

## Алгоритм оценки величины биполярных дефектов при передней нестабильности плечевого сустава

В.В. Хомянец, Р.В. Гладков, И.С. Железняк, А.С. Гранкин, Д.А. Волов,  
А.А. Емельянцева

ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург, Россия

### Реферат

**Цель исследования** — обосновать алгоритм оценки величины биполярных дефектов при передней нестабильности плечевого сустава с использованием наиболее точных, статистически значимых и воспроизводимых методов для применения в хирургической практике. **Материал и методы.** Были сформированы 4 группы больных с нестабильностью плечевого сустава по 6 пациентов в каждой: с малыми (<15%), средними (15–19%), большими (20–25%) и массивными (>25%) дефектами гленоида. Всем 24 пациентам были выполнены следующие исследования: 3D-КТ, 3D VIBE МРТ и артроскопия плечевого сустава. Измерение осуществляли 7 врачей, 5 из которых также измеряли величину дефекта при артроскопии. Измеряли дефект гленоида методами линейных и сегментарных отношений. В качестве «золотого стандарта» использовали метод Росо на 3D-КТ. Сравнивали точность измерений при помощи дисперсионного анализа с апостериорным сравнением. Воспроизводимость измерений оценивали помощью внутриклассового коэффициента корреляции. **Результаты.** Во всех группах, за исключением пациентов с массивными дефектами гленоида, были выявлены значимые отличия от эталона ( $p \leq 0,05$ ) результатов измерений при артроскопии и исследуемыми методами на 3D-КТ и 3D VIBE МРТ. Ретроспективный анализ свидетельствовал о наименьшей точности и худшей воспроизводимости визуальной оценки дефектов гленоида менее 25%. Метод сегментарных отношений на 3D-КТ имел наибольшую точность и воспроизводимость во всех группах (PE = 1,29%±2,39%, ICC = 0,756–0,856), за исключением группы больных с массивными дефектами, при которых изучаемые методы измерения имели близкую точность при применении на 3D-КТ, 3D VIBE МРТ и в ходе артроскопии. Линейный метод на 3D-КТ переоценивал величину повреждения на 2,1–7,9% и обладал менее надежной воспроизводимостью (PE = 3,22%±5,31%, ICC = 0,612–0,621). Наибольшую ошибку (до 7,9%) линейный метод демонстрировал при пограничных дефектах — в III группе 20–25%. При сравнении 3D VIBE МРТ с 3D-КТ было выявлено недостаточное соответствие результатов для линейного (ICC = 0,42) и умеренное соответствие для сегментарного метода (ICC = 0,62). При МРТ недооценивается величина небольших дефектов и переоцениваются большие дефекты. Воспроизводимость измерений на 3D-КТ разными операторами была умеренной для визуального (ICC = 0,594) и линейного методов (ICC = 0,621) и хорошей — для сегментарного метода (ICC = 0,756). Воспроизводимость измерений каждым оператором также была умеренной для визуального и линейного методов (ICC = 0,553 и ICC = 0,612) и хорошей — для сегментарного метода (ICC = 0,856). Предложен алгоритм выбора метода исследования и способа измерения дефектов суставных поверхностей, также учитывающий основные факторы прогноза и риска рецидивирования нестабильности. **Выводы.** Метод сегментарных отношений на 3D-КТ является наиболее точным и воспроизводимым способом измерения дефекта гленоида, применимым в практической работе. Использование МРТ без КТ недопустимо при биполярных дефектах «пограничных» размеров. Предложенный алгоритм позволяет не выполнять КТ при крайних значениях индекса ISIS и увеличивает долю костнопластических операций за счет выявления внеопорных повреждений с дефектами гленоида пограничных размеров (15–25%).

**Ключевые слова:** нестабильность плечевого сустава, биполярные дефекты, костный дефект гленоида, перелом Хилла – Сакса, перелом Банкарта.

Хомянец В.В., Гладков Р.В., Железняк И.С., Гранкин А.С., Волов Д.А., Емельянцева А.А. Алгоритм оценки величины биполярных дефектов при передней нестабильности плечевого сустава. *Травматология и ортопедия России*. 2019;25(1):52–64. DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-52-64.

**Cite as:** Khominets V.V., Zheleznyak I.S., Gladkov R.V., Grankin A.S., Volov D.A., Emelyantsev A.A. [Algorithm for Evaluation of Bipolar Defects in Anterior Instability of the Shoulder]. *Travmatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2019;25(1):52–64. (In Russ.). DOI: 10.21823/2311-2905-2019-25-1-52-64.

✉ Гладков Роман Владимирович / Roman V. Gladkov; e-mail: dr.gladkov@gmail.com

Рукопись поступила/Received: 04.12.2018. Принята в печать/Accepted for publication: 03.03.2019.

## Algorithm for Evaluation of Bipolar Defects in Anterior Instability of the Shoulder

V.V. Khominets, R.V. Gladkov, I.S. Zheleznyak, A.S. Grankin, D.A. Volov, A.A. Emelyantsev

Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

### Abstract

**Purpose of the study** – to justify the algorithm for evaluation of bipolar defects in anterior shoulder instability using the most accurate, statistically significant and reproducible methods which would make the algorithm applicable in practical surgery. **Materials and methods.** The authors established 4 groups with 6 patients in each with shoulder instability, group distribution was based on glenoid defect size: small (<15%), moderate (15-19%), large (20–25%) and massive (>25%). All 24 patients underwent 3D-CT, 3D VIBE MRI and shoulder arthroscopy. Measurements were taken by 7 specialists 5 of whom measured defect during arthroscopy. Glenoid defect was measured by linear and sectional relation methods. Pico method on 3D-CT was taken as the “golden standard”. Accuracy was verified by analysis of variance with post-hoc comparison. Reproducibility was evaluated by intraclass correlation coefficient.

**Results.** All groups excluding the one with massive glenoid defects demonstrated significant differences from the model ( $p \leq 0,05$ ) for measurements during arthroscopy and examinations by 3D-CT and 3D VIBE MRI. Retrospective analysis confirmed the least accuracy and the worst reproducibility of visual evaluation of glenoid defects less than 25%. Sectional relation method on 3D-CT had the maximum accuracy and reproducibility in all groups (PE = 1,29%±2,39%, ICC = 0,756–0,856), excluding the group with massive defects, where researched measurement methods had close accuracy when applied on 3D-CT, 3D VIBE MRI and during arthroscopy. Linear relation method on 3D-CT overestimated the defect volume at 2,1–7,9% and demonstrated less reliable reproducibility (PE = 3,22%±5,31%, ICC = 0,612–0,621). The highest error (up to 7,9%) was demonstrated by linear method in case of borderline defects in the III group of 20-25%. Insufficient conformity of results for linear (ICC = 0,42) method and moderate conformity for sectional (ICC = 0,62) method were observed during comparison of 3D VIBE MRI with 3D-CT. MRI underestimated the value of small defects and overestimated large defects. Reproducibility of measurements on 3D-CT by different operators was moderate for visual (ICC=0,594) and linear methods (ICC = 0,621) and good for sectional method (ICC = 0,756). Reproducibility of measurements by each operator also was moderate for visual and linear methods (ICC = 0,553 и ICC = 0,612) and good for sectional method (ICC = 0,856). The authors suggested an algorithm for selection of examination method and measurements for defects of articular surfaces which also considers the main factors of prognosis and risk of recurrent instability.

**Conclusion.** Sectional relation method on 3D-CT is the most precise and reproducible method of glenoid defect measurements used in the clinical practice. MRI use without CT is inadmissible for bipolar defects of borderline size. Suggested algorithm allows not to make CT examination at extreme ISIS values and increases the share of osteoplastic surgeries due to identification of off-track injuries with glenoid defects of borderline size (15–25%).

**Keywords:** shoulder joint instability, bipolar defects, glenoid bone defect, Hill-Sachs fracture, Bankart fracture.

**Competing interests:** the authors declare that they have no competing interests.

**Funding:** the authors have no support or funding to report.

### Введение

Наличие костного дефекта переднего отдела суставного отростка лопатки является фактором риска рецидивирования нестабильности после мягкотканной стабилизации плечевого сустава и может служить показанием для выполнения костнопластической операции [1, 2]. Множество исследований было посвящено поиску критического размера дефекта гленоида, который находится в диапазоне 20–27% [3–7]. Однако в 2015 г. J.S. Shaha с соавторами обнаружили, что дефекты меньшего размера (более 13,5% поперечного диаметра гленоида) часто сопровождалась неудовлет-

ворительными функциональными результатами при отсутствии рецидивных вывихов плеча [8]. Фокус научного поиска был сосредоточен на сочетании повреждений суставного отростка лопатки и головки плечевой кости — биполярных дефектах. В 2007 г. N. Yamamoto с соавторами сформулировали концепцию суставной опоры гленоида (glenoid track) для оценки влияния биполярных дефектов на стабильность плечевого сустава, которая определила современный подход к выбору способа хирургической стабилизации плечевого сустава [9]. Как следствие, необходим более точный способ измерения дефекта суставного отростка лопатки,

поскольку при учетывании биполярных дефектов суставных поверхностей плечевого сустава показания для более травматичной костнопластической стабилизации сустава существенно расширились.

В настоящее время отсутствует универсальная техника измерения дефектов суставного отростка лопатки, и существует множество вариантов измерений на 2D-КТ, 3D-КТ, МРТ и визуально при артроскопии [10–16].

Величину костного дефекта гленоида определяют отношением линейных размеров или площадей поврежденной и интактной частей. Для измерения как линейных размеров, так и площади наиболее часто применяют модель «вписанной окружности», которая позволяет избежать трудоемкого использования не всегда доступных специализированных программ для вычисления площади неправильной формы гленоида. Для практической работы удобны линейный и площадь-зависимый варианты метода вписанной окружности: традиционный метод линейных отношений и метод сегментарных отношений, соответственно. Результаты линейного и площадь-зависимых измерений могут существенно отличаться у пациентов с дефектами различной формы. В связи с повышением требований к точности измерения костных дефектов необходимо сравнить точность и надежность (воспроизводимость) методов линейных и сегментарных отношений, а также непосредственного измерения в ходе артроскопии с целью выбора допустимо точного и наименее трудоемкого метода для каждого пациента.

Традиционно измерение костных дефектов производят на проекциях КТ, однако опубликованы исследования, оценивающие точность измерений на МРТ, которая в любом случае необходима для оценки мягкотканых повреждений. Измерение костных повреждений на МРТ позволило бы избежать временных и финансовых затрат на дополнительное выполнение КТ, а также сократить лучевую нагрузку на пациента в случаях, когда погрешность измерений по МРТ не критична.

N. Magarelli с соавторами доказали эффективность измерений на срезах МРТ методом Pico [17]. S. Gyftopoulos с соавторами так же, как и P.E. Huijsmans с соавторами, сравнили величину смоделированных дефектов суставных отростков у кадаверов при помощи линейного варианта метода вписанной окружности и получили максимальное отклонение результатов измерений на МРТ от КТ — 1,3% дефицита костной массы [18, 19]. Тем не менее, L.G. Friedman с соавторами обнаружили лишь умеренную корреляцию точности результатов МРТ, уступающую КТ, и относительную

статистическую значимость результатов при использовании линейного метода вписанной окружности на МРТ [20].

Выбор способа хирургической стабилизации плечевого сустава у пациентов в нашем исследовании основан на определении индекса нестабильности по шкале ISIS (Boileau P., 2006) с детализацией величины и биомеханической значимости биполярных костных дефектов в соответствии с концепцией суставной опоры гленоида. При крайних значениях индекса нестабильности (менее 3 и более 6) дополнительное выполнение КТ не является обязательным, поскольку выбор операции обусловлен совокупностью факторов, определяемых в ходе сбора анамнеза, осмотра больного, выполнения рентгенографии и МРТ. Более детального подхода требуют случаи с промежуточным значением индекса ISIS (от 3 до 6), когда необходимо точное измерение дефектов суставных поверхностей и вычисление опорности суставного отростка лопатки.

**Цель исследования** — обосновать алгоритм оценки величины биполярных дефектов при передней нестабильности плечевого сустава с использованием наиболее точных, статистически значимых и воспроизводимых методов для применения в хирургической практике.

### Материал и методы

Для определения наиболее точного и воспроизводимого метода измерения костных дефектов суставных поверхностей были сформированы 4 группы пациентов с передней посттравматической нестабильностью плечевого сустава по 6 пациентов в каждой: с малыми — I группа (<15%), средними — II группа (15–19%), крупными — III группа (20–25%) и массивными — IV группа (>25%) дефектами суставного отростка лопатки. Среди обследуемых было 4 женщины и 20 мужчин. Средний возраст пациентов составил 20,2 года (от 19 до 49 лет). У всех пациентов нестабильность плечевого сустава носила хронический характер и сопровождалась 2–17 эпизодами вывиха плеча. Прежде хирургических вмешательств на плечевом суставе никому из обследуемых не выполняли. Период между выполнением КТ, МРТ и последующей артроскопией не превышал 10 суток.

Критериями исключения были признаки остеоартроза, воспалительной артропатии и наличие дефектов результатов лучевых исследований, усложняющих измерения.

Всем 24 пациентам была выполнена КТ с построением 3D-реконструкции плечевого сустава, МРТ в режиме 3D VIBE и артроскопия плечевого сустава. КТ выполняли на аппаратах Toshiba Aquilion-64 и General Electric Revolution CT. В ходе исследования суставные поверхности

оценивали на аксиальных, криволинейных и VRT-изображениях в плоскости en-face таким образом, чтобы суставная поверхность гленоида была направлена на оператора. МРТ с применением импульсной последовательности 3D VIBE выполняли на аппаратах Siemens Magnetom Symphony, Philips Ingenia, GE Optima MR450w с индукцией магнитного поля 1,5 Т.

Результаты исследований импортировали в приложение Inobitec DICOM Viewer с функцией непосредственного измерения площади выделенной фигуры произвольной неправильной формы. На МР-изображениях при построении реконструкций 3D VIBE в косо́й сагиттальной плоскости en-face вписанную окружность строили по интактному заднему и нижнему контурам гленоида, а на 3D-КТ — на неповрежденном суставном отростке противоположной конечности, переносили на поврежденный сустав и позиционировали по интактному заднему и нижнему контурам суставного отростка. Этот алгоритм действий был многократно описан в литературе [21, 22]. Контур гленоида в переднем поврежденном отделе и часть вписанной окружности в неповрежденных отделах отмечали в приложении множеством точек, получая площадь суставной поверхности, рассчитываемую приложением с точным учетом геометрии контуров дефекта. Соотнося полученную площадь суставной поверхности с площадью вписанной окружности, получали величину костного дефекта суставного отростка лопатки (площадь-зависимый метод Pico) [23]. Поскольку этот метод учитывает неправильную форму костного дефекта, получаемая величина дефекта по 3D-КТ была принята в качестве эталона (рис. 1 а).

Измерение осуществляли 7 операторов, 5 из которых также визуально измеряли величину дефекта в ходе артроскопии. Каждый оператор выполнял измерения с применением линейного и площадь-зависимого вариантов метода «вписанной окружности»: традиционного метода линейных отношений и метода сегментарных отношений, соответственно. Метод линейных отношений (патент № 2661717) подразумевает построение хорды, соединяющей точки пересечения вписанной окружности с краем суставной поверхности в области верхнего и нижнего краев дефекта. Далее под прямым углом к хорде строили диаметр вписанной окружности и находили соотношение высоты хорды (линейный размер дефекта) к диаметру вписанной окружности — относительный линейный размер дефекта (рис. 1 б).

Метод сегментарных отношений позволяет вычислить отношение площади костного дефекта к площади вписанной окружности, не прибегая к трудоемким непосредственным измерениям.

Для этого рассчитывается площадь сегмента вписанной окружности, соответствующего дефекту переднего отдела гленоида. Построение вписанной окружности, хорды и перпендикуляра хорды диаметра осуществляли аналогично линейному методу, после чего вычисляли площадь сегмента, зная из приложения величину радиуса вписанной окружности ( $R$ ), длину ( $L$ ) и высоту ( $h$ ) хорды по формуле:

$$S_{\text{сегм.}} = R^2 \arcsin(L/2R) - L(R-h)/2.$$

Площадь окружности вычисляли по формуле:

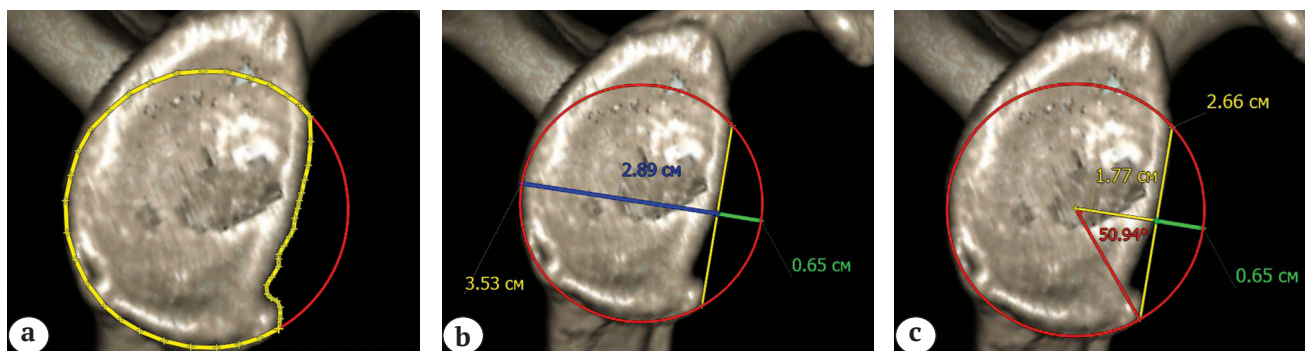
$$S_{\text{окр.}} = \pi R^2.$$

Зтем находили процент потери костной массы гленоида (относительный площадь-зависимый размер дефекта) через соотношение  $S_{\text{сегм.}}/S_{\text{окр.}}$  (рис. 1 в). Автоматизация вычислений была осуществлена в приложении Microsoft Excel.

В ходе артроскопии также измеряли линейную величину дефекта гленоида по методу S.S. Burkhart и J.F. De Beer, ориентируясь на область истонченного хряща, принимаемую за центр интактного суставного отростка лопатки [24] (рис. 2).

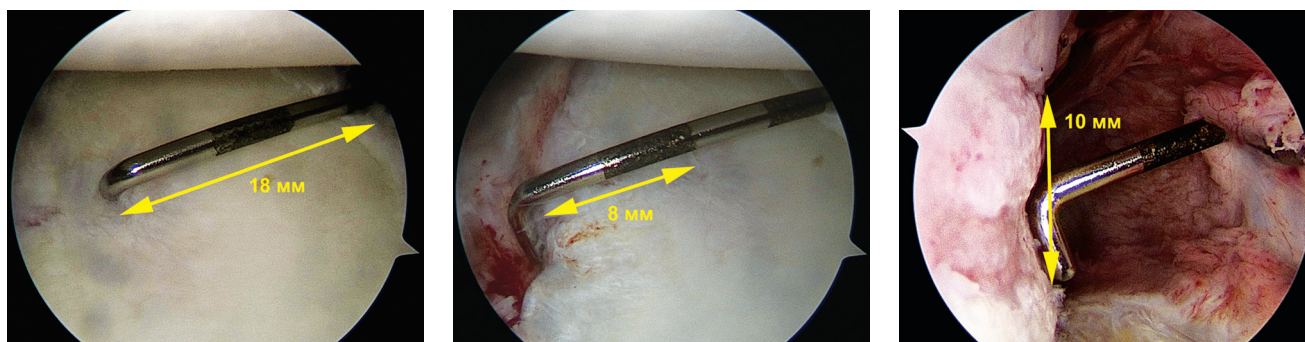
Измерения у всех 24 пациентов производили 7 специалистов, в том числе 2 хирурга-ортопеда, 2 специалиста по лучевой диагностике и 3 клинических ординатора. Перед измерениями диагноз и хирургический план были обезличены. Для сравнения точности метода линейных отношений и метода сегментарных отношений между собой и с эталоном, а также измерений, выполняемых на 3D VIBE МРТ и 3D-КТ, был применен однофакторный дисперсионный анализ с последующим апостериорным анализом, включившим post-hoc тесты и сравнение средних методом Тьюки (Tukey's Honest Significant Difference test). Уровень значимости  $\alpha = 0,05$  использовали при расчете достаточной статистической мощности исследования для достижения величины эффекта 0,48.

Воспроизводимость измерений оценивали при помощи внутриклассового коэффициента корреляции (One-Way Random ICC(1));  $p \leq 0,05$  использовали для определения статистической значимости. ICC  $\geq 0,75$  оценивали как хорошее соответствие, от 0,5 до 0,75 — как умеренное, менее 0,5 — как слабое. Полученные результаты измерений были разделены на 4 группы в зависимости от величины костного дефекта для определения ее влияния на точность измерений каждым методом: с малым (<15%), средним (15–19%), большим (20–25%) и массивным (>25%) дефектом лопатки. ICC для каждого оператора также рассчитывали с целью определения степени соответствия результатов измерений разными методами на 3D VIBE МРТ с результатами эталонного метода на 3D-КТ.



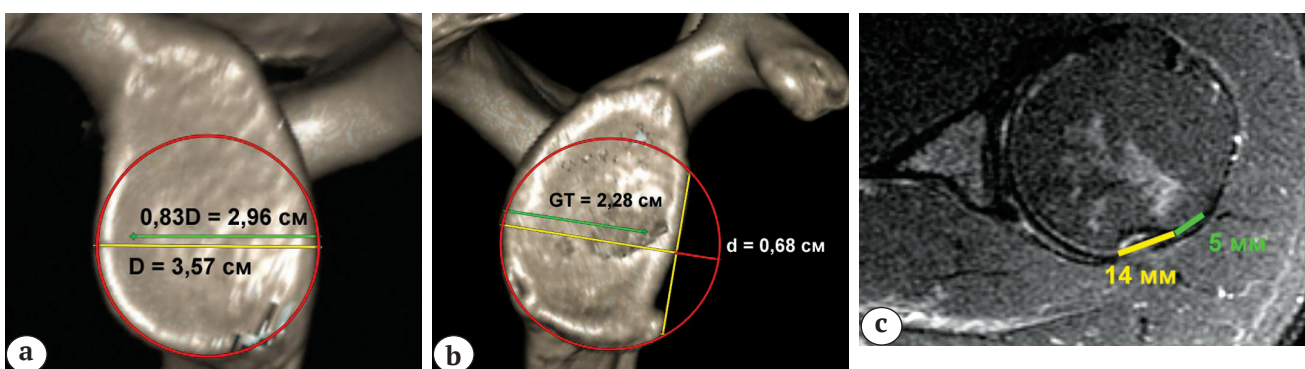
**Рис. 1.** Методы вписанной окружности для вычисления размеров дефекта переднего отдела суставного отростка лопатки: а — площадь-зависимый эталонный метод Pico с применением специализированного программного обеспечения ( $d = 13,1\%$ ); б — метод линейных отношений ( $d = 18,4\%$ ); в — площадь-зависимый метод сегментарных отношений ( $d = 12,7\%$ )

**Fig. 1.** Incircle methods for calculation of defect dimensions in anterior part of articular process of scapula: а — area-dependent standard Pico method using special software (13.1%); б — linear relation method (18.4%); в — area-dependent sectional relation method (12.7%)



**Рис. 2.** Визуальное измерение дефектов суставного отростка лопатки (28%) и головки плечевой кости (10 мм) в ходе артроскопии

**Fig. 2.** Visual measurement of the defect of articular process (28%) and humeral head (10 mm) during arthroscopy



**Рис. 3.** Определение опорности суставного отростка лопатки при биполярных повреждениях плечевого сустава: а — измерение диаметра интактного гленоида ( $D = 3,57$  см); б — вычисление ширины дефекта ( $d = 0,68$  см) и суставной опоры гленоида ( $GT = 2,28$  см); в — измерение на МРТ интервала Хилла – Сакса ( $HSI = 1,9$  см), включающего сам дефект Хилла – Сакса ( $HS = 14$  мм) и костный мостик ( $BB = 5$  мм). Поскольку суставная опора гленоида шире интервала Хилла – Сакса ( $GT > HSI$ ), биполярное повреждение оценено как внутриопорное («on-track»)

**Fig. 3.** Evaluation of track for articular process of scapula in bipolar injuries of shoulder joint: а — measurement of diameter of intact glenoid ( $D = 3.57$  cm); б — calculation of defect width ( $d = 0.68$  cm) and glenoid track ( $GT = 2.28$  cm); в — MRI measurement of Hill-Sachs interval ( $HSI = 1.9$  cm) including the defect itself ( $HS = 14$  mm) and bony bridge ( $BB = 5$  mm). Based on the fact that glenoid track is wider than Hiss-Sachs interval ( $GT > HSI$ ) the bipolar lesion was considered “on-track”

Для определения направления и силы взаимосвязи результатов измерения на 3D VIBE МРТ и 3D-КТ использовали анализ линейный регрессионный анализ. Кроме того, сравнивали средние процентные ошибки исследуемых методов измерений каждым оператором относительно эталонных значений.

Определение опорности дефекта Хилла–Сакса осуществляли во всех наблюдениях на 3D-КТ, измеряя диаметр интактного гленоида (D), линейную величину дефекта гленоида поврежденного плечевого сустава (d) и расстояние от медиального края дефекта Хилла–Сакса до места прикрепления сухожилия подостной мышцы к головке плечевой кости (HSI – интервал Хилла–Сакса). Интервал Хилла–Сакса образован самим дефектом (HS) и костным «мостиком» (BB) между дефектом Хилла–Сакса и местом прикрепления сухожилия подостной мышцы (HSI = HS+BB). Измерение HSI, согласно исследованиям S. Gyftopoulos с соавторами, может быть осуществлено без потери точности на аксиальных срезах МРТ [25]. Далее вычисляли ширину опоры гленоида (GT – glenoid track) по формуле:  $GT = 0,83D - d$ . Если ширина опоры гленоида больше интервала Хилла – Сакса, дефект считали биомеханически неблагоприятным, т.е. внеопорным (off-track), тогда как при  $HSI < GT$  дефект является внутриопорным (on-track) (рис. 3).

## Результаты

Во всех группах, за исключением группы с массивными дефектами гленоида, были выявлены статистически значимые ( $p \leq 0,05$ ) различия результатов измерений дефекта гленоида и вычислений между разными методами по сравнению с эталонным методом (табл. 1). Апостерирный анализ выявил значительные отличия результатов визуального измерения размеров дефекта гленоида в ходе артроскопии от эталонных у 12 из 24 пациентов I, II и III групп. Метод сегментарных отношений по 3D-КТ имел наибольшую точность и воспроизводимость во всех группах (средняя процентная ошибка PE =  $1,29\% \pm 2,39\%$ , ICC = 0,75–0,85), за исключением группы массивных дефектов, когда изучаемые методы измерения имели близкую точность при применении на 3D-КТ, 3D VIBE МРТ и в ходе эндоскопического измерения. Значения, полученные методом линейных отношений, значимо отличались от эталонных во всех группах, кроме группы массивных дефектов, и всегда были больше значений сегментарного метода, поскольку линейная модель не учитывает радиусную форму суставного отростка. Линейный метод на 3D-КТ переоценивал величину повреждения на  $2,1–7,9\%$  и обладал менее надежной вос-

производимостью (PE =  $3,22\% \pm 5,31\%$ , ICC = 0,61–0,62). Кроме того, наибольшую ошибку (до 7,9%) линейный метод демонстрировал при пограничных дефектах гленоида — в III группе с крупными дефектами (20–25%).

Воспроизводимость измерений разными операторами была умеренной для визуального (ICC = 0,594) и линейного методов (ICC = 0,621) и надежной для сегментарного метода (ICC = 0,756). Воспроизводимость измерений каждым хирургом также была умеренной для визуального и линейного методов (ICC = 0,553 и ICC = 0,612), надежной — для сегментарного метода вычислений (ICC = 0,856).

Общая внутрикласовая корреляция (ICC) между 3D VIBE МРТ и эталонным 3D-КТ при применении линейного метода для всех операторов составила 0,413, что свидетельствует о плохом соответствии результатов измерений величины дефекта гленоида линейным методом на 3D VIBE МРТ и эталонным площадь-зависимым методом на 3D-КТ. Результаты применения сегментарного метода измерений на МРТ несколько более надежно коррелировали с эталоном: внутрикласовая корреляция для сегментарного метода составила 0,623.

Для количественного описания корреляции между 3D VIBE МРТ и 3D-КТ дополнительно были произведены измерения величины дефекта гленоида на 3D VIBE МРТ эталонным методом. Средняя величина дефекта гленоида при измерении на 3D VIBE МРТ эталонным методом составила  $24,16\% \pm 10,3\%$ . В ходе анализа соответствия результатов, полученных с применением эталонных методов измерений, на 3D VIBE МРТ и 3D-КТ при помощи линейного регрессионного анализа была построена линия регрессии и определен ее наклон (угловой коэффициент): величина возрастания величины дефекта гленоида по данным 3D-КТ при увеличении величины дефекта на единицу измерения (1%) по данным 3D VIBE МРТ. Угловой коэффициент значимо отличался от единицы и составил 0,29 ( $p \leq 0,001$ ), то есть размеры дефекта на 3D VIBE МРТ превышали эталонные при величине дефекта больше среднего и уступали эталонным при дефектах меньше среднего значения. Изменение величины дефекта по данным 3D VIBE МРТ составит 1%, по данным 3D-КТ дефект будет изменяться в среднем на 0,29%. Небольшое количество наблюдений не позволило соблюсти условия применения линейной модели, однако полученные результаты соотносятся с данными G.M. Friedman и соавторами, полученными на больших выборках [20].

Таким образом, при сравнении 3D VIBE МРТ с 3D-КТ было выявлено плохое соответствие результатов для линейного метода (ICC = 0,412) и умеренное соответствие для сегментарного метода (ICC = 0,623). При этом в группах с не- большими дефектами гленоида относительно среднего можно ожидать недооценивание их величины на МРТ, а в группах с крупными дефектами — переоценивание.

Таблица 1

**Дисперсионный анализ результатов измерения величины дефекта суставного отростка лопатки**

Пациенты	Измерение дефекта гленоида эталонным методом Pico, %	Средняя величина дефекта гленоида, %	Значимость отличий результатов дисперсионного анализа исследуемых и эталонного методов, $p^*$
I группа (<15%)			
Пациент 1	5,2	7,3	0,001
Пациент 2	6,1	9,4	<0,001
Пациент 3	7,1	9,3	<0,001
Пациент 4	11,3	14,5	<0,001
Пациент 5	13,1	14,5	0,023
Пациент 6	11,2	11,7	0,415
II группа (15–19%)			
Пациент 1	18,5	18,9	0,507
Пациент 2	15,1	18,1	<0,001
Пациент 3	17,3	19,12	0,003
Пациент 4	17,5	18,62	<0,001
Пациент 5	18,9	19,6	0,082
Пациент 6	16,4	21,2	0,001
III группа (20–25%)			
Пациент 1	20,5	25,0	0,001
Пациент 2	21,1	25,7	<0,001
Пациент 3	24,8	20,5	0,001
Пациент 4	21,3	24,6	<0,001
Пациент 5	23,8	18,04	0,032
Пациент 6	20,2	23,7	0,001
IV группа (>25%)			
Пациент 1	31,5	31,9	0,854
Пациент 2	28,2	29,1	0,468
Пациент 3	31,2	32,1	0,592
Пациент 4	25,8	26,7	0,469
Пациент 5	26,6	26,3	0,432
Пациент 6	30,4	31,0	0,992

\* — отличия статистически значимы при  $p \leq 0,05$ .

Процентная ошибка каждого измерения представлена разницей между полученным исследуемым методом значением и эталонным измерением того же гленоида. Средняя величина дефекта гленоида при измерении на 3D-КТ эталонным методом составила 25,45%±8,71% (от 9 до 42%). Средние процентные ошибки (±SD стандартная ошибка среднего) размеров дефекта суставного отростка лопатки, выраженные в процентах и полученные в результате измерений на 3D VIBE МРТ и 3D-КТ методами линейных и сегментарных отношений относительно эталонных размеров представлены в таблице 2.

Ошибка относительно эталонных значений по 3D VIBE МРТ составила 4,86%±4,12% для метода линейных отношений и 3,94%±3,11% — для сегментарного метода, в то время как ошибка по 3D-КТ составила для линейного и сегментарного методов 3,22%±5,31% и 1,29%±2,39%, соответственно. При применении 3D VIBE МРТ потеря точности относительно измерений на 3D-КТ составила от -1,16% до 0,7% для линейного и от -2,09% до 1,2% для сегментарного метода в 95% ДИ.

Наибольшую ошибку (2,7–8,5%) демонстрировал метод линейных отношений по 3D VIBE МРТ при пограничных дефектах гленоида — в группе III (20–25%). Аналогичный результат был получен при измерениях тем же методом на 3D-КТ — ошибка в группе III (20–25%) была наиболее значительной — 2,3–6,9%, хотя и несколько меньшей, чем

при измерениях на МРТ. Наименьшее отклонение от эталонных значений во всех группах было получено при использовании сегментарного метода по 3D-КТ (0,4–3,1%). При расчетах на 3D VIBE МРТ сегментарным методом, за исключением III группы с промежуточного размера дефектами ошибка не превышала 4,6% (табл. 3).

Средний диаметр суставного отростка лопатки, измеренный на 3D-КТ интактной конечности, составил 30,7 мм и отличался в исследуемых группах незначительно. Средняя ширина опоры гленоида уменьшалась с увеличением дефекта от I к IV группе. Величина интервала Хилла–Сакса (HSI) была несколько ниже в группах с крупными и массивными дефектами. В группе массивных дефектов все повреждения носили внеопорный характер. Закономерно, что в группе с повреждением суставного отростка лопатки менее 15% количество внеопорных дефектов на головке плечевой кости также было наименьшим и составило 33,3%, а 83,3% крупных и 66,7% средних дефектов гленоида сопровождалось внеопорными дефектами Хилла–Сакса. Таким образом, выполнение изолированного шва капсуло-лабрального комплекса у 11 (61,1%) из 18 пациентов нашей выборки с дефектом гленоида менее 25% сопровождалось бы высоким риском рецидивирования нестабильности вследствие заклинивания дефектов на головке и суставном отростке лопатки при отведении и наружной ротации плеча.

Таблица 2

**Средние результаты измерений всеми операторами величины дефектов суставного отростка лопатки и средние ошибки измерений относительно эталонных значений**

Метод исследования	Средняя величина дефекта, %	Средняя ошибка (PE, %)
Линейный метод по 3D-КТ	24,08±8,22	3,22%±5,31
Линейный метод по 3D VIBE МРТ	23,89±9,08	4,86%±4,12
Сегментарный метод по 3D-КТ	25,84±7,12	1,29%±2,39
Сегментарный метод по 3D VIBE МРТ	24,12±7,21	3,94%±3,11

Эталонное значение — 25,45%±8,71%.

Таблица 3

**Средние ошибки измерений исследуемыми методами величины дефектов суставного отростка лопатки различной величины относительно эталонных значений, %**

Величина дефекта гленоида	Линейный метод по 3D-КТ	Линейный метод по 3D VIBE МРТ	Сегментарный метод по 3D-КТ	Сегментарный метод по 3D VIBE МРТ
I группа (<15%)	3,2±1,3	2,9±2,1	1,2±1,0	3,1±3,1
II группа (15–19%)	2,9±1,4	5,2±6,3	0,4±1,1	4,2±1,3
III группа (20–25%)	4,6±2,3	5,8±2,9	2,7±2,4	4,9±0,4
IV группа (>25%)	2,2±1,9	4,3±1,4	0,9±1,1	3,9±3,1

Эталонное значение — 25,45% ± 8,71%.



## Обсуждение

Наиболее просто и быстро измерить величину дефекта суставного отростка лопатки можно непосредственно во время артроскопии. Изучение точности эндоскопического измерения величины дефекта гленоида подтвердило возможность применения метода, однако при дефектах, направленных под углом к продольной оси гленоида, измерения имели значительную погрешность вследствие широкоугольности обзора через артроскоп, затрудняющей выбор правильного направления измерения [26, 27].

Проведенный анализ продемонстрировал статистически значимые отклонения от эталонных результатов измерений, выполняемых под визуальным контролем во время артроскопии ( $p < 0,05$ ). Сегментарный метод вычисления имел более высокую точность и воспроизводимость, чем традиционный метод линейных отношений как при измерениях на 3D-КТ, так и на 3D VIBE МРТ. Исключение составила группа с массивными повреждениями суставной поверхности лопатки (более 25%), где все методы исследования, включая визуальный, и все способы вычисления обладали схожими результатами, не имевшие статистически значимых отличий. В группе с пограничными размерами дефекта (20–25%) наблюдали наибольшее завышение результатов при применении метода линейных отношений как на 3D-КТ, так и на 3D VIBE МРТ.

Более надежно воспроизводились результаты вычислений при применении сегментарного метода. При сравнении 3D VIBE МРТ с 3D-КТ было выявлено умеренное соответствие результатов для линейного метода и более надежное соответствие для сегментарного метода. 3D VIBE МРТ недооценивала величину дефекта гленоида в группах с дефектами меньше среднего значения, а в группах с крупными дефектами — переоценивала.

Точное измерение величины костных дефектов суставных поверхностей имеет ключевое значение для определения показаний к мягкотканной (операция Bankart) или костно-пластической (операция Latarjet) стабилизации плечевого сустава. Самым распространенным является метод линейных отношений, в первую очередь, благодаря простоте и удобству применения в практической работе. Однако геометрически подобный подход сопровождается существенной переоценкой результатов вычисления, т.к. вычисляет площадь фигуры квадратной формы, а не круглой [28].

Существует ряд публикаций с результатами применения специализированного программного обеспечения, позволяющего выделять область дефекта гленоида внутри предварительно вписанной окружности и автоматически рассчитывать

площадь дефекта [12, 29, 30]. Фактически, подобный программный подход автоматически реализует метод, предложенный P. Baudi и названный в честь итальянского философа Pico della Mirandola [31]. Метод Pico имеет наибольшую точность и воспроизводимость среди всех способов измерения костных дефектов гленоида, однако требует весьма трудоемкого и долгого процесса маркировки неровной линии костного дефекта, а потому не нашел широкого применения на практике.

Для упрощения измерения G.D. Dumont с соавторами предложили обозначать край костного дефекта в виде хорды на вписанной окружности, а площадь образованного сегмента рассчитывать исходя из образованного хордой центрального угла [11]. Дальнейшая эволюция площадь-зависимого измерения привела к появлению метода сегментарных отношений, когда площадь костного дефекта вычисляют исходя из длины хорды, легко получаемой при измерениях в большинстве приложений для просмотра результатов КТ и МРТ-исследований [32].

Нами было произведено сравнение точности и воспроизводимости наиболее часто применяемого метода линейных отношений и метода сегментарных отношений — основанного на измерении площади дефекта, однако более доступного и простого, чем непосредственное измерение при помощи специальных программ. Критерием было выбрано соответствие результатов вычисления эталонным. Исследование производили в группах пациентов с дефектами гленоида различной величины. Разделение на группы произвели согласно наиболее часто применяемых в хирургических алгоритмах критериев (<15%, 15–19%, 20–25% и >25%). Измерения производили как опытные специалисты в области лучевой диагностики, так и оперирующие ортопеды и обучающиеся в клинической ординатуре, т.е. специалисты разного опыта и квалификации. Полученные результаты также были проанализированы на предмет воспроизводимости.

Выбор метода исследования широко обсуждается в научной литературе. Исследуют точность измерений на рентгенограммах, МРТ, 2D-КТ и 3D-КТ. J.Y. Bishop с соавторами в своем исследовании сделали вывод о наибольшей точности 3D-КТ, что также было подтверждено другими исследователями [10, 14, 33]. Измерения на 2D-КТ не дали надежных результатов, поскольку сильно зависели от направления и положения среза. Неизбежные ротационные смещения в сагиттальной плоскости при построении аксиальных срезов приводят к погрешности измерений до 5,2% [34].

Немало исследований посвящено изучению возможностей МРТ для оценки величины костных дефектов суставных поверхностей плечевого сус-

тава, однако результаты противоречивы [17–20, 35]. Полученные нами данные свидетельствуют об умеренном соответствии результатов измерений величины дефекта гленоида методом линейных отношений на 3D VIBE МРТ и эталонным площадь-зависимым методом на 3D-КТ. Несколько более надежно коррелировали с эталонными измерения на 3D VIBE МРТ сегментарным методом, однако все также с умеренной силой. Несмотря на то, что применение МРТ для вычисления величины дефекта гленоида не имеет той же точности, что и 3D-КТ, площадь-зависимые измерения по МРТ позволяют избежать дополнительного КТ-сканирования в случаях, где величина дефекта не является пограничной, т.е. близкой к «критическому» значению — для пациентов с индексом нестабильности ISIS выше 6 или менее 3. Предшествующие исследования показали перспективность МРТ для измерения костных дефектов на кадаверных моделях, однако наши данные подтверждают лишь умеренную степень соответствия результатов ( $ICC = 0,623$ ), уступающую 3D-КТ. Одним из возможных объяснений является применение нами более точного площадь-зависимого метода измерения, в то время, как предшествующие исследователи применяли метод линейных отношений. Кроме того, отличия результатов могут быть следствием клинического характера исследования, в отличие от кадаверных измерений в более ранних работах. Поскольку посттравматические костные дефекты, в отличие от рукотворных дефектов, вследствие остеотомии имеют неправильную форму и неровный край, их сложнее обозначить и измерить, а отклонения результатов от реальных — больше. При сопоставлении МРТ с КТ линии менее четкие и углы менее острые, что также ухудшает результат.

Таким образом, для получения наиболее полной информации о мягкотканых повреждениях нестабильного плечевого сустава и точного размера дефекта суставного отростка лопатки необходимо выполнение как МРТ, так и 3D-КТ. Наши выводы согласуются с выводами R.K. Lee с соавторами о том, что, несмотря на хорошую корреляцию результатов различных измерений на МРТ и КТ, 3D-КТ все еще превосходит МРТ при измерении повреждений гленоида [36].

На основании полученных результатов был обоснован применимый в практической хирургической деятельности алгоритм выбора метода исследования и способа оценки биомеханических взаимоотношений биполярных дефектов суставных поверхностей при передней нестабильности плечевого сустава. Для определения тактики хирургического лечения производят расчет индекса нестабильности по шкале ISIS, учитывающего факторы, наиболее значимые для прогноза рецидивирования нестабильности. Индекс нестабиль-

ности определяют на основании уровня и характера физической активности пациента, возраста и наличия признаков гиперэластичности капсульно-связочного аппарата, а также рентгенографических признаков повреждения суставных поверхностей плечевого сустава. Кроме того, с целью выявления объективных признаков нестабильности плечевого сустава и определения морфологического субстрата всем пациентам необходимо выполнение МРТ.

В случаях, когда индекс нестабильности не превышает 3 баллов, обозначенный объем предоперационного обследования является достаточным для выбора мягкотканного способа стабилизации плечевого сустава (рис. 4). При критически высоком значении индекса нестабильности (более 6 баллов) необходимо выполнение костно-пластической операции. Наличие дефекта на головке плечевой кости определяет необходимость дополнять костно-пластический компонент операции процедурой ремплиссаж в случаях внеопорного перелома Хилла–Сакса (off-track). Определение опорности у пациентов с высоким индексом нестабильности может быть произведено на МРТ, поскольку не требует высокой точности, т.к. ключевое решение о выполнении костно-пластической стабилизации уже принято.

Промежуточные значения индекса нестабильности (от 3 до 6) требуют более точного вычисления размеров биполярных дефектов суставных поверхностей, которое возможно только на 3D-КТ. Поскольку наиболее точный метод Rico требует специального программного обеспечения и трудоемкого измерения, согласно полученным результатам, допустима его замена на метод сегментарных отношений. При дефекте суставного отростка лопатки менее 15% вне зависимости от опорности перелома Хилла–Сакса у пациентов с промежуточным индексом нестабильности допустимо выполнение мягкотканной стабилизирующей операции, дополняемой ремплиссажем в случаях внеопорного дефекта Хилла–Сакса. В случаях крупных дефектов гленоида (более 15%) выбор операции непосредственно определяется опорностью биполярных повреждений, и наличие внеопорного перелома Хилла–Сакса требует обязательного выполнения костно-пластической стабилизации плечевого сустава.

Выбор величины дефекта 15% в качестве критической основан на результатах биомеханического стендового исследования R.U. Hartzler с соавторами, согласно которым дополнение операции S.S. Bankart процедурой ремплиссажа на модели с дефектом гленоида 15% и неблагоприятным внеопорным дефектом Хилла–Сакса гарантированно позволяет избежать заклинивание дефекта Хилла–Сакса за передний край поврежденного гленоида при любом положении конечности [37].



Рис. 4. Алгоритм обследования и хирургического лечения пациентов с передней нестабильностью плечевого сустава

### Заключение

Метод сегментарных отношений на косо-сагиттальной проекции 3D-КТ является наиболее точным и воспроизводимым способом оценки размера дефекта суставного отростка лопатки, не требующим длительного и трудоемкого обозначения неправильного контура дефекта, а, следовательно, применимого в практической хирургической деятельности.

Результаты измерений во время артроскопии значительно отличались от эталонных, за исключением группы с массивными дефектами гленоида. Измерения на МРТ позволяют исключить необходимость дополнительного выполнения КТ, однако точность и надежность получаемых результатов меньше, а наибольшую ошибку (до 8,5%) измерений на МРТ наблюдали при пограничных дефектах гленоида, когда точность измерений имеет принципиальное значение для выбора способа хирургической стабилизации. Поэтому использование МРТ без КТ недопустимо при биполярных дефектах «пограничных» размеров.

Предложенный алгоритм позволяет избежать выполнения КТ у пациентов с крайними значениями индекса нестабильности ISIS и сопровождается увеличением общей доли выполняемых костно-пластических стабилизирующих операций. Это происходит за счет выявления прогно-

тически неблагоприятных внеопорных повреждений Хилла – Сакса у пациентов с дефектами гленоида пограничных размеров (15–25%).

**Конфликт интересов:** не заявлен.

**Источник финансирования:** исследование проведено без спонсорской поддержки.

### Литература [References]

- Balg F., Boileau P. The instability severity index score. A simple pre-operative score to select patients for arthroscopic open shoulder stabilization. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(11):1470-1477. DOI: 10.1302/0301-620X.89B11.18962.
- Shin S.J., Koh Y.W., Bui C., Jeong W.K., Akeda M., Cho N.S. et al. What is the critical value of glenoid bone loss at which soft tissue Bankart repair does not restore glenohumeral translation, restricts range of motion, and leads to abnormal humeral head position? *Am J Sports Med.* 2016;44(11):2784-2791. DOI: 10.1177/0363546516656367.
- Beran M.C., Donaldson C.T., Bishop J.Y. Treatment of chronic glenoid defects in the setting of recurrent anterior shoulder instability: A systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(5):769-780. DOI: 10.1016/j.jse.2010.01.011.
- Chen A.L., Hunt S.A., Hawkins R.J., Zuckerman J.D. Management of bone loss associated with recurrent anterior glenohumeral instability. *Am J Sports Med.* 2005;33(6):912-925. DOI: 10.1177/0363546505277074.
- Lynch J.R., Clinton J.M., Dewing C.B., Warme W.J., Matsen F.A. 3rd. Treatment of osseous defects associated with anterior shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2009;18(2):317-328. DOI: 10.1016/j.jse.2008.10.013.

6. Ochoa E. Jr., Burkhart S.S. Glenohumeral bone defects in the treatment of anterior shoulder instability. *Instr Course Lect.* 2009;58:323-336.
7. Yamamoto N., Itoi E., Abe H., Kikuchi K., Seki N., Minagawa H., Tuoheti Y. Effect of an anterior glenoid defect on anterior shoulder stability: A cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2009;37:949-954. DOI: 10.1177/0363546508330139.
8. Shaha J.S., Cook J.B., Song D.J., Rowles D.J., Bottoni C.R., Shaha S.H., Tokish J.M. Redefining «critical» bone loss in «subcritical» bone loss. *Am J Sports Med.* 2015;43(7):1719-1725. DOI: 10.1177/0363546515578250.
9. Yamamoto N., Itoi E., Abe H., Minagawa H., Seki N., Shimada Y., Okada K. Contact between the glenoid and the humeral head in abduction, external rotation, and horizontal extension: a new concept of glenoid track. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(5):649-656. DOI: 10.1016/j.jse.2006.12.012.
10. Bishop J.Y., Jones G.L., Rerko M.A., Donaldson C., MOON Shoulder Group. 3-D CT is the most reliable imaging modality when quantifying glenoid bone loss. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(4):1251-1256. DOI: 10.1007/s11999-012-2607-x.
11. Dumont G.D., Russell R.D., Browne M.G., Robertson W.J. Area-based determination of bone loss using the glenoid arc angle. *Arthroscopy.* 2012;28(7):1030-1035. DOI: 10.1016/j.arthro.2012.04.147.
12. Hamamoto J.T., Leroux T., Chahla J., et al. Assessment and evaluation of glenoid bone loss. *Arthrosc Tech.* 2016;5(4):e947-e951. DOI: 10.1016/j.eats.2016.04.027.
13. Magarelli N., Milano G., Baudi P., Santagada D.A., Righi P., Spina V. et al. Comparison between 2D and 3D computed tomography evaluation of glenoid bone defect in unilateral anterior glenohumeral instability. *Radiol Med.* 2012;117(1):102-111. (In English, Italian). DOI: 10.1007/s11547-011-0712-7.
14. Rerko M.A., Pan X., Donaldson C., Jones G.L., Bishop J.Y. Comparison of various imaging techniques to quantify glenoid bone loss in shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(4):528-534. DOI: 10.1016/j.jse.2012.05.034.
15. Bakshi N.K., Patel I., Jacobson J.A., Debski R.E., Sekiya J.K. Comparison of 3-dimensional computed tomography-based measurement of glenoid bone loss with arthroscopic defect size estimation in patients with anterior shoulder instability. *Arthroscopy.* 2015;31(10):1880-1885. DOI: 10.1016/j.arthro.2015.03.024.
16. Shin S.J., Jun B.J., Koh Y.W., McGarry M.H., Lee T.Q. Estimation of anterior glenoid bone loss area using the ratio of bone defect length to the distance from posterior glenoid rim to the centre of the glenoid. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(1):48-55. DOI: 10.1007/s00167-016-4312-x.
17. Magarelli N., Milano G., Sergio P., Santagada D.A., Fabbriani C., Bonomo L. Intra-observer and interobserver reliability of the «pico» computed tomography method for quantification of glenoid bone defect in anterior shoulder instability. *Skeletal Radiol.* 2009;38(11):1071-1075. DOI: 10.1007/s00256-009-0719-5.
18. Gyftopoulos S., Hasan S., Bencardino J., Mayo J., Nayyar S., Babb J., Jazrawi L. Diagnostic accuracy of MRI in the measurement of glenoid bone loss. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(4):873-878. DOI: 10.2214/AJR.11.7639.
19. Huijsmans P.E., Haen P.S., Kidd M., Dhert W.J., van der Hulst V.P., Willems W.J. Quantification of a glenoid defect with three-dimensional computed tomography and magnetic resonance imaging: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(6):803-809. DOI: 10.1016/j.jse.2007.02.115.
20. Friedman L.G.M., Ulloa S.A., David T.B., Hussein A.S., Morgan H.J., Miniaci A.A. Glenoid Bone Loss Measurement in Recurrent Shoulder Dislocation. Assessment of Measurement Agreement Between CT and MRI. *Orthop J Sports Med.* 2014;2(9):2325967114549541. DOI: 10.1177/2325967114549541.
21. Sugaya H., Moriishi J., Dohi M., Kon Y., Tsuchiya A. Glenoid rim morphology in recurrent anterior glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A(5):878-884.
22. Huysmans P.E., Haen P.S., Kidd M., Dhert W.J., Willems J.W. The shape of the inferior part of the glenoid: A cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15(6):759-763. DOI: 10.1016/j.jse.2005.09.001.
23. Bois A.J., Fening S.D., Polster J., Jones M.H., Miniaci A. Quantifying glenoid bone loss in anterior shoulder instability: Reliability and accuracy of 2-dimensional and 3-dimensional computed tomography measurement techniques. *Am J Sports Med.* 2012;40(11):2569-2577. DOI: 10.1177/0363546512458247.
24. Burkhart S.S., De Beer J.F. Traumatic glenohumeral bone defects and their relationship to failure of arthroscopic Bankart repairs: Significance of the inverted-pear glenoid and the humeral engaging Hill-Sachs lesion. *Arthroscopy.* 2000;16(7):677-694.
25. Gyftopoulos S., Beltran L.S., Bookman J., Rokito A. MRI Evaluation of Bipolar Bone Loss Using the On-Track Off-Track Method: A Feasibility Study. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;205(4):848-852. DOI: 10.2214/AJR.14.14266.
26. Dettlerline A.J., Provencher M.T., Ghodadra N., Bach B.R. Jr, Romeo A.A., Verma N.N. A new arthroscopic technique to determine anterior-inferior glenoid bone loss: Validation of the secant chord theory in a cadaveric model. *Arthroscopy.* 2009;25(11):1249-1256. DOI: 10.1016/j.arthro.2009.05.019.
27. Provencher M.T., Dettlerline A.J., Ghodadra N., Romeo A.A., Bach B.R. Jr, Cole B.J., Verma N. Measurement of glenoid bone loss: A comparison of measurement error between 45 degrees and 0 degrees bone loss models and with different posterior arthroscopy portal locations. *Am J Sports Med.* 2008;36(6):1132-1138. DOI: 10.1177/0363546508316041.
28. Bhatia S., Saigal A., Frank R.M., Bach B.R. Jr, Cole B.J., Romeo A.A., Verma N.N. Glenoid diameter is an inaccurate method for percent glenoid bone loss quantification: Analysis and techniques for improved accuracy. *Arthroscopy.* 2015;31(4):608-614.e1. DOI: 10.1016/j.arthro.2015.02.020.
29. Barchilon V.S., Kotz E., Barchilon Ben-Av M., Glazer E., Nyska M. A simple method for quantitative evaluation of the missing area of the anterior glenoid in anterior instability of the glenohumeral joint. *Skeletal Radiol.* 2008;37(8):731-736. DOI: 10.1007/s00256-008-0506-8.
30. Nofsinger C., Browning B., Burkhart S.S., Pedowitz R.A. Objective preoperative measurement of anterior glenoid bone loss: A pilot study of a computer-based method using unilateral 3-dimensional computed tomography. *Arthroscopy.* 2011;27(3):322-329. DOI: 10.1016/j.arthro.2010.09.007.
31. Baudi P., Righi P., Bolognesi D., Rivetta S., Rossi Urtoler E., Guicciardi N., Carrara M. How to identify and calculate glenoid bone deficit. *Chir Organi Mov.* 2005;90(2):145-152. (In English, Italian).
32. Parada S.A., Eichinger J.K., Dumont G.D., Parada C.A., Greenhouse A.R., Provencher M.T. et al. Accuracy

- and reliability of a simple calculation for measuring glenoid bone loss on 3-dimensional computed tomography scans. *Arthroscopy*. 2018;34(1):84-92. DOI: 10.1016/j.arthro.2017.07.032.
33. Chuang T.Y., Adams C.R., Burkhart S.S. Use of preoperative three-dimensional computed tomography to quantify glenoid bone loss in shoulder instability. *Arthroscopy*. 2008;24(4):376-382. DOI: 10.1016/j.arthro.2007.10.008.
34. Gross D.J., Golijanin P., Dumont G.D., Parada S.A., Vopat B.G., Reinert S.E. et al. The effect of sagittal rotation of the glenoid on axial glenoid width and glenoid version in computed tomography scan imaging. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016;25(1):61-68. DOI: 10.1016/j.jse.2015.06.017.
35. Tian C.Y., Shang Y., Zheng Z.Z. Glenoid bone lesions: comparison between 3D VIBE images in MR arthrography and nonarthrographic MSCT. *J Magn Reson Imaging*. 2012;(1):231-236. DOI: 10.1002/jmri.23622.
36. Lee R.K., Griffith J.F., Tong M.M., Sharma N., Yung P. Glenoid bone loss: assessment with MR imaging. *Radiology*. 2013;267(2):496-502.
37. Hartzler R.U., Bui C.N.H., Jeong W.K., Denard P.J., Burkhart S.S., Lee T.Q. et al. Remplissage of an off-track hill-sachs lesion is necessary to restore biomechanical glenohumeral joint stability in a bipolar bone loss model. *Arthroscopy*. 2016;32(12):2466-2476. DOI: 10.1016/j.arthro.2016.04.030.

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

*Хоминец Владимир Васильевич* — д-р мед. наук, начальник кафедры и начальник клиники военной травматологии и ортопедии, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

*Гладков Роман Владимирович* — канд. мед. наук преподаватель кафедры военной травматологии и ортопедии, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

*Железняк Игорь Сергеевич* — д-р мед. наук начальник кафедры рентгенологии и радиологии с курсом ультразвуковой диагностики, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

*Гранкин Алексей Сергеевич* — канд. мед. наук старший ординатор клиники военной травматологии и ортопедии, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

*Волов Даниил Александрович* — старший ординатор клиники военной травматологии и ортопедии, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

*Емельянцева Александра Алексеевна* — канд. мед. наук преподаватель кафедры рентгенологии и радиологии с курсом ультразвуковой диагностики, ФГБВОУ ВПО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ, Санкт-Петербург

## INFORMATION ABOUT AUTHORS:

*Vladimir V. Khominets* — Dr. Sci. (Med.), head of the Department and Clinic of Traumatology and Orthopedics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

*Roman V. Gladkov* — Cand. Sci. (Med.), lecturer of the Department and Clinic of Traumatology and Orthopedics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

*Igor S. Zheleznyak* — Dr. Sci. (Med.), head of the Department and Clinic of Radiology and Radiology with a course of ultrasound diagnostics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

*Alexey S. Grankin* — Cand. Sci. (Med.), resident of the Department and Clinic of Traumatology and Orthopedics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

*Daniil A. Volov* — resident of the Department and Clinic of Traumatology and Orthopedics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation

*Alexandr A. Emelyantsev* — Cand. Sci. (Med.), lecturer of the Department and Clinic of Radiology and Radiology with a Course of Ultrasound Diagnostics, Kirov Military Medical Academy, St. Petersburg, Russian Federation