 мм / mm	1607.2 ± 28.3	1512.3 ± 38.5	1446.6 ± 47.2	1401.6 ± 39.6	1385.3 ± 31.8	1296.3 ± 26.1	1326.4 ± 32.7	1345.7 ± 29.8	1367.6 ± 34.8	1351.6 ± 31.8	1327.6 ± 42.6	1286.5 ± 62.1	41.16 ± 18.7
33 мм / mm	1543.1 ± 26.7	1486.1 ± 42.1	1341.5 ± 29.64	1334.1 ± 34.2	1327.9 ± 19.5	1266 ± 31.1	1260.8 ± 27.7	1264.1 ± 25.5	1270.1 ± 18.7	1264.6 ± 21.7	1245.6 ± 28.4	1237.6 ± 38.4	37.5 ± 11.3
30 мм / mm	1485.3 ± 32.3	1408.1 ± 31.7	1244.5 ± 19.48	1285.6 ± 23.6	1271.3 ± 21.6	1204 ± 22.8	1185.1 ± 22.7	1192.2 ± 32.5	1182.5 ± 36.9	1194.3 ± 32.7	1207.3 ± 33.4	1236.1 ± 31.6	61.17 ± 13.1
27 мм / mm	1389.3 ± 29.4	1324.6 ± 35.8	1147.7 ± 25.18	1165.1 ± 28.6	1142.3 ± 25.5	1114.8 ± 22.9	1128.9 ± 23.7	1121.6 ± 31.2	1135.7 ± 22.7	1156.9 ± 25.4	1148.3 ± 25.9	1125.8 ± 47.6	98.8 ± 13.2
24 мм / mm	1307.6 ± 26.4	1215.9 ± 28.6	1011.7 ± 30.8	1078.3 ± 24.6	1065.1 ± 23.5	1079.1 ± 19.6	1111.0 ± 21.6	1109.1 ± 27.4	1108.5 ± 37.6	1124.3 ± 32.1	1115.3 ± 27.9	1012.8 ± 51.9	122.1 ± 12.8
21 мм / mm	1241.6 ± 28.7	1194.7 ± 24.8	954.3 ± 35.5	1064.1 ± 38.4	1021.6 ± 36.1	951.3 ± 33.3	984.3 ± 31.5	1102.1 ± 26.8	993.5 ± 22.0	1056.4 ± 28.1	1015.8 ± 35.4	1007.7 ± 37.1	162.1 ± 9.4
18 мм / mm	1156.4 ± 26.1	1024.3 ± 24.6	802.1 ± 35.9	864.9 ± 27.6	957.5 ± 24.8	910.6 ± 29.3	905.6 ± 23.5	867.2 ± 23.5	828.6 ± 25.3	856.4 ± 37.1	871.9 ± 41.6	889 ± 63.1	174.2 ± 8.6
15 мм / mm	946.3 ± 19.3	894.7 ± 23.4	712.8 ± 15.6	768.9 ± 19.6	812.3 ± 23.8	782.8 ± 29.6	764.8 ± 34.1	749.1 ± 28.1	683 ± 22.6	784.2 ± 31.5	795.1 ± 34.2	787 ± 45.9	180 ± 2.9
12 мм / mm	874.6 ± 42.1	796.1 ± 35.1	633.3 ± 21.1	691.3 ± 27.5	696.2 ± 32.7	671.8 ± 35.8	676.9 ± 26.4	615.8 ± 21.7	578.2 ± 10.1	627.9 ± 16.8	668.2 ± 27.6	698 ± 54.5	232.5 ± 8.6
9 мм / mm	803.1 ± 51.3	721.5 ± 36.4	564 ± 26.1	621.6 ± 31.4	584.3 ± 38.2	569.8 ± 28.7	603.1 ± 31.2	541.6 ± 34.3	486.3 ± 23.4	561.8 ± 28.6	594.8 ± 26.1	673.5 ± 44.1	236.8 ± 7.8
6 мм / mm	716.4 ± 56.4	654.8 ± 49.3	547 ± 23.3	532.1 ± 32.5	516.8 ± 34.8	504.1 ± 34.3	521.6 ± 37.9	486.1 ± 27.6	410.5 ± 25.1	487.6 ± 34.8	514.3 ± 47.4	598.1 ± 60.1	280 ± 14.1
3 мм / mm	624.8 ± 21.3	605.2 ± 27.8	573.1 ± 28.1	516.4 ± 35.7	492.3 ± 41.6	467.6 ± 34.5	445.6 ± 27.6	405.8 ± 31.2	387.7 ± 39.2	425.6 ± 24.3	489.6 ± 31.5	546.5 ± 15.2	384.5 ± 26.9

Примечание (Note): * p ≤ 0,001.

большеберцовой кости заключалась в увеличении плотности кортикального слоя в проксимальном направлении и по периметру кости в соответствии анатомическим образованиям, к которым крепятся мышцы

и связки. Так, при измерении в 3 мм от уровня голеностопного сустава, при измерении на 8 часах, что проекционно соответствует *incisura fibularis*, плотность составила 405,2 ± 31,4 HU (p ≤ 0,012), а на 1

часе — 624,8 ± 21,3 HU (p ≤ 0,0021). Плотность эпифизарной области (измерение на уровне 3 мм от щели голеностопного сустава на площади (Sq) = 0,0292 мм²) составила 384,5 ± 26,94 HU (p ≤ 0,001).

При измерении на 63 мм от голеностопного сустава, что анатомически соответствует гребню большеберцовой кости, плотность кортикального слоя на 1 часе (по циферблату часов) составила $1860,3 \pm 51,6$ HU ($p \leq 0,002$), а на 9 часах — $1650,6 \pm 29,5$ HU ($p \leq 0,012$).

Рассмотрим наиболее важные уровни большеберцовой кости. Измерения плотности по Хаунсфилду на 12 мм проксимальнее голеностопного сустава на площади (Sq) = $0,0292$ мм² показали следующие значения плотности кортикальной части большеберцовой кости: на 12 часах (по передней поверхности большеберцовой кости) — $698 \pm 54,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 1 часе (передне-внутренняя поверхность) — $874,6 \pm 42,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 2 часах — $796,1 \pm 35,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 3 часах (внутренняя поверхность) — $633,3 \pm 21,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 4 часах — $691,3 \pm 27,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 5 часах — $696,2 \pm 32,7$ HU ($p \leq 0,001$), на 6 часах (задняя поверхность) — $671,8 \pm 35,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 7 часах — $676,9 \pm 26,4$ HU ($p \leq 0,001$), на 8 часах — $615,8 \pm 21,7$ HU ($p \leq 0,001$), на 9 часах (наружная поверхность) — $578,2 \pm 10,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 10 часах — $627,9 \pm 16,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 11 часах — $668,2 \pm 27,6$ HU ($p \leq 0,001$). При этом, плотность эпифиза (губчатой структуры кости составила $232,5 \pm 8,6$ HU ($p \leq 0,001$).

Измерения на уровне 21 мм от голеностопного сустава на площади (Sq) = $0,0292$ мм² показали следующие значения плотности кортикальной части большеберцовой кости: на 12 часах (по передней поверхности) — $1007,7 \pm 37,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 1 часе (передне-внутренняя поверхность) — $1241,6 \pm 28,7$ HU ($p \leq 0,001$), на 2 часах — $1194,7 \pm 24,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 3 часах (внутренняя поверхность) — $954,3 \pm 35,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 4 часах — $1064,1 \pm 38,4$ HU ($p \leq 0,001$), на 5 часах — $1021,6 \pm 36,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 6 часах (задняя поверхность) — $951,3 \pm 33,3$ HU ($p \leq 0,001$), на 7 часах — $984,3 \pm 31,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 8 часах — $1102,1 \pm 26,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 9 часах (наружная

поверхность) — $993,5 \pm 22,0$ HU ($p \leq 0,001$), на 10 часах — $1056,4 \pm 28,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 11 часах — $1015,8 \pm 35,4$ HU ($p \leq 0,001$). При этом плотность эпифиза (губчатой структуры кости составила $162,1 \pm 9,4$ HU ($p \leq 0,001$).

Измерения на уровне 30 мм от голеностопного сустава на площади (Sq) = $0,0292$ мм² показали следующие значения плотности кортикальной части большеберцовой кости: на 12 часах (по передней поверхности) — $1236,1 \pm 31,6$ HU ($p \leq 0,001$), на 1 часе (передне-внутренняя поверхность) — $1485,3 \pm 28,7$ HU ($p \leq 0,001$), на 2 часах — $1408,1 \pm 24,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 3 часах (внутренняя поверхность) — $1244,5 \pm 35,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 4 часах — $1285,6 \pm 38,4$ HU ($p \leq 0,001$), на 5 часах — $1271,3 \pm 36,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 6 часах (задняя поверхность) — $1204 \pm 22,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 7 часах — $1185,1 \pm 31,5$ HU ($p \leq 0,001$), на 8 часах — $1192,2 \pm 26,8$ HU ($p \leq 0,001$), на 9 часах (наружная поверхность) — $1182,5 \pm 36,9$ HU ($p \leq 0,001$), на 10 часах — $1194,3 \pm 28,1$ HU ($p \leq 0,001$), на 11 часах — $1207,3 \pm 35,4$ HU ($p \leq 0,001$). При этом плотность эпифиза (губчатой структуры кости составила $61,17 \pm 13,1$ HU ($p \leq 0,001$).

Если рассматривать плотность губчатой структуры дистального отдела большеберцовой кости, то положительные значения зарегистрированы до уровня 42 мм проксимальнее голеностопного сустава ($9,37 \pm 12,3$ HU ($p \leq 0,001$)), что говорит о том, что далее начинается костномозговой канал и трубчатая структура большеберцовой кости. При этом толщина и плотность кортикального слоя увеличиваются до $1654,2 \pm 32,8$ HU ($p \leq 0,001$) на 1 часе (по циферблату часов).

ОБСУЖДЕНИЕ

На основании предыдущих исследований [2, 10] и с учетом анатомо-функциональных особенностей области голеностопного сустава установлено, что смещаемость мягких тканей в области дистального отдела голени минимальна с позиций 1, 2, 3 и 9, следовательно, чрескостно вводимые фиксаторы наименее травмируют кожу и мыш-

цы, не создавая условий для воспаления вокруг них.

По показателям плотности дистальной метафизарной области большеберцовой кости по Хаунсфилду губчатое строение наблюдалось до 40 мм проксимальнее голеностопного сустава. Далее начинал формироваться костномозговой канал с уплотнением кортикального слоя и отрицательными значениями плотности внутри кости (наличие жидкости).

Данные особенности строения влияют на площадь контакта стержня с костью, жесткость фиксации чрескостного элемента в кости, а следовательно, и системы АВФ 1-го уровня. На уровне 20–30 мм проксимальнее голеностопного сустава определяется сопоставимая с диафизом плотность кортикального слоя и губчатая структура кости (метафиз), что является оптимальным для введения чрескостных элементов.

На данном уровне большеберцовой кости введение чрескостных элементов лишь в двух позициях (по циферблату часов) опасно повреждением магистральных сосудов и нервов (на 5 часах — *a. tibialis posterior*, *v. tibialis posterior*, *n. tibialis* и 11 часах — *a. tibialis anterior*, *v. tibialis anterior*, *n. peroneus profundus*), остальные позиции в этом отношении являются интактными [2, 3, 10].

В вышеприведенном исследовании плотности большеберцовой кости наибольшие значения в кортикальном слое наблюдали в направлениях проведения стержней с позиции 3 часов до 9, 11–5, 12–6 и 10–4. Учитывая анатомию этого уровня, введение стержня-шурупа в позиции 11–5 (имеется риск повреждения магистральных сосудов) и 3–9 на уровне 2 см от голеностопного сустава также нежелательно, так как он выходит в проекции межберцового синдесмоза. Если в клинической ситуации имеется повреждение межберцового синдесмоза и необходима его стабилизация с билатеральной компрессией берцовых костей, то данное направление введения для спицы или стержня-шила (9–3) со стороны малоберцовой кости в большеберцовую оправданно.

Остальные направления введения стержней-шурупов на этом уровне, которые мы можем рекомендовать, — 12–6 и 10–4. Но по передне-наружной поверхности голени (10 часов) проходят передняя большеберцовая мышца и разгибатели пальцев. Поэтому направление 10–4 для введения как стержня-шурупа с передне-наружной поверхности, так и спицы, ограничено. Безопасным и рекомендованным нами остается одно направление — 12–6 — для введения стержня-шурупа с минимальным выходом из противоположащего кортикального слоя большеберцовой кости (с задней поверхности).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В связи с анатомическим строением дистального отдела большеберцовой кости (губчатая костная структура), имеющей плотность по Хаунсфилду от 232 до 61 НУ и плотность кортикального слоя от 578,2 до 1485,3 НУ, оптимальными уровнями введения чрескостных элементов являются 20–30 мм проксимальнее голеностопного сустава, где определяется сопоставимая с диафизом плотность кортикального слоя и губчатая кость. При учете проведения стержня-шурупа, не выходящего из кожи противоположной стороны голени, лучшее направление для введения

— с 12 на 6 часов. Позицию введения 9–3, показавшую хорошие результаты плотности, из-за анатомических особенностей (соединения берцовых костей) для введения стержней желательнее исключить, а при повреждении синдесмоза лучше ввести спицу с упорной площадкой.

Информация о финансировании и конфликте интересов

Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Antoniadu JuY, Berdjugin KA, Galyautdinov AF, Chernitsin DN, Zhiryakov DL, Balyberdin IV, et al. Modern technologies in the treatment of malleolar fractures. *Traumatology and Orthopedics of Russia*. 2006; (2): 22. Russian (Антониади Ю. В., Бердюгин К. А., Галаяутдинов А. Ф., Черницын Д. Н., Жиряков Д. Л., Балбердин И. В. и др. Современные технологии в переломе лодыжки // Травматология и ортопедия России. 2006. № 2. С. 22.)
2. Barabash AP, Solomin LN. "Esperanto" for transosseous element insertion in Ilizarov apparatus osteosynthesis. Novosibirsk: Nauka, 1997. 187 p. Russian (Барабаш А. П., Соломин Л. Н. «Эсперанто» проведения чрескостных элементов при остеосинтезе аппаратом Илизарова. Новосибирск: Наука, 1997. 187 с.)
3. Barabash YuA, Khrisat AA, Grazhdanov KA, Ivanov DV, Kauts OA. The choice of transosseous fixator type in external fixation for the treatment of unstable ankle fractures and their consequences. *Practical Medicine*. 2022; 20(4):13-18. DOI: 10.32000/2072-1757-2022-4-13-18. Russian (Барабаш Ю. А., Хрисат А. А., Гражданов К. А., Иванов Д. В., Кауц О. А. Выбор вида чрескостного остеофиксатора в условиях внешней фиксации при лечении нестабильных переломов лодыжек и их последствий // Практическая медицина. 2022. Т. 20, № 4. С. 13-18. DOI: 10.32000/2072-1757-2022-4-13-18.310.)
4. Gafurov FA, Khodzh IY, Eranov N. Intramedullary osteosynthesis for disruption of the distal tibiofibular syndesmosis. *Orthopedic Genius*. 2024; 30(1):142-152. DOI: 10.18019/1028-4427-2024-30-1-142-152. Russian (Гафуров Ф. А., Ходж И. Ю., Эранов Н. Внутрикостный остеосинтез при разрыве дистального синдесмоза // Гений ортопедии. 2024. Т. 30, № 1. С. 142-152. DOI: 10.18019/1028-4427-2024-30-1-142-152.)
5. Kauts OA, Barabash YuA, Kireev SI, Grazhdanov KA, Zuev PP, Kesov AL, et al. Surgical tactics for treating patients with sequelae of intra-articular injuries of the distal leg bones (literature review). *Orthopedic Genius*. 2023; 29(1):133-140. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-133-140. Russian (Кауц О. А. Хирургическая тактика при лечении пациентов с последствиями внутрисуставных повреждений дистального отдела костей голени (обзор литературы) / Кауц О. А., Барабаш Ю. А., Киреев С. И., Гражданов К. А., Зуев П. П., Кесов А. Л. и др. // Гений ортопедии. 2023. Т. 29, № 1. С. 133-140. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-133-140.)
6. Nikiforov DA, Panin MA, Protsko VG, Borgut RD, Aliev RN. Injuries of the distal tibiofibular syndesmosis, ways to improve treatment outcomes (literature review). *Orthopedic Genius*. 2023; 29(1):141-149. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-141-149. Russian (Никифоров Д. А., Панин М. А., Протско В. Г., Боргут Р. Д., Алиев Р. Н. Повреждение дистального межберцового синдесмоза, пути улучшения результатов лечения (обзор литературы) // Гений ортопедии. 2023. Т. 29, № 1. С. 141-149. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-141-149.)
7. Samoday VG, Rylkov MI, Brekhov VL, Gaidukov VE, Fedorishchev AP. Errors and complications in the treatment of malleolar fractures. *Bulletin of Experimental and Clinical Surgery*. 2009; 2(2):173-175. DOI: 10.18499/2070-478X-2009-2-2-173-175. Russian (Самодай В. Г., Рыльков М. И., Брехов В. Л., Гайдуков В. Е., Федорищев А. П. Ошибки и осложнения при лечении переломов лодыжек // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. 2009. Т. 2, № 2. С. 173-175. DOI: 10.18499/2070-478X-2009-2-2-173-175.)
8. Sutyagin IV, Burtsev AV, Melnikova LV. Analysis of mid-term results of surgical treatment of patients with unstable ankle fractures using the Ilizarov apparatus. *Orthopedic Genius*. 2023; 29(1):27-34. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-27-34. Russian (Сутягин И. В., Бурцев А. В., Мельникова Л. В. Анализ среднесрочных результатов оперативного лечения пациентов с нестабильными переломами лодыжек аппаратом Илизарова // Гений ортопедии. 2023. Т. 29, № 1. С. 27-34. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-1-27-34.)
9. Slobodskoy AB, Balayan VD, Khuseyn YaM, Yamshchikov ON. Modern concepts in the treatment of patients with ankle joint injuries (literature review). *Tambov University Reports. Series: Natural and Technical Sciences*. 2016; 21(1):176-181. DOI: 10.20310/1810-0198-2016-21-1-176-181. Russian (Слободской А. Б., Балаян В. Д., Хусейн Я. М., Ямщиков О. Н. Современное представление вопроса лечения больных с повреждением голеностопного сустава (обзор литературы) // Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки. 2016. Т. 21, № 1. С. 176-181. DOI: 10.20310/1810-0198-2016-21-1-176-181.)
10. Cherevaty NI, Solomin LN. Treatment of patients with sequelae of malleolar fractures (review of world literature). *Acta Biomedica Scientifica*. 2019; 4(6):77-88. DOI: 10.29413/ABS.2019-4.6.12. Russian (Череватый Н. И., Соломин Л. Н. Лечение пациентов с последствиями переломов лодыжек (обзор мировой литературы). // Acta biomedica scientifica. 2019. Т. 4, № 6. С. 77-88. DOI: 10.29413/ABS.2019-4.6.12.)

Сведения об авторах:

Альмададха А.М., аспирант кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, Россия. <http://orcid.org/0009-0009-3861-9128>

Норкин И.А., профессор, д.м.н. заведующий кафедрой травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0002-6770-3398>

Володькина П.Ю., студентка 2-го курса лечебного факультета ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (Пироговский университет), г. Москва, Россия. <http://orcid.org/0009-0002-6253-887X>

Барабаш Ю.А., д.м.н., профессор кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, Россия. <http://orcid.org/0000-0002-3486-4427>

Решетников А.Н., д.м.н., профессор кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, Россия.

Адрес для переписки:

Барабаш Юрий Анатольевич, ул. Большая Казачья, 112, г. Саратов, Россия, 410012

Тел: +7 (909) 339-8952

E-mail: yubarabash@yandex.ru

Статья поступила в редакцию 15.09.2025

Рецензирование пройдено 03.10.2025

Подписано в печать 17.11.2025

Information about authors:

Almadadkha A.M., postgraduate student of department of traumatology and orthopedics, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0009-0009-3861-9128>

Norkin I.A., MD, PhD, professor, chief of department of traumatology and orthopedics, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0002-6770-3398>

Volodkina P.Yu., student of 2nd course of medical faculty, Pirogov Russian National Research Medical University (Pirogov University), Moscow, Russia. <http://orcid.org/0009-0002-6253-887X>

Barabash Yu.A., MD, PhD, professor of department of traumatology and orthopedics, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia. <http://orcid.org/0000-0002-3486-4427>

Reshetnikov A.N., MD, PhD, professor of department of traumatology and orthopedics, Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia.

Address for correspondence:

Barabash Yuri Anatolyevich, Bolshaya Kazachya St., 112, Saratov, Russia, 410012

Tel: +7 (909) 339-8952

E-mail: yubarabash@yandex.ru

Received 15.09.2025

Review completed 03.10.2025

Passed for printing 17.11.2025

