

УДК 616.717.4-001.6:001.891.54](045)

## Изучение механизма реализации вывиха плечевой кости у больных с повреждением Hill-Sachs с помощью метода математического моделирования

А. А. Тяжелов, М. З. Бицадзе, М. Ю. Карпинский

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

*Differences between atmospheric and intraarticular pressure during shoulder movement provoke pull-effect that stabilize shoulder joint. Due to impression lesion of humerus head the congruence of articular surfaces and stabilizing effect are disturbed, that leads shoulder instability. Goal: to determine the force intensity, that provides pull-effect, and efficacy of its influence under the conditions of shoulder instability combined with Hill-Sachs lesion; to investigate the mechanism of realization of humerus head dislocation in the conditions of the incongruence of shoulder joint surfaces. Methods: mathematic modeling of the stabilizing effect of shoulder joint due to the differences between atmospheric and intraarticular pressure was performed. The method of calculation of vacuum cup for industrial work was used as a background for the calculation of force providing pull-effect in shoulder. Mathematic modeling of the probability of realization of shoulder dislocation under the conditions of Hill-Sachs lesion was performed using the method for determination of catching of tappet gear. Results: it was determined that the mechanism providing pull-effect in shoulder joint is a factor of its primary stabilization under conditions of muscle relaxation. Efficacy of the force that provides pull-effect in shoulder lasts if the area of scapular joint surfaces at least twice the size of defect area on the joint surface of humeral head. It was proved that impressed defect is a clue mechanism for the realization of shoulder dislocation. The main indices for the realization of this mechanism are an angle of inclination of humeral head defect in the point of probable contact and speed of movement in shoulder joint. The stability of shoulder joint remains if the angle of defect inclination is more then 60° and area of defect is not more then 1/2 of scapular joint surface. Key words: shoulder joint, instability, Hill-Sachs lesion, shoulder-slip.*

*Різниця атмосферного і внутрішньосуглобового тиску під час рухів плеча спричиняє притягувальний ефект, який є механізмом стабілізації плечового суглоба. Внаслідок імпресійного ушкодження головки плечової кістки порушується конгруентність суглобових поверхонь і стабілізуючий ефект, що призводить до нестабільності плечового суглоба. Мета: визначити величину сили, яка забезпечує притягувальний ефект у плечовому суглобі, та ефективність її дії за умов нестабільності плечового суглоба з ушкодженням Hill-Sachs, вивчити механізм реалізації вивиху головки плечової кістки в разі порушення конгруентності суглобових поверхонь плечового суглоба. Методи: математичне моделювання стабілізуючого ефекту плечового суглоба внаслідок різниці атмосферного і внутрішньосуглобового тиску. В основу обчислення сили, яка забезпечує притягувальний ефект в плечовому суглобі, закладено методіку розрахунку вакуумних присосок для промислових робіт. Математичне моделювання можливості реалізації вивиху плечової кістки за умов ушкодження Hill-Sachs проведено за методикою визначення заклинювання кулачкових механізмів. Результати: встановлено, що механізм, який забезпечує притягувальний ефект у плечовому суглобі, є фактором його первинної стабілізації за умов розслаблення м'язової системи. Висновки: ефективність дії сили, яка забезпечує притягувальний ефект в плечовому суглобі, зберігається, якщо площа суглобової поверхні лопатки не менше ніж у два рази перевищує площу дефекту головки плечової кістки. Доведено, що втягнений дефект є ключовим механізмом реалізації вивиху плечової кістки. Основними показниками для здійснення цього механізму є кут інклінації дефекту головки плечової кістки в точці можливого зіткнення і швидкість руху в суглобі. Стабільність плечового суглоба зберігатиметься, коли кут інклінації дефекту буде більшим за 60° і площа дефекту меншою за 1/2 площі суглобової поверхні лопатки. Ключові слова: плечовий суглоб, нестабільність, ушкодження Hill-Sachs, звичний вивих плечової кістки.*

**Ключевые слова:** плечевой сустав, нестабильность, повреждение Hill-Sachs, привычный вывих плечевой кости

## Введение

Конгруэнтность суставных поверхностей лопатки и плечевой кости обеспечивается за счет суставного хряща и фиброзно-хрящевой губы лопатки [5, 11]. Величина суставной поверхности лопатки намного меньше головки плечевой кости, а радиус кривизны больше, в результате чего плечевой сустав обладает большой амплитудой движений. Эффективной работе плечевого сустава способствует атмосферное давление, а именно тот присасывающий эффект, который возникает вследствие разницы атмосферного и внутрисуставного давления во время движений плеча [1, 10]. Отмеченный эффект присасывания описывается в литературе как один из механизмов стабилизации плечевого сустава. Очевидно, что форма суставных поверхностей, их размеры и конгруэнтность будут влиять на работу рассматриваемого механизма стабилизации плечевого сустава [8, 12]. При физиологической деятельности имеющиеся несоответствия формы и размеров головки плечевой кости и суставной поверхности лопатки компенсируются анатомическими образованиями (суставной губой лопатки, сумочно-связочным аппаратом и мышцами), что обеспечивает стабильность плечевого сустава в процессе его движений. Однако очевидно, что стабилизирующий эффект, обусловленный разницей атмосферного и внутрисуставного давления, будет проявляться в большей степени тогда, когда суставные поверхности плечевого сустава конгруэнтны [5]. Импрессионный перелом головки плечевой кости нарушает конгруэнтность суставных поверхностей, что ослабляет стабилизирующий эффект и может привести к нестабильности плечевого сустава [6, 9].

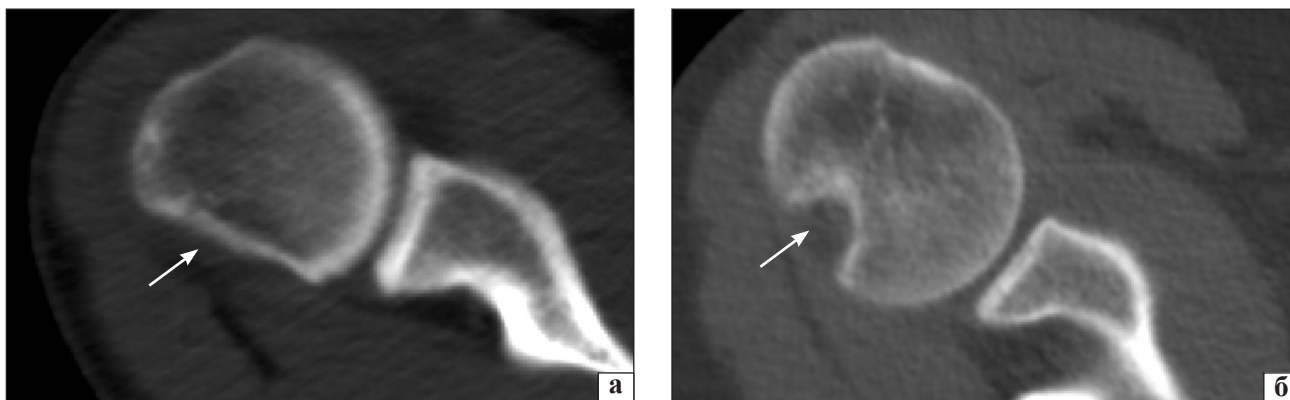
При повреждениях головки плечевой кости Hill-Sachs встречаются по форме два типа дефектов — плоский и углубленный (рис. 1).

Форма и размер дефекта головки плечевой кости зависят от количества рецидивов вывихов плечевой кости, поскольку в процессе последующих рецидивов данное повреждение увеличивается. Также большое значение имеет место расположения данного повреждения. Согласно данным литературы [7] существует два основных типа локализации дефектов головки плечевой кости — вовлекающиеся и невовлекающиеся. В первом случае при движении передний край суставной поверхности лопатки не достигает дефекта головки плечевой кости, что обуславливает слабое влияние дефекта на стабилизацию сустава. Во втором случае передний край лопатки попадает в область дефекта.

*Цель работы:* оценить величину силы, которая обеспечивает притягивающий эффект в плечевом суставе, и эффективность ее действия при нестабильности плечевого сустава с повреждением Hill-Sachs, а также изучить механизм реализации вывиха при нарушении конгруэнтности суставных поверхностей плечевого сустава (вовлекающийся дефект головки плечевой кости).

## Материал и методы

Аналитическими методами на основе известных формул выполнен расчет стабилизирующего эффекта плечевого сустава, обусловленный разницей атмосферного и внутрисуставного давления, а также установлена возможность реализации вывиха плечевой кости при наличии повреждения Hill-Sachs. В основу расчета силы, которая обеспечивает притягивающий эффект (ПЭ) в плечевом суставе, положена методика расчета вакуумных присосок для промышленных работ [2]. Определение возможности реализации вывиха плечевой кости при нарушении конгруэнтности суставных поверхностей выполнено по методике расчета заклинивания кулачковых механизмов [2].



**Рис. 1.** Томограмма плечевого сустава. Типы дефектов по форме при повреждении Hill-Sachs головки плечевой кости: плоский (а) и углубленный (б)

## Результаты и их обсуждение

*Расчет силы, которая обеспечивает притягивающий эффект в плечевом суставе*

Рассмотрим стабилизацию плечевого сустава силой, которая обеспечивает ПЭ. Как уже отмечалось, эта сила возникает в суставе за счет разницы давления ( $\Delta P$ ) внешней среды ( $P_{ATM}$  — атмосферное давление) и внутри сустава ( $P_B$ ):

$$\Delta P = P_{ATM} - P_B. \quad (1)$$

Поскольку величина  $P_{ATM}$  в нормальных условиях составляет около 100 кПа, величина  $\Delta P$  может принимать значения от 0 до 100 кПа.

Для определения величины силы ( $F$ ), которая обеспечивает ПЭ и действует в плечевом суставе, использована методика расчета вакуумных присосок для промышленных роботов [2], в частности формула определения диаметра присоски, необходимого для удержания груза:

$$d = 1,22 \sqrt{\frac{m \cdot K}{\Delta P \cdot n}}, \quad (2)$$

где  $m$  — масса объекта, которая удерживается присоской;  $K$  — коэффициент безопасности ( $K \geq 4$  для горизонтальных присосок,  $K \geq 8$  для вертикальных);  $n$  — количество присосок.

Определяем из формулы (2) массу удерживаемого объекта:

$$m = \frac{\Delta P \cdot d^2}{K \cdot 1,22^2}. \quad (3)$$

Величина силы  $F$  определяется как произведение массы на ускорение свободного падения. С учетом формулы (3) получаем:

$$F = \frac{\Delta P \cdot d^2}{K \cdot 1,22^2} \cdot 9,81. \quad (4)$$

Выбор исходных данных для расчета осуществлен на основе следующих соображений. Диаметр суставной поверхности лопатки человека колеблется от 30 до 35 мм, поэтому выбираем минимальное значение данного показателя  $D = 30$  мм. Величину давления  $\Delta P$  принимаем на уровне максимального значения, которое известно для промышленных роботов с использованием искусственных материалов и составляет  $\Delta P = 85$  кПа. Следует отметить, что реально это значение для плечевого сустава может приближаться к максимальной величине  $\sim 100$  кПа, т. к. суставной хрящ обеспечивает практически идеальное прилегание суставных поверхностей, тем самым предотвращая потери за счет шершавости контактных поверхностей. Поскольку суставная поверхность лопатки имеет вертикальное расположение, принимаем коэффициент безопасности  $K = 8$ . Вводим исходные данные в формулу (4) и получаем:

$$F = \frac{85 \cdot 10^3 \cdot 0,9 \cdot 10^{-3}}{8 \cdot 1,22^2} \cdot 9,81 = 63,02 \text{ Н}. \quad (5)$$

Для определения массы верхней конечности использованы работы [3] по процентному соотношению между разными частями тела человека. Значение массы тела человека принято равным 70 кг. Результаты расчета представлены в таблице.

Величина силы  $F$ , которая обеспечивает ПЭ (5), позволяет удерживать объект массой 6,3 кг. Сравнивая это значение с расчетной массой верхней конечности (2,74 кг), получаем действующую в плечевом суставе силу  $F$  с запасом для удержания верхней конечности в 2,3 раза. Отсюда следует, что критической величиной для стабилизации плечевого сустава будет потеря 1/2 площади его контактной поверхности.

Для анализа потери силы  $F$  из-за дефекта головки плечевой кости используем схему, приведенную на рис. 2. На скиаграмме КТ-среза плечевого сустава определяем длину суставной поверхности лопатки (отрезок  $a$ ) и дефекта головки плечевой кости (отрезок  $b$ ).

Рассчитываем коэффициент ( $K_{II}$ ) потери силы  $F$  как соотношение между длиной суставной

Таблица

Соотношение массы разных частей тела человека к ее общей массе

Сегмент	Масса сегмента, кг	Масса сегмента, %
Голова	5,18	7,40
Верхняя часть туловища	10,27	14,67
Средняя часть туловища	10,35	14,79
Нижняя часть туловища	11,26	16,09
Плечо	1,16	1,65
Предплечье	1,12	1,59
Кисть	0,46	0,66
Бедро	10,17	14,53
Голень	3,22	4,60
Стопа	1,08	1,55

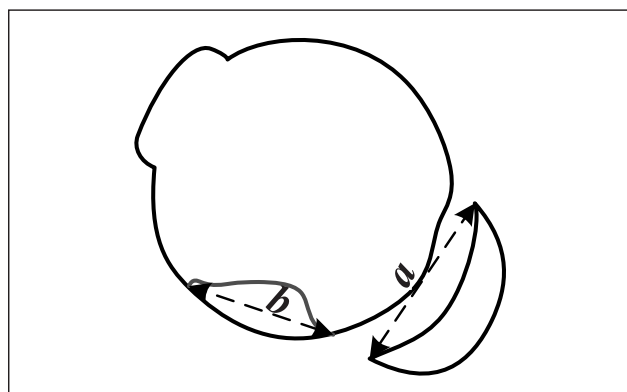


Рис. 2. Схема среза плечевого сустава с дефектом головки плечевой кости

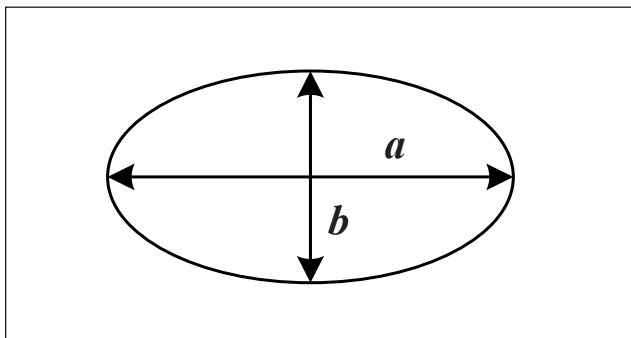


Рис. 3. Схема площади дефекта головки плечевой кости и площади суставной поверхности лопатки в форме эллипса

поверхности лопатки ( $a$ ) и длиной дефекта головки плечевой кости ( $b$ ) по формуле:

$$K_{II} = \frac{a}{b}. \quad (6)$$

Для более точного определения величины потери силы  $F$  мы разработали методику, позволяющую определить площадь дефекта головки плечевой кости и площадь суставной поверхности лопатки по КТ-сканам плечевого сустава. Схема расчета площади дефекта головки плечевой кости и суставной поверхности лопатки в форме эллипса изображена на рис. 3. Измерив на КТ-изображении плечевого сустава большую ( $a$ ) и малую ( $b$ ) ось дефекта головки плечевой кости и суставной поверхности лопатки, вычислим их площади ( $S$ ) по формуле:

$$S = \pi \frac{ab}{4}. \quad (7)$$

В данном случае коэффициент  $K_{II}$  потери силы, которая обеспечивает ПЭ, равен отношению площади суставной поверхности лопатки ( $S_{II}$ ) к площади дефекта головки плечевой кости ( $S_{Д}$ ):

$$K_{II} = \frac{S_{II}}{S_{Д}}. \quad (8)$$

Округлив рассчитанный запас силы  $F$ , которая обеспечивает ПЭ в плече, видим, что для сохранения стабильности плечевого сустава потеря этой силы не должна превышать двух раз, т. е.:

$$K_{II} \leq 2 \quad (9)$$

Таким образом, в результате проведенных расчетов выявлено, что величина силы  $F$ , которая обеспечивает ПЭ в плечевом суставе, в 2,3 раза превышает вес верхней конечности. Это позволяет предположить, что механизм «присоски» действительно является фактором первичной стабилизации плечевого сустава, который удерживает плечевую кость, когда мышечная система расслаблена. Эффективность действия силы  $F$  сохраняется, если площадь суставной поверхности лопатки не менее чем в 2 раза превышает площадь дефекта головки плечевой кости.

*О механизме реализации вывиха плечевой кости при нарушении конгруэнтности суставных поверхностей плечевого сустава (вовлекающийся дефект головки плечевой кости)*

В результате импрессионного дефекта в задненаружном отделе головки плечевой кости (повреждение Hill-Sachs) нарушается конгруэнтность суставных поверхностей головки плечевой кости и лопатки (рис. 4, а). При некоторых движениях может возникнуть ситуация, при которой передний край суставной поверхности лопатки будет попадать в зону дефекта (рис. 4, б). В этом случае относительно точки соприкосновения дефекта плечевой кости с краем лопатки возникает на плече  $l$  скручивающий момент  $M_{BM}$ , обусловленный силой вращательной манжеты плеча  $F_{BM}$ :

$$M_{BM} = F_{BM} l. \quad (10)$$

Очевидно, что момент  $M_{BM}$  может привести к вывиху плечевой кости.

Рассмотрим схему работы плечевого сустава при указанной патологии с позиций методики определения заклинивания кулачковых механизмов [4]. Предположим, что головка плечевой кости ( $a$ ) — это кулачок, а гленоид ( $b$ ) — ведомое звено (рис. 5). Вращающее движение плеча осуществляется мышцами вращательной манжеты, которые крепятся к бугоркам плечевой кости. Их уравнивает сила натяжения капсулы сустава. Данные нагрузки действуют на гленоид соответственными

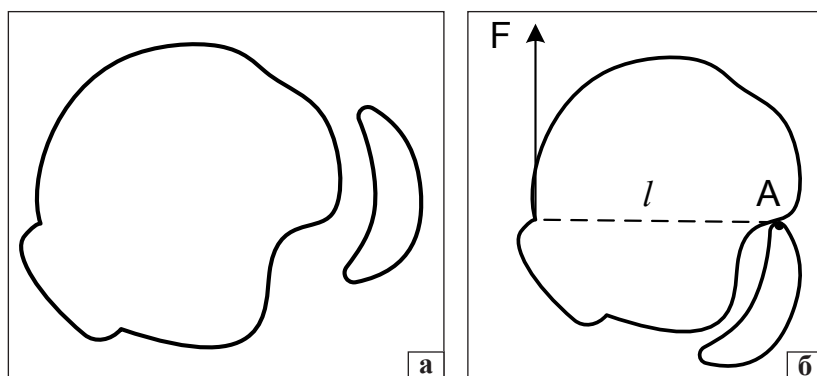


Рис. 4. Схемы дисконгруэнтность суставных поверхностей головки плечевой кости и лопатки (а), инклинации дефекта головки плечевой кости и суставной поверхности лопатки (б)

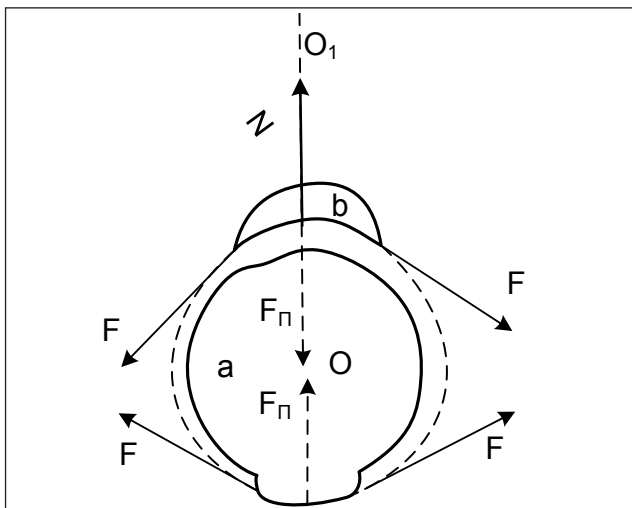


Рис. 5. Схема определения направления движения ведомого звена

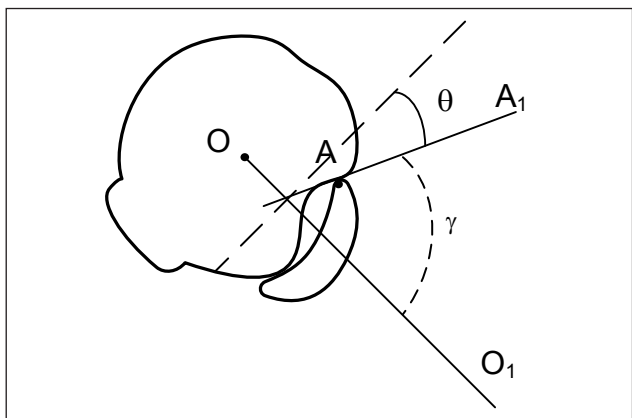


Рис. 6. Схема определения угла инкликации дефекта Hill-Sachs.  $OO_1$  — направление движения ведомого звена;  $AA_1$  — касательная в точке контакта гленоида и головки плечевой кости. Пунктиром обозначен перпендикуляр к направлению движения ведомого звена

силами  $F$ , равнодействующая которых направлена от середины гленоида к центру вращения головки плеча. Равнодействующая сила реакции головки направлена вдоль той же линии в противоположном направлении. Таким образом, направление от центра вращения головки к середине гленоида можно считать направлением движения ведомого звена.

В соответствии с определением, приведенном в справочнике машиностроителя [4] «углом передачи  $\gamma$  называют угол между направлением движения ведомого звена и направлением общей касательной к профилям в точке их соприкосновения; углом давления  $\theta$  — угол между перпендикуляром к направлению движения ведомого звена и общей касательной:

$$\gamma + \theta = 90^\circ. \tag{11}$$

Исходя из этого определения, назовем углом инкликации угол  $\gamma$ , т. е. угол передачи. Для опреде-

ления угла инкликации дефекта Hill-Sachs по изображению компьютерной томограммы выполняли скиаграмму плечевого сустава. Вырезали отдельно головку плечевой кости и суставную поверхность лопатки в сечении с максимальным размером дефекта головки. Соединяли оба элемента сустава в положении возможного соприкосновения, когда передний край суставной поверхности лопатки взаимодействует с поверхностью дефекта головки плечевой кости. Угол инкликации определяли по приведенной выше схеме (рис. 6).

В технике при проектировании кулачковых механизмов используют правило, согласно которому угол инкликации ( $\gamma$ ) не должен быть меньше  $60^\circ$ . Выбираем этот показатель как критический для возможности заклинивания, а также реализации вывиха плечевой кости. Необходимо отметить, что возможность заклинивания зависит не только от величины угла инкликации между двумя элементами сустава, но и от величины коэффициента трения между ними и скорости движения подвижного элемента. Выбор значения угла инкликации  $60^\circ$  в качестве критического не означает, что при меньшей величине этого показателя плечо будет регулярно вывихиваться, но свидетельствует, что в этом случае возможно возникновение различных ситуаций, приводящих к вывиху.

Таким образом, результаты проведенного исследования показали, что для сохранения стабильности плечевого сустава большую роль играет величина дефекта головки плечевой кости и угол инкликации дефекта. При величине угла инкликации, превышающей  $60^\circ$ , и площади дефекта не более половины площади суставной поверхности лопатки, будет сохраняться стабильность плечевого сустава.

### Выводы

В результате проведенного исследования установлено, что механизм, обеспечивающий притягивающий эффект в плечевом суставе (из-за разницы атмосферного и внутрисуставного давлений), является фактором первичной стабилизации плечевого сустава. Эффективность действия силы, обеспечивающей притягивающий эффект в плечевом суставе, сохраняется, если площадь суставной поверхности лопатки не менее чем в два раза превышает площадь дефекта головки плечевой кости.

Показано, что вовлекающийся дефект является ключевым механизмом реализации вывиха плечевой кости. Основными показателями для реализации этого механизма является угол инкликации дефекта головки плечевой кости в точке возможного соприкосновения костей в месте дефекта и его площадь.

Стабильность плечевого сустава будет сохраняться при угле инклинации дефекта больше  $60^\circ$  и площади дефекта, составляющей меньше половины площади суставной поверхности лопатки.

### Список литературы

1. Гаджиев М. М. Состояние внутрисуставного давления при привычном вывихе плеча / М. М. Гаджиев // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1976. — № 12. — С. 55–56.
2. Козырев Ю. Г. Промышленные роботы. Справочник / Ю. Г. Козырев. — М.: Машиностроение, 1988. — 392 с.
3. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов / И. Ф. Образцов, И. С. Адамович, И. С. Барер [и др.]. — М.: Высшая школа, 1988. — 311 с.
4. Справочник машиностроителя. — М.: ГНТИ машиностроительной литературы, 1954. — Т.1. — 567 с.
5. Тяжелов А. А. Особенности клинических проявлений нестабильности плечевого сустава / А. А. Тяжелов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1999. — № 2. — С. 115–119.
6. Bone loss in anterior instability / E. Itoi, N. Yamamoto, D. Kurokawa, H. Sano // *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* — 2013. — Vol. 6. — P. 88–94, doi: 10.1007/s12178-012-9154-7.
7. Burkhart S. S. 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 / S. S. Burkhart, J. F. De Beer // *Arthroscopy.* — 2000. — Vol. 16. — P. 677–694, doi:10.1053/jars.2000.17715.
8. Hudak P. L. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG) / P. L. Hudak, P. C. Amadio, C. Bombardier // *Am. J. Ind. Med.* — 1996. — Vol. 29 (6). — P. 602–608, doi: 10.1002/(SICI)1097-0274.
9. In vitro kinematics of the shoulder following rotator cuff injury / A. E. Kedgley, G. A. Mackenzie, L. M. Ferreira [et al.] // *Clin. Biomech.* — 2007. — Vol. 22. — P. 1068–1073.
10. Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: a biomechanical study / L. J. Soslowky, E. L. Flatow, L. U. Bigliani [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 1992. — Vol. 10. — P. 524–534, doi: 10.1002/jor.1100100407.
11. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study / A. S. Curtis, K. M. Burbank, J. J. Tierney [et al.] // *Arthroscopy.* — 2006. — Vol. 22 (6). — Article 609.e1, doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.001
12. The shape of the inferior part of the glenoid: a cadaveric study / P. E. Huysmans, P. S. Haen, M. Kidd [et al.] // *J. Shoulder Elbow Surg.* ; 2006. — Vol. 15. — P. 759–763, doi: 10.1016/j.jse.2005.09.001.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015437-42>

Статья поступила в редакцию 15.09.2015

## INVESTIGATION OF REALIZATION MECHANISM OF SHOULDER DISLOCATION IN PATIENTS WITH HILL-SACHS LESION USING METHOD OF MATHEMATIC MODELING

O. A. Tyazhelov, M. Z. Bitsadze, M. Yu. Karpinsky

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv