

УДК 616.727.2-089.843:[616-073.7:004](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021151-61>

Морфометрія плечового суглоба й обґрунтування типорозмірів нового модульного реверсивного ендопротеза на основі даних спіральної комп'ютерної томографії

М. О. Корж¹, В. Б. Макаров^{1, 2}, Н. П. Боцьва³,
О. В. Моргун⁴, О. О. Підгайська¹, О. В. Танькут¹

¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

² КНП «Міська клінічна лікарня № 16» ДМР, Дніпро, Україна

³ Дніпровський національний університет імені Олеся Гончара, Україна

⁴ Клініка сімейної медицини, Дніпро, Україна

Reverse shoulder arthroplasty is effective surgery because most of patients have positive long-term results. However, the search for the «perfect» endoprosthesis continues. Objective. To justify the dimensions of a new modular reverse shoulder endoprosthesis using additive technologies based on spiral computed tomography data. Methods. Two data sets of healthy shoulder joints (right — R, left — L) of 100 patients obtained on a spiral computed tomography AQUILION 128 sections (Toshiba, Japan) were processed. Each set consisted of 11 morphometric parameters — linear and angular values. For each of them, three data samples (combined, R and L) are calculated: minimum, maximum, mode, median, mean, standard deviation, distribution asymmetry coefficient. Pearson's correlation coefficient was calculated, cluster analysis was performed. Results. It is proved that most of the parameters of R and L data sets can be considered homogeneous and can be analyzed as a combined group of 200 cases. It was found that the width and height of the glenoid are more homogeneous data sets, and the value of the endosteal diameter of the humerus decreases in the distal direction. The cervical-diaphyseal angle averages $137.4^\circ \pm 4.66^\circ$. The correlation between different parameters is more pronounced within most clusters than in the sample as a whole. Conclusions. It is necessary to create different sizes of the distal part of the conical stem, to which securely fix a wide proximal part, as well as in different sizes, in the form of a cup for fixing the liner. The height of the proximal part of the reverse shoulder endoprosthesis should be not less than 20 mm, the diameter of the base of the proximal parts of the stem — 38, 40, 42 mm. It is proposed to use a conical stem of the implant with a wider proximal part, to create the angle 135° between the cup of the proximal part and the stem. Three standard sizes of basic glenoid plates with a diameter of 26, 30, 32 mm are defined. Key words. 3D-printing, arthroplasty of the shoulder joint, glenoid, cluster analysis, correlation analysis.

Реверсивне ендопротезування плечового суглоба є ефективним, оскільки більшість пацієнтів мають позитивні віддалені результати. Проте пошук «ідеального» ендопротеза триває. Мета. Обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза (МРЕ) плечового суглоба з використанням адитивних технологій на основі даних спіральної комп'ютерної томографії. Методи. Оброблено два набори даних здорових плечових суглобів (правого — R, лівого — L) 100 пацієнтів, отриманих на спіральному комп'ютерному томографі AQUILION 128 зрізів (Toshiba, Японія). Кожен набір складався з 11 морфометричних параметрів — лінійних і кутових величин. Для кожного з них за трьома вибірками (об'єднаної, R і L) обчислено: мінімум, максимум, моду, медіану, середнє, середньоквадратичне відхилення, коефіцієнт асиметрії розподілу. Розраховано коефіцієнт кореляції Пірсона, проведено кластерний аналіз. Результати. Доведено, що більшість параметрів вибірок R і L можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків. Встановлено, що ширина та висота гленоїда є однорідними масивами даних, а значення ендостального діаметра плечової кістки зменшується в дистальному напрямку. Шийково-діафізарний кут у середньому дорівнює $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$. Кореляція між різними параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за вибіркою загалом. Висновки. Слід створювати різні типорозміри дистальної частини конічної ніжки, до якої надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша. Висота проксимальної частини МРЕ має дорівнювати не менш ніж 20 мм, діаметр основи проксимальних частин ніжки МРЕ — 38, 40, 42 мм. Запропоновано застосовувати конічну ніжку ендопротеза з шириною проксимальною частиною, закласти кут 135° між чашкою проксимальної частини та нішкою. Визначено три типорозміри базових гленоїдальних пластин діаметром 26, 30, 32 мм.

Ключові слова. 3D-друк, ендопротез плечового суглоба, гленоїд, кластерний аналіз, кореляційний аналіз

Вступ

Реверсивне ендопротезування плечового суглоба останніми роками довело свою ефективність, оскільки більшість пацієнтів мають позитивні віддалені результати як після 3–4 фрагментарного перелому проксимального відділу плечової кістки, так і у випадках остеоартриту з ушкодженням ротаційної манжети [1–3]. Водночас функціональні результати залежать від правильного вибору імплантата, його розташування, підбору розмірів гленоїдальної частини та досягнення адекватного балансу м'яких тканин [4, 5]. Існує багато модулних реверсивних ендопротезів для заміщення плечового суглоба [6], а це свідчить, що пошук «ідеального» ендопротеза для відновлення рухів і поліпшення якості життя пацієнтів із травмами і захворюваннями плечового суглоба триває [7]. Проведені антропометричні дослідження на анатомічних препаратах, за показниками рентгенографії та комп'ютерної томографії (КТ) довели деякі невідповідності в обчислюванні параметрів проксимального відділу плечової кістки та лопатки [8–11]. Зокрема P. Voileau, G. Walch [12] вивчили тривимірну геометрію проксимального відділу плечової кістки на зразках тіл померлих і дійшли висновку, що суглобова поверхня головки плечової кістки має не лише різноманітні радіуси в різних напрямках та індивідуальні особливості орієнтації щодо нахилу до осі діафіза, а й відмінний кут ретроверсії. Найчастіше шийково-діафізарний кут проксимального відділу плечової кістки визначають під час планування хірургічного втручання за рентгенограмою в передньо-задній проекції. Доведено, що його значення становить у середньому 135° [13, 14]. Водночас більшість реверсивних систем мають кут 145° – 150° , що викликає дискусію [15]. Модернізація реверсивних модулних систем ендопротезів плечового суглоба спрямована на максимальну адаптацію до кісткової структури без збільшення вартості конструкцій. Тривимірний друк пористих титанових імплантатів є перспективним напрямом адитивного виробництва в ортопедії та травматології. Проведення неінвазивної морфометрії плечового суглоба методом спіральної КТ (СКТ) на значній вибірці пацієнтів зі статистичною обробкою масиву отриманих даних дозволить з'ясувати і доповнити відомі лінійні та кутові показники проксимального відділу плечової кістки та гленоїдальної западини лопатки.

Мета роботи: обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза плечового суглоба з використанням адитивних технологій на основі даних спіральної комп'ютерної томографії.

Матеріал і методи

Використано два набори показників здорових плечових суглобів (правих і лівих), отриманих на спіральному комп'ютерному томографі AQUILION 128 зрізів (Toshiba, Японія). Обсяг вибірки — 100 пацієнтів. Кожен із наборів містить значення 11 параметрів, до яких належать лінійні та кутові величини (рис. 1–4).

Первинна статистична обробка даних. Оскільки вимірювання проведені окремо для правої та лівої рук, отримані показники розділено на дві вибірки: індекс R — права, L — ліва.

Обробка та графічне подання експериментальних показників виконані засобами пакета Mathcad (версія 15.0).

Для кожного морфометричного параметра за трьома вибірками (об'єднаної, правої та лівої рук) обчислені базові статистичні показники: мінімум (MIN), максимум (MAX), мода (Mode), медіана (Median), середнє (Mean), середньоквадратичне відхилення (stdev), коефіцієнт асиметрії розподілу (skew), який характеризує асиметрію розподілу величини щодо середнього значення. Усі величини обчислені з точністю до другого знака після коми, оскільки вимірювання виконані з точністю до першого знака.

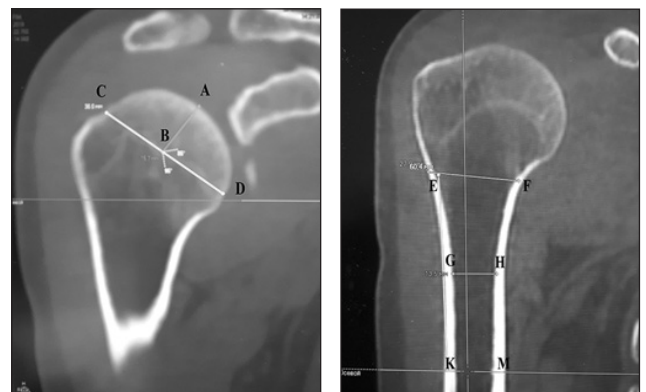


Рис. 1. КТ-скани проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції для вимірювання антропометричних показників: АВ — висота головки; CD — діаметр анатомічної шийки; EF — ендостальний розмір плечової кістки на рівні хірургічної шийки; ендостальний розмір діафіза плечової кістки нижче рівня хірургічної шийки на 3 см (GH) та 6 см (KM)

За кожним із морфометричних параметрів для всіх трьох вибірок (об'єднаної, правої та лівої рук) побудовано гістограми розподілу значень за діапазонами, а для всіх параметрів вибірок R і L — діаграми розсіювання.

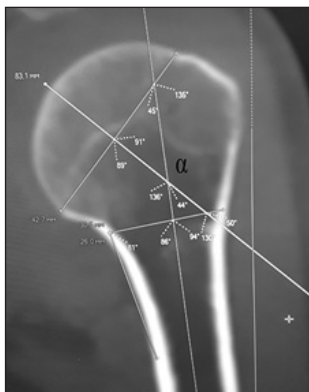


Рис. 2. КТ-скан проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції для вимірювання шийково-діафізарного кута α

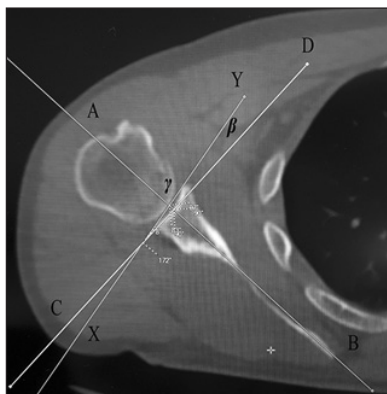


Рис. 3. КТ-скан проксимального відділу плечової кістки та лопатки на рівні її ості в аксіальній проекції для вимірювання нахилу гленоїдальної суглобової поверхні: АВ — лінія, яка з'єднує середню точку гленоїдальної суглобової поверхні та медіальний кут лопатки; ХУ — гленоїдна вісь, проведена через найбільш крайні точки; CD — лінія, перпендикулярна до лінії АВ, є нейтральним варіантом. Кут β між лініями CD і ХУ являє собою гленоїдну версію, розраховану методом Фрідмана [9], а кут γ між лініями АВ і ХУ — методом Ранделлі [16]

У процесі аналізу дисперсій перевірено гіпотезу про можливість об'єднання наборів даних у сукупну вибірку обсягом у 200 елементів. Проаналізовано значення вибіркової дисперсії (однофакторний одновимірний дисперсійний аналіз) кожного із параметрів за вибірками R і L на основі критерію Фішера за формулою (1):

$$F_{\text{емп}} = \frac{\sigma_1^2}{\sigma_2^2}, \quad (1)$$

де σ_1 , σ_2 — дисперсії першої і другої вибірок відповідно.

Для перевірки гіпотези здійснено порівняння отриманого значення з табличним $F_{\text{крит}}$ для відповідного розміру вибірки на рівні 95 %. При цьому для забезпечення порівнянності результатів подальший статистичний аналіз проведено і для об'єднаної, і для окремих вибірок.

Коефіцієнт кореляції Пірсона обчислений для кожного параметра вибірок R і L попарно та для восьми морфометричних параметрів між собою.

Кластерний аналіз. Кластеризація (поділ випадків на групи в такий спосіб, щоб значення в межах одного кластера були більш схожими між собою, ніж за величинами іншого кластера) полягає в обчисленні функції відстані між показниками. Кластерний аналіз морфометричних параметрів плечового суглоба реалізовано засобами Mathcad за алгоритмом, заснованим на щільності розподілу точок даних (DBSCAN clustering) [17].

Цей алгоритм групує разом випадки, відстань між якими знаходиться в межах заданого ε . У результаті такої кластеризації формується деяка, невідома заздалегідь, кількість кластерів із випадків із близькими значеннями параметрів, і те, що за термінами алгоритму називається «шумом».

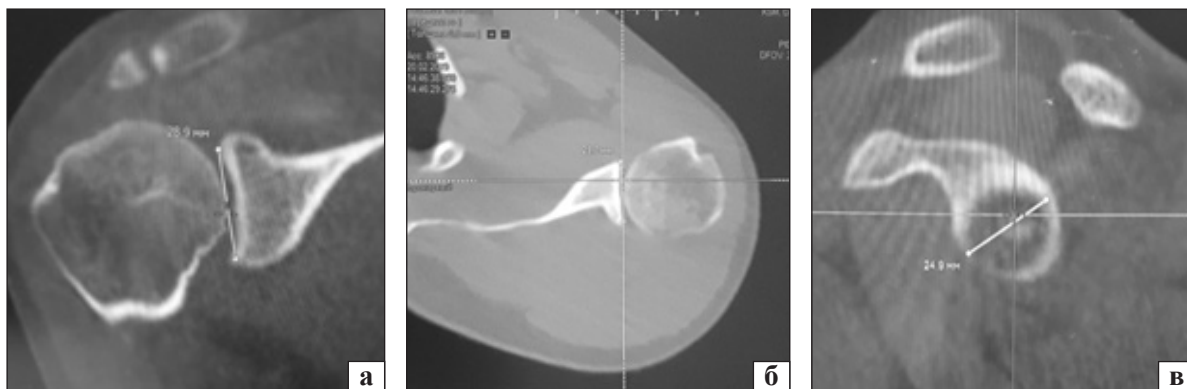


Рис. 4. КТ-скани проксимального відділу плечової кістки з лопаткою для вимірювання розмірів гленоїдальної западини: а) HG — висота; б) WG — ширина; в) DG — діаметр

Випадки, значення параметрів для яких дуже відрізняються та не дають можливості віднести їх до будь-якого з кластерів, при цьому для них неможливо сформулювати окремий кластер, далі вони названі «окремими випадками». Значення ϵ і мінімального розміру кластера (MINpoints) мають бути визначені до початку виконання алгоритму кластерного аналізу, виходячи зі статистичних характеристик набору даних.

Для кластерного аналізу як набори даних обрано два двовимірні масиви, сформовані парами значень AB і CD, HG і WG зі сукупної вибірки 200 показників. Оскільки величини параметрів AB і CD, HG і WG лежать у різних межах, усі значення попередньо нормовано щодо відповідних мод розподілу, наприклад:

$$ABN_i = \frac{AB_i}{mode(AB)}. \quad (2)$$

Як функцію відстані обрано окремий випадок оптимальної для DBSCAN-алгоритму відстані Мінковського — евклідова відстань, яка для пари нормованих параметрів AB і CD має вигляд:

$$\Delta = \sqrt{(ABN_i - ABN_j)^2 + (CDN_i - CDN_j)^2}. \quad (3)$$

Для параметрів HG і WG функція відстані визначається аналогічно.

Число MINpoints вважаємо рівним 4. Значення ϵ обчислено за формулою відстані. При цьому прийнята гіпотеза про те, що досить близькими з практичної точки зору вважають значення лінійних величин з інтервалом 0,5 мм. Отже, $\epsilon = 0,03$.

За функцією відстані сформовано матрицю відстаней Δ_{ij} між кожним i -м і j -м елементами вибірки розмірністю 200×200 . Далі ця матриця перетворена на булеву матрицю: якщо умова $\Delta_{ij} < \epsilon$ виконується, відстань прирівнюється до 1 і ці елементи вважаються «сусідами», в іншому випадку відстань прирівнюється до 0.

На першому кроці реалізації алгоритму вибрані та віднесені до «окремих випадків» усі елементи з менш ніж 4 «сусідами». На другому обрано рядок із максимальною кількістю елементів «1» як такий, що містить найбільше «сусідів», після обходу матриці по стовпцю та рядку рекурсивно обрані всі інші «сусіди» та віднесені до 1-го кластера. Далі так само вибрані всі елементи 2-го кластера. Згідно з логікою алгоритму, елементи, віднесені до будь-якого з кластерів, у тому числі «окремі випадки», виключаються з подальшого розгляду, а кластер, до якого вони належать, не може бути далі змінений. Вибір рядка з найбільшим числом «1» як вершини кластера

дозволяє на кожній ітерації виділяти кластер із максимально можливою кількістю елементів, які можуть бути згруповані.

Отримані в результаті роботи алгоритму кластери характеризуються кількістю елементів, межами, відсотковим співвідношенням між випадками в кластері та об'ємом набору даних.

Результати та їх обговорення

Результати обчислень базових статистичних показників морфометричних параметрів плечового суглоба за трьома вибірками (об'єднаної, правої та лівої рук) наведені в табл. 1.

Для всіх вибірок побудовані гістограми розподілу значень за діапазонами та діаграми розсіювання відповідних параметрів вибірок R і L (для кута α наведено на рис. 5).

Вигляд такого графічного подання для більшості морфометричних параметрів свідчить про неоднорідність даних. Хоча для окремих параметрів можна відзначити наявність певної кореляції між вибірками R і L (рис. 6).

Для всіх морфометричних параметрів побудовано діаграми симетрії рядів, які являють собою попарне відображення значень параметрів із вибірок R і L. Для параметрів EF і γ такі діаграми наочно ілюструють несиметричність (рис. 7).

Для перевірки статистичної гіпотези про однорідність вибірок R і L здійснено однофакторний одновимірний дисперсійний аналіз кожного з параметрів за двома вказаними вибірками. Результати порівняння отриманих значень критерію Фішера F_{emp} з табличним $F_{crit} = 1,26$ для вибірок з 99 ступенями свободи на рівні 95 % дозволяють прийняти або відкинути гіпотезу про однорідність вибірок (табл. 2):

– для більшості параметрів $F_{emp} \leq F_{crit}$, тому вибірки R і L можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків;

– для трьох параметрів — CD, кут γ , HG — гіпотеза має бути відкинута, тобто вибірки R і L слід аналізуватися окремо.

Для кожного параметра обчислені коефіцієнти парної кореляції Пірсона вибірок R і L (табл. 3) та взаємної кореляції різних параметрів між собою — окремо для сукупної вибірки та вибірок R і L (табл. 4). Аналіз отриманих коефіцієнтів не виявив значущих кореляцій між параметрами, тому для таких слабо корельованих між собою даних застосовано кластерний аналіз.

Кластерний аналіз за описаною методикою проведено для двох двовимірних масивів морфометричних параметрів AB і CD, HG і WG із

Таблиця 1

Статистичні показники морфометричних параметрів плечового суглоба

Параметр	Min	Max	Mode	Median	Mean	stdev	skew
AB, мм	14,2	26,6	18,3	18,85	19,03	1,63	1,65
ABR, мм	15,7	26,1	18,3	18,60	19,02	1,56	1,81
ABL, мм	14,2	26,6	19,1	19,00	19,05	1,69	1,53
CD, мм	38,0	49,6	43,4	42,60	42,42	2,56	0,27
CDR, мм	38,0	49,3	42,1	42,40	42,42	2,76	0,24
CDL, мм	38,3	49,6	43,4	42,65	42,42	2,33	0,31
EF, мм	21,0	38,3	29,5	29,50	30,52	3,50	0,10
EFR, мм	21,0	38,3	29,5	29,55	30,46	3,43	-0,06
EFL, мм	21,9	38,0	35,1	29,45	30,58	3,58	0,23
GH, мм	10,1	21,9	13,7	13,70	13,98	1,81	1,40
GHR, мм	10,1	21,9	15,4	13,70	13,91	1,80	1,36
GHL, мм	10,1	21,7	13,7	13,70	14,05	1,81	1,47
KM, мм	8,8	17,9	13,1	13,10	13,19	2,09	0,52
KMR, мм	8,8	17,9	13,2	13,10	13,11	2,02	0,43
KML, мм	10,0	17,9	13,1	13,10	13,27	2,16	0,59
α , град.	123,0	149,0	136,0	137,00	137,20	4,66	0,05
α R, град.	127,0	149,0	137,0	137,00	137,40	4,66	0,15
α L, град.	123,0	149,0	136,0	136,00	137,00	4,65	-0,06
β , град.	3,0	6,0	3,0	4,00	3,90	0,92	0,86
β R, град.	3,0	6,0	3,0	4,00	3,80	0,87	0,78
β L, град.	3,0	6,0	4,0	4,00	3,90	0,99	0,90
γ , град.	12,0	27,0	21,0	21,00	20,40	2,43	-0,65
γ R, град.	15,0	27,0	21,0	21,00	20,60	2,63	-0,39
γ L, град.	12,0	24,0	21,0	21,00	20,30	2,19	-1,20
HG, мм	27,3	33,4	31,4	31,35	31,12	1,38	-0,66
HGR, мм	27,3	33,3	31,3	31,30	31,08	1,46	-0,58
HGL, мм	28,1	33,4	31,4	31,40	31,17	1,29	-0,75
WG, мм	23,0	29,4	27,2	26,90	26,47	1,55	-0,32
WGR, мм	23,0	29,2	26,7	26,70	26,40	1,49	-0,27
WGL, мм	23,0	29,4	25,1	27,05	26,53	1,60	-0,38
DG, мм	20,0	31,1	23,7	25,10	25,54	2,65	0,67
DGR, мм	20,1	30,4	23,3	25,10	25,63	2,55	0,78
DGL, мм	20,0	31,1	25,3	24,90	25,46	2,75	0,60

сукупної вибірки у 200 значень. Діаграми кластерів (рис. 8, 9) ілюструють якість об'єднання в них і спільне розташування кластерів і «шуму» на площині точок даних. Результати кластеризації — число елементів, межі кластерів, відсоткове співвідношення між випадками в кластері та об'ємом набору даних — для параметрів AB і CD, HG і WG наведені відповідно у табл. 5, 6. Необхідно відзначити, що на діаграмі точок може бути візуально менше, ніж у таблиці, оскільки елементи з однаковими значеннями параметрів відображаються однією точкою.

Аналіз результатів кластеризації для параметрів AB і CD показує, що 53,5 % випадків згруповані в трьох кластерах. Натомість кластеризація для параметрів HG і WG вказує, що 66,5 % випадків зосереджені всього у двох кластерах, а в трьох кластерах (з номерами 1, 2, 5) — 77 % випадків. Таким чином, із відмінностей у кількості та розмірах кластерів можна зробити висновки, що параметри гленоїда в різних пацієнтів більш подібні між собою, іншими словами ширина та висота гленоїда є більш однорідними масивами даних.

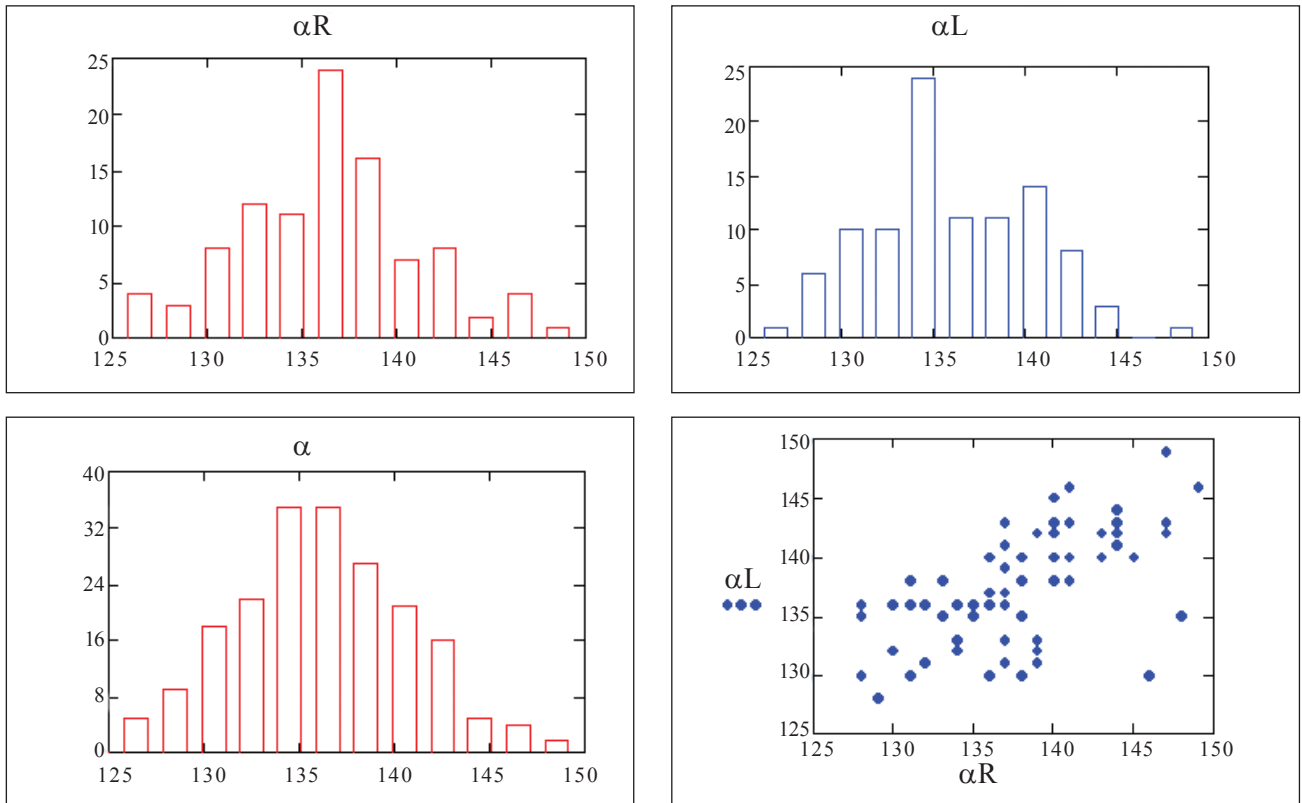


Рис. 5. Гістограми розподілу кута α для вибірок R, L і об'єднаної та відповідна діаграма розсіювання

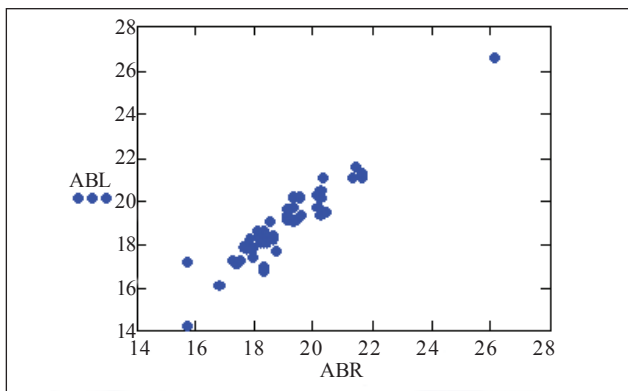


Рис. 6. Діаграма розсіювання параметра АВ вибірок R, L

У межах кожного кластера додатково сформовано масиви з АВ, CD та відповідного їм значення кута α й обчислені значення коефіцієнтів кореляції між параметрами АВ і CD, а також між АВ і α , CD і α (табл. 7).

Таким чином, доведено, що кореляція між цими параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за всією вибіркою загалом. Тому необхідно окремо створювати різні типорозміри дистальної частини кінчної ніжки, до якої слід надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша.

Таблиця 2

Значення критерію Фішера для парних вибірок

Вибірки, парно	Значення F_{crit}	Результати перевірки гіпотези
ABR–ABL	1,18	Вибірки подібні
CDR–CDL	1,40	Вибірки різні
EFR–EFL	1,09	Вибірки подібні
GHR–GHL	1,02	
KMR–KML	1,14	
αR – αL	1,01	
βR – βL	1,04	Вибірки різні
γR – γL	1,45	
HGR–HGL	1,28	Вибірки подібні
WGR–WGL	1,16	
DGR–DGL	1,16	

Згідно з отриманими результатами, висота головки плечової кістки коливається від 14,2 до 26,6 мм, середнє значення — $(19,03 \pm 1,63)$ мм. Тому висота проксимальної частини нового модульного реверсивного ендопротеза має складати не менш ніж 20 мм з урахуванням встановленого вкладиша. Ширина проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції на рівні анатомічної шийки становить від 38,0 мм до 49,6 мм, середнє значення — $(42,42 \pm 2,56)$ мм.

Таблиця 3

Коефіцієнти парної кореляції вибірок R і L

Параметри, попарно		Значення коефіцієнта
ABR	ABL	0,954
CDR	CDL	0,917
EFR	EFL	0,910
GHR	GHL	0,864
KMR	KML	0,861
α R	α L	0,617
β R	β L	0,613
γ R	γ L	0,203
HGR	HGL	0,789
WGR	WGL	0,839
DGR	DGL	0,866

Таблиця 4

Коефіцієнти взаємної кореляції різних параметрів між собою

Пара параметрів	Значення для сукупної вибірки	Значення для вибірки R	Значення для вибірки L
β -CD	-0,02	-0,01	-0,03
β -DG	0,03	-0,04	0,09
β -WG	0,25	0,09	0,39
CD-EF	0,07	0,09	0,05
γ -DG	0,05	0,20	-0,12
γ -WD	0,11	0,20	0,02
α -AB	0,19	0,16	0,21
α -CD	0,01	0,05	-0,03
α -EF	-0,03	-0,02	-0,03
β - γ	-0,06	-0,12	-0,03

Таблиця 5

Результати кластеризації для параметрів AB-CD

Кластер	Кількість випадків	% кількості випадків	Min AB	Max AB	Min CD	Max CD
1	56	28	17,6	20,3	40,1	45,5
2	28	14	18,6	20,2	38,3	41,4
3	23	11,5	17,1	18,5	38,3	40,3
4	14	7	19,1	19,6	42,1	45,0
5	14	7	16,8	17,5	42,1	45,0
6	12	6	20,1	20,3	42,6	45,7
7	7	3,5	17,8	18,3	45,6	46,2
8	5	2,5	20,1	20,3	38,3	39,6
9	5	2,5	21,1	21,6	42,6	43,6
10	5	2,5	19,1	19,6	45,3	45,7
«Окремі випадки»	31	15,5	—	—	—	—

Таблиця 6

Результати кластеризації для параметрів HG-WG

Кластер	Кількість випадків	% кількості випадків	Min HG	Max HG	Min WG	Max WG
1	92	46	30,0	33,2	26,1	28,4
2	41	20,5	30,3	33,1	23,4	25,8
3	15	7,5	31,8	33,3	28,4	29,2
4	13	6,5	28,1	29,5	26,6	28,3
5	21	10,5	28,2	30,4	24,0	26,2
«Окремі випадки»	18	9	—	—	—	—

Тому доцільним є виконання проксимальних частин ніжки ендопротеза не менш ніж трьох типорозмірів з основою діаметром 38, 40, 42 мм (рис. 10) та, відповідно їм, трьох типорозмірів гленоїдальних головок.

Значення ендостального діаметра EF-GH-KM поступово зменшується в середньому ($30,52 \pm 3,50$) мм, ($13,98 \pm 1,81$) мм, ($13,19 \pm 2,09$) мм,

що свідчить про доцільність виконання кінчної ніжки ендопротеза з ширшою проксимальною частиною. Значення шийково-діафізарного кута α коливаються від 123° до 149° , у середньому — $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$. Відповідно до отриманих результатів і даних літератури [10–15] рекомендовано в новому реверсивному ендопротезі закласти кут 135° . Для стандартних ендопротезів

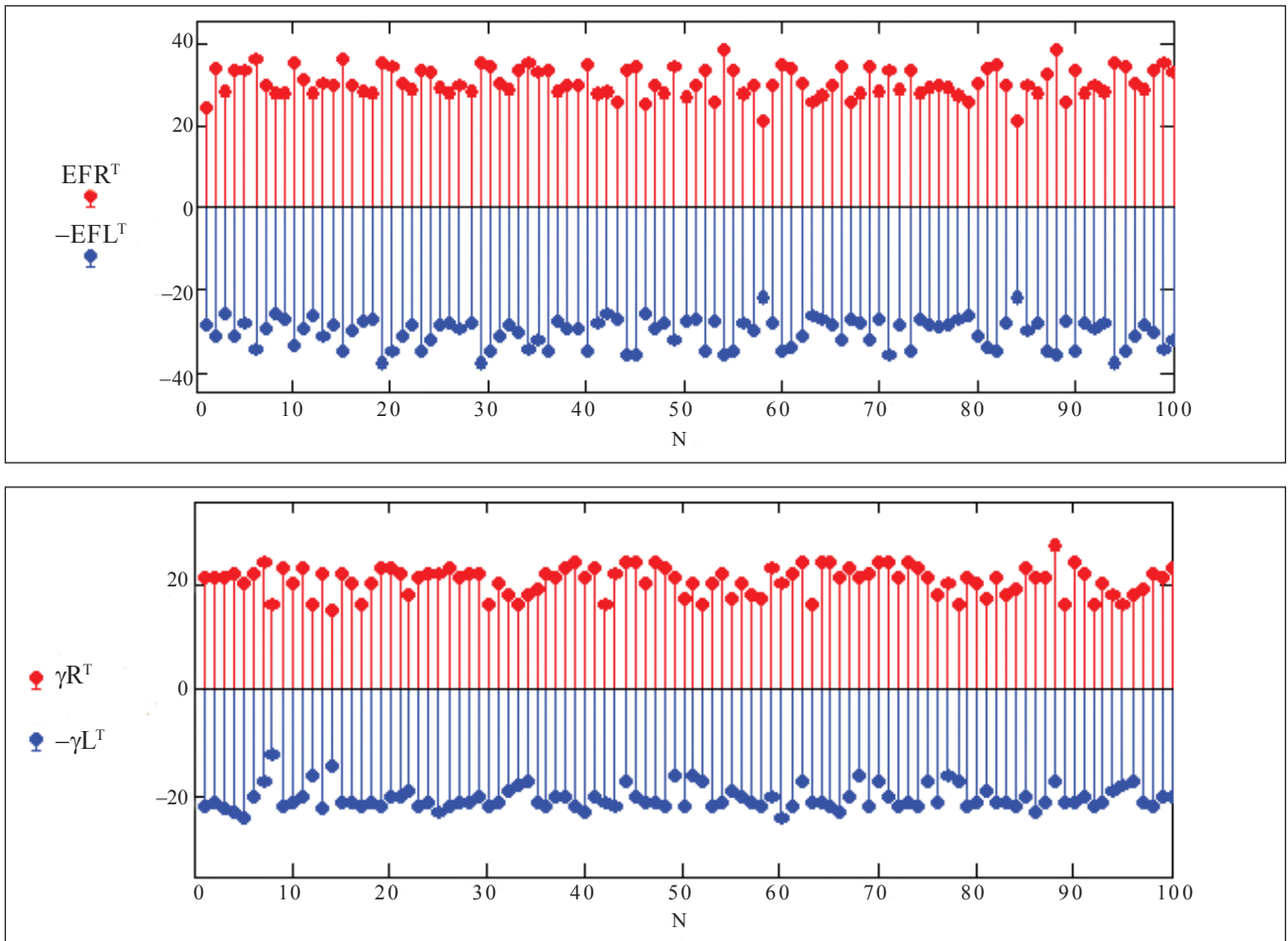


Рис. 7. Несиметричність параметрів EF та γ для вибірок R і L

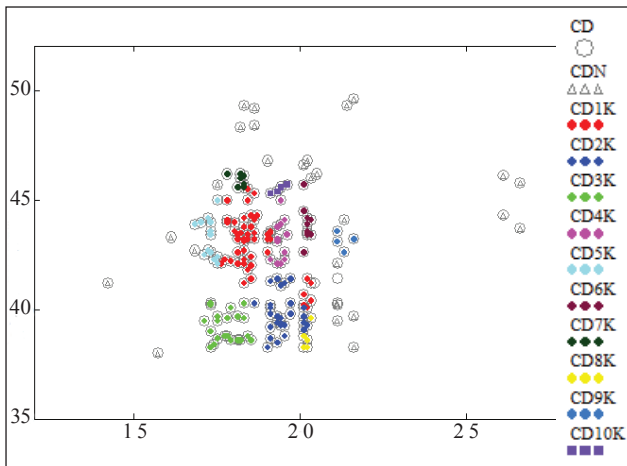


Рис. 8. Спільне розташування кластерів на площині точок даних АВ–CD. Сірим кольором позначені «окремі випадки»

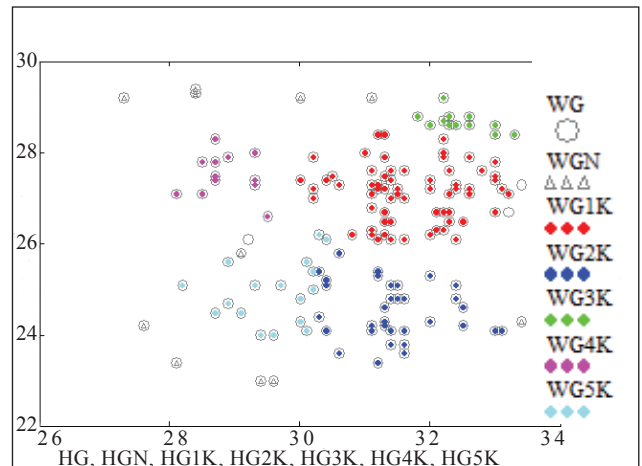


Рис. 9. Спільне розташування кластерів на площині точок даних HG–WG. Сірим кольором позначені «окремі випадки»

запропоновано використовувати плоску гленоїдальну опорну пластину, тому що кут β дорівнює $3,9^\circ \pm 0,92^\circ$, що буде доцільним під час обробки плоскими фрезами. Кут γ (кут Ранделлі) становить $20,4^\circ \pm 2,43^\circ$, що свідчить про доцільність використання посадки ніжки ендопротеза в положен-

ні ретроверсії 20° , що й рекомендується більшістю фірм виробників реверсивних ендопротезів. Середні значення висоти гленоїдальної западини дещо більші, ніж її ширина та діаметр гленоїдальної суглобової поверхні. Зокрема, показники висоти коливаються від 27,3 мм до 33,4 мм



Рис. 10. Зовнішній вигляд проксимальних частин ніжок ендопротезів трьох типорозмірів, надрукованих на 3D-принтері

(у середньому $(31,12 \pm 1,38)$ мм), ширини — від 23,0 до 29,4 (у середньому $(26,47 \pm 1,55)$ мм), діаметра суглобової западини — від 20,0 мм до 31,1 мм (у середньому $(25,54 \pm 2,65)$ мм). Отримані дані свідчать про необхідність створення не менше трьох типорозмірів базових гленоїдальних пластин, а саме 26, 30, 32 мм (рис. 11).

Для правильної імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба є необхідним передопераційне точне оцінювання антропометричних параметрів. Незважаючи на безліч способів визначити ретроверсію головки плечової кістки, інтраопераційно її остеотомію планують за 20° – 30° щодо осі передпліччя [18]. У разі реверсивного тотального ендопротезування діаметр гленоїдальної головки визначають за розміром проксимального відділу ніжки. Цей відділ у більшості ендопротезів виконаний у вигляді чашки для фіксації в ньому вкладиша. Дуже важливо ретельно підібрати типорозмір проксимальної частини ніжки ендопротеза та діаметра основи гленоїдальної частини [10]. Передопераційна оцінка дефіциту кісткової тканини гленоїдної кістки є важливою для планування вибору типорозміру. Гленоїдальні западини частіше мають дефіцит у задньонижньому відділі, який можна виправити ексцентричним розсвердленням до 10° , для більших розладів перевагу надають трансплантації кістки, так званій BIO-RSA [19].

Аналізуючи отримані нами дані, ми встановили, що інші дослідники [7] вказують середнє значення діаметра головки плечової кістки $(46,2 \pm 5,4)$ мм (від 37,1 мм до 56,9 мм), шийково-діафізарного кута — $129,6^\circ \pm 2,9^\circ$ (від $123,2^\circ$ до $135,8^\circ$). Також встановлений діаметр на рівні анатомічної шийки — $(47,6 \pm 4,8)$ мм, висота головки — $(22 \pm 2,88)$ мм [11, 20, 21]. За даними багатьох авторів шийково-діафізарний кут (у нашому дослідженні кут α) має значення від 132° до 141° [19–22].

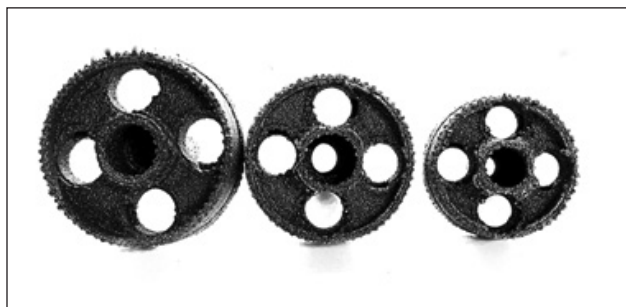


Рис. 11. Зовнішній вигляд базових гленоїдальних пластин трьох типорозмірів, надрукованих на 3D-принтері

Таблиця 7

Коефіцієнти кореляції між параметрами АВ і CD, α і АВ, α і CD у межах кластера

Кластер	AB–CD	α –AB	α –CD
за всією вибіркою	0,11	0,19	0,01
1	–0,56	0,22	–0,10
2	–0,07	–0,13	0,04
3	–0,10	0,06	–0,19
4	0,34	–0,27	–0,21
5	–0,25	0,36	0,05
6	–0,30	–0,14	0,49
7	–0,40	0,25	0,12
8	0,68	0,05	0,75
9	–0,22	0,62	–0,64
10	0,97	–0,25	–0,38

У наступному дослідженні, що повністю відповідає відібраним нами параметрам, отримано такі розміри: АВ — $(22 \pm 2,88)$ мм; EF — $(20,4 \pm 2,98)$ мм; GH — $(14,5 \pm 2,6)$ мм; KM — $(12,1 \pm 2,29)$ мм. Кут α — $136,4^\circ \pm 3,5^\circ$ [20]. Ендостальний діаметр кістково-мозкового каналу плечової кістки є важливим параметром, який використовують для визначення розмірів ніжки ендопротеза плечового суглоба. Вибір ендостального виміру діаметрів плечової кістки на 3 і 6 см від рівня хірургічної шийки пов'язаний з обґрунтуванням діаметра та конфігурації ніжки, а також можливістю порівняння з іншими роботами [11, 20]. Діаметри ніжки плечового ендопротеза мають різноманітні форми (конічні, циліндричні, призматичні) та діаметр від 6 до 16 мм. Довжина ніжок класичних ендопротезів коливається від 130 мм до 170 мм.

Деякі автори [23] підкреслюють, що використання СКТ 3D-реконструкції та вимірювання основних показників є сучасним малоінвазивним методом, який дає змогу проводити не лише передопераційну підготовку, а й створювати 3D-моделі для максимально точного проведення

хірургічного втручання. Дослідники [23] довели на 150 пацієнтах, що в середньому кут β має фіксовану ретроверсію і дорівнює $3,4^\circ$.

Таким чином, проведене нами дослідження методом спіральної комп'ютерної томографії на значній вибірці пацієнтів зі статистичною обробкою масиву отриманих даних дало змогу обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза плечового суглоба з використанням адитивних технологій.

Висновки

Результати обчислень базових статистичних показників морфометричних параметрів плечового суглоба за трьома вибірками (об'єднаної, правої і лівої рук) свідчать про неоднорідність даних і можливість визначення лише для окремих параметрів наявності певної кореляції між вибірками правої та лівої рук.

Однофакторний, одновимірний дисперсійний аналіз кожного з параметрів за вибірками правої та лівої рук довів, що для більшості параметрів їх можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків; а для трьох параметрів — CD, кут γ , HG — вибірки правої і лівої рук слід аналізувати окремо.

За коефіцієнтами парної кореляції Пірсона вибірок правої та лівої рук та коефіцієнтами взаємної кореляції різних параметрів між собою (окремо для сукупної вибірки і вибірок правої та лівої рук) не виявлено значущих кореляцій між параметрами, тому для таких слабко корельованих між собою даних застосовано кластерний аналіз.

Відмінності в кількості та розмірах кластерів довели, що лише параметри гленоїдальної западини в різних пацієнтів більш подібні між собою, ніж інші, тобто ширина та висота гленоїдальної западини є одноріднішими масивами даних.

Оскільки кореляція між різними параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за всією вибіркою загалом, то слід окремо створювати різні типорозміри дистальної частини конічної ніжки, до якої необхідно надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша.

Згідно з отриманими даними встановлено, що висота проксимальної частини нового модульного реверсивного ендопротеза у вигляді чашки має становити не менш ніж 20 мм з урахуванням встановленого вкладиша.

Доцільним є виконання проксимальних частин ніжки ендопротеза не менш ніж трьох ти-

порозмірів з основою діаметром 38, 40, 42 мм та відповідно їм трьох типорозмірів гленоїдальних головок.

Значення ендостального діаметра плечової кістки поступово зменшується в дистальному напрямку, тому доцільне виконання конічної ніжки ендопротеза з ширшою проксимальною частиною.

Значення шийково-діафізарного кута α коливаються від 123° до 149° (у середньому $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$), тому запропоновано в новому реверсивному ендопротезі закласти кут 135° між чашкою проксимальної частини та нішкою.

Кут γ (кут Ранделлі) дорівнює $20,4^\circ \pm 2,43^\circ$, що свідчить про доцільність використання посадки ніжки ендопротеза в положенні ретроверсії 20° .

Отримані дані свідчать про необхідність створення не менше трьох типорозмірів базових гленоїдальних пластин діаметром 26, 30, 32 мм.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Reverse total shoulder arthroplasty for acute head-splitting, 3- and 4-part fractures of the proximal humerus in the elderly / F. Grubhofer, K. Wieser, D. C. Meyer [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2016. — Vol. 25 (10). — P. 1690–1698. — DOI: 10.1016/j.jse.2016.02.024.
- Reverse shoulder arthroplasty in patients younger than 65 years, minimum 5-year follow-up / J. G. Monir, D. Abeyewardene, J. J. King [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2020. — Vol. 29 (6). — P. e215–e221. — DOI: 10.1016/j.jse.2019.10.028.
- Return to sport following reverse shoulder arthroplasty: a systematic review / M. G. Davey, M. S. Davey, E. T. Hurley [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2021. — Vol. 30 (1). — P. 216–221. — DOI: 10.1016/j.jse.2020.08.006.
- Biomechanics of reverse shoulder arthroplasty: current concepts / A. J. Lorenzetti, G. P. Stone, P. Simon, M. A. Frankle // *Instructional Course Lectures*. — 2016. — Vol. 65. — P. 127–143.
- The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a systematic review / J. K. Helmkamp, G. S. Bullock, N. R. Amilo [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2018. — Vol. 27 (11). — P. 2099–2107. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.07.007.
- Reverse shoulder arthroplasty. Part I: Systematic review of clinical and functional outcomes / G. Samitier, E. Alentorn-Geli, C. Torrens, T. W. Wright // *International Journal of Shoulder Surgery*. — 2015. — Vol. 9 (1). — P. 24–31. — DOI: 10.4103/0973-6042.150226.
- The reverse shoulder arthroplasty angle: a new measurement of glenoid inclination for reverse shoulder arthroplasty / P. Boileau, M. O. Gaudi, E. R. Wagner [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2019. — Vol. 28 (7). — P. 1281–1290. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.11.074.
- The relevance of neutral arm positioning for true ap-view X-ray to provide true projection of the humeral head shaft angle / C. Hengg, P. Mayrhofer, S. Euler [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2016. — Vol. 136 (2). — P. 213–221. — DOI: 10.1007/s00402-015-2368-6.
- Kadavkolan A. S. Glenohumeral joint morphometry with reference to anatomic shoulder arthroplasty / A. S. Kadavkolan, A. Jawhar // *Current Orthopaedic Practice*. — 2017. —

- Vol. 29. — P. 71–83. — DOI: 10.1097/BCO.0000000000000552.
10. Glenoid version: how to measure it? Validity of different methods in twodimensional computed tomography scans / D. M. Rouleau, J. F. Kidder, J. Pons-Villanueva [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2010. — Vol. 19 (8). — P. 1230–1237. — DOI: 10.1016/j.jse.2010.01.027.
 11. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships / E. J. McPherson, R. J. Friedman, Y. H. An [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 1997. — Vol. 6 (2). — P. 105–112. — DOI: 10.1016/s1058-2746(97)90030-6.
 12. Boileau P. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design / P. Boileau, G. Walch // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. — 1997. — Vol. 79 (5). — P. 857–865. — DOI: 10.1302/0301-620x.79b5.7579.
 13. Isokinetic evaluation of shoulder strength and endurance after reverse shoulder arthroplasty: a comparative study / A. Ersen, F. Birisik, S. Bayram [et al.] // *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. — 2019. — Vol. 53 (6). — P. 452–456. — DOI: 10.1016/j.aott.2019.08.001.
 14. Impact of shoulder rotation on neck-shaft angle: A clinical study / J. H. Assuncao, E. A. Malavolta, R. A. Beraldo [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2017. — Vol. 103 (6). — P. 865–868. — DOI: 10.1016/j.otsr.2017.04.007.
 15. Effect of the humeral neck-shaft angle and glenosphere lateralization on stability of reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study / M. Ferle, M. F. Pastor, J. Hagenah [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2019. — Vol. 28 (5). — P. 966–973. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.10.025.
 16. Randelli M. Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders / M. Randelli, P. L. Gambrioli // *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Jul;(208):151-6. PMID: 3720117.
 17. A density-based algorithm for discovering clusters in large spatial databases with noise / M. Ester, H.-P. Kriegel, J. Sander [et al.] : *Proceedings of the Second International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining (KDD-96)*. — AAAI Press, 1996. — P. 226–231.
 18. Rockwood and Matsen's *The Shoulder* / Eds. F. Matsen, J. Sperling, S. Lippitt. — 5th Edition. — Elsevier, 2016. — 1304 p.
 19. Bony Increased Offset-Reversed Shoulder Arthroplasty (BIO-RSA) / P. Boileau, G. Moineau, Y. Roussanne, K. O'Shea // *JBJS essential surgical techniques*. — 2017. — Vol. 7 (4). — Article ID: e37. — DOI: 10.2106/JBJS.ST.17.00006.
 20. A morphometric evaluation of the humeral component in shoulder arthroplasty / C. Iyem, S. Serbest, M. Inal [et al.] // *Biomedical Research*. — 2017. — Vol. 28 (6). — 2666–2672.
 21. Pearl M. L. Postachini R. Geometric variables in anatomic replacement of the proximal humerus: how much prosthetic geometry is necessary? / M. L. Pearl, S. Kurutz, R. Postachini // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2009. — Vol. 18 (3). — P. 366–370. — DOI: 10.1016/j.jse.2009.01.011.
 22. Jeong J. Optimizing intramedullary entry location on the proximal humerus based on variations of neck-shaft angle / J. Jeong, H. W. Jung // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2015. — Vol. 24 (9). — P. 1386–1390. — DOI: 10.1016/j.jse.2015.01.016.
 23. Verstraeten T. The NORMAL 3D gleno-humeral relationship and anatomy of the glenoid planes / T. Verstraeten, L. de Wilde, J. Victor // *Journal of the Belgian Society of Radiology*. — 2018. — Vol. 102 (1). — P 1–9. — DOI: 10.5334/jbsr.1346.

Стаття надійшла до редакції 21.01.2021

MORPHOMETRY OF THE SHOULDER JOINT AND JUSTIFICATION OF NEW MODULAR REVERSE SHOULDER ENDOPROSTHESIS SIZES USING COMPUTED TOMOGRAPHY DATA

M. O. Korzh ¹, V. B. Makarov ², N. P. Botsva ³, O. V. Morgun ⁴, O. O. Pidgaiska ¹, O. V. Tankut ¹

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

³ Oles Honchar Dnipro National University. Ukraine

⁴ Family Medicine Clinic, Dnipro. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Vasyly Makarov, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylymakarov2010@gmail.com

✉ Natalia Botsva: nbotsva@gmail.com

✉ Olga Morgun: omorgana81@gmail.com

✉ Olga Pidgaiska, PhD in Traumatology and Orthopaedics: podgayo@yahoo.com

✉ Oleksiy Tankut, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tankutmed@gmail.com