

Державна наукова установа «Науково-практичний центр профілактичної
та клінічної медицини» Державного управління справами
Міністерство охорони здоров'я України

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЩЕРБАКОВ ДМИТРО ЄВГЕНОВИЧ

УДК:616.717.46-001.5-089.84

ДИСЕРТАЦІЯ
КЛІНІЧНЕ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОБГРУНТУВАННЯ
ЗАСТОСУВАННЯ УДОСКОНАЛЕНОЇ МОДЕЛІ ЕНДОПРОТЕЗУ
ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ

Галузь знань 22 «Охорона здоров'я»

Спеціальність 222 «Медицина»

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.

_____ Д.Є. Щербаков

Науковий керівник: Бойко Ігор Васильович, доктор медичних наук,
завідувач наукового відділу малоінвазивної хірургії ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС.

Київ – 2021

АНОТАЦІЯ

Щербаков Д.Є. Клінічне та експериментальне обґрунтування застосування удосконаленої моделі ендопротезу голівки променевої кістки. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук за спеціальністю 14.01.21 – ортопедія-травматологія (222 – Медицина). – ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС, Київ, 2021.

Дисертаційна робота присвячена клінічному та експериментальному обґрунтуванню застосування удосконаленої моделі ендопротеза голівки променевої кістки.

Переломи голівки променевої кістки є найчастішими і становлять 1,7-5,4% від загальної кількості травм ліктьового суглоба. Основна мета хірургічного лікування хворих із переломами та переломо-вивихами голівки променевої кістки є відновлення рухів і стабільності ліктьового суглоба. Проведення остеосинтезу голівки променевої кістки щодо її відновлення завжди матиме більш сприятливі функціональні результати, ніж її резекція. Але при переломах голівки III-IV типу за Mason-Notchkiss, особливо в сполученні з вивихом ліктьового суглоба, неможливість остеосинтезу призводить до її видалення. Відомо, що голівка променевої кістки відіграє важливу роль у кінематиці ліктьового суглоба та є ланцюгом, через який передається до 50-70% зусиль, прикладених до кисті, тому її видалення призводить до різкого перерозподілу напруги, що виникає між кістками передпліччя, а також у ліктьовому суглобі. У віддаленому періоді виникає міграція променевої кістки в проксимальному напрямку з розвитком вальгусної нестабільності ліктьового суглоба. Можливий розвиток задньолатеральної нестабільності із підвивихом або вивихом ліктьового суглоба, хронічного больового синдрому, порушенню функції верхньої кінцівки. Для попередження незадовільних функціональних наслідків резекції голівки променевої кістки виконується її ендопротезування. Результати клінічного застосування різноманітних видів ендопротезів голівки променевої кістки згідно літературних джерел залишаються суперечливими, що

свідчить про можливість удосконалення конструктивних особливостей ендопротеза голівки променевої кістки для досягнення максимального відновлення біомеханіки ліктьового суглоба. Нерозв'язаними залишаються питання вибору виду ендопротеза голівки променевої кістки, типу його фіксації, показання й протипоказання до проведення остеосинтезу або ендопротезування.

Попри великий вибір конструкцій і типів ендопротезів голівки променевої кістки, на сучасному етапі відсутній ендопротез голівки променевої кістки, що працював би як природна голівка променевої кістки. Таким чином, залишаються актуальними і такими, що потребують подальшого наукового вивчення, питання вибору типу ендопротеза голівки променевої кістки у разі пошкоджень III-IV типу за Mason-Hotchkiss і розробки «ідеальної» конструкції імплантата, що максимально повторював би анатомію і функціональні біомеханічні особливості природної голівки променевої кістки.

Досліджуючи напружено-деформований стан різних систем «кістка-імплантат», встановили, що у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації, максимальні значення напруг були локалізовані або в місці контакту голівки моноблочного ендопротеза з плечовою кісткою, або в області резекції шийки променевої кістки, в місці контакту з ніжкою ендопротеза голівки променевої кістки.

Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації в нормі і в разі заміщення голівки променевої кістки моноблоковим ендопротезом, встановили факт їхнього підвищення на 45-50%. Застосування монополярного ендопротеза голівки променевої кістки також збільшує контактні напруги на хрящових суглобових поверхнях на 114-207%.

Довели, що особливістю напружено-деформованого стану в ліктьового суглоба у разі використання металевого моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки, статично зафіксованого в шийці променевої кістки, порівнюючи з голівкою променевої кістки в нормі, відзначаємо зміщення осі

обертання променевої кістки під час пронації-супінації з локальною віссю обертання поверхні контакту між ендопротезом голівки променевої кістки і голівочкою плечової кістки. Це зміщення призводить до «нерозрахованих», тобто непередбачуваних положень голівки ендопротеза щодо плечової кістки. Під дією осьового навантаження на променеву кістку в разі пронації-супінації застосування монополярного ендопротеза голівки променевої кістки призводить до зростання як контактних напружень, так і напружень у кістках ліктьового суглоба вдвічі, а також збільшує переміщення голівки назад. Це призводить до розтягування м'яких тканин, що охоплюють голівку променевої кістки.

Крім того встановили, що відповідність суглобових поверхонь в здоровому ліктьовому суглобі забезпечується складною конфігурацією голівки променевої кістки і голівочкою плечової кістки, тому застосування модульних ендопротезів голівки променевої кістки з "плаваючою голівкою" дозволить максимально центрувати голівку променевої кістки щодо голівочки плечової кістки з різними кутами згинання-розгинання і пронації-супінації.

Переконались, що особливості переміщення голівки розробленого модульного безцементного біполярного ендопротеза з «плаваючою» голівкою в стійке положення для всіх розрахункових значень кута повороту у разі пронації-супінації наглядно показують тенденції скорочення відстані між контактними поверхнями променевої кістки щодо плечової і ліктьової кісток. Отримані дані дозволяють теоретично припустити, що в разі застосування розглянутих навантажень, зв'язки ліктьового суглоба відчувати жодних додаткових навантажень не будуть. Напруги в контактній області «плаваючої» голівки ендопротеза і плечової кістки не перевищували 3 МПа. Такі результати засвідчують значне розвантаження ліктьового суглоба стосовно напруг, що виникають при розрахунках у нормальному ліктьовому суглобі. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації в нормі і при заміщенні голівки променевої кістки розробленим ендопротезом голівки променевої

кістки із «плаваючою» голівкою, встановили факт їхнього зменшення на 45-60%.

Умотивували порівняльний аналіз напружень, що виникають у системі «кістка-імплантат» в нормі і при заміщенні голівки променевої кістки розробленим біполярним ендопротезом із «плаваючою» голівкою, не виявив перевантажень, що могли б призвести до руйнування системи, а також засвідчив відсутність моментів сил, що могли б вивести систему з рівноваги. Таким чином, розроблений біполярний ендопротез голівки променевої кістки стабілізує голівку імплантата на суглобовій поверхні голівочки плечової кістки і не призводить до зростання напруги в кісткових структурах і на хрящових поверхнях ліктьового суглоба в порівнянні зі здоровим ліктьовим суглобом.

Обґрунтували аналіз наукових літературних показників, що засвідчує різноманітні конструкції ендопротезів голівки променевої кістки, пропоновані для клінічного використання, мають типорозміри голівки променевої кістки, подібні до отриманих результатів у нашому дослідженні. Проте частина наявних імплантатів голівки променевої кістки не відповідає результатам нашого антропометричного дослідження проксимального відділу променевої кістки.

Порівнюючи отримані нами результати МРТ антропометрії проксимального відділу променевої кістки, і розміри, наявні і доступні для імплантації ендопротезів голівки променевої кістки, ми довели окремі невідповідності, що, очевидно, пов'язані з різними способами вимірювання.

На основі обґрунтованого аналізу отриманих параметрів антропометрії діаметра і висоти голівки променевої кістки пропонуємо три варіанти діаметра голівки – 20 мм, 22 мм і 24 мм. Отримані значення діаметра кістково-мозкового каналу також дозволяють пропонувати два діаметри ніжки ендопротеза – 7 мм і 9 мм. Довжина ендопротеза голівки променевої кістки в зібраному вигляді становить від 40 мм до 46 мм.

Радіус кривизни суглобової поверхні голівки пропонуємо – 24 мм, що є необхідним і достатнім для ендопротеза з «плаваючою» голівкою. Форма

ніжки ендопротеза може бути прямою і криволінійною, але в обох випадках – конусною через зменшення діаметра кістково-мозкового каналу від голівки до діафізу.

На основі біомеханічних і антрометричних даних розробили модульний безцементний біполярний ендопротез голівки променевої кістки з парою тертя метал-метал, що не викликає критичних впливів на суглобові поверхні і зв'язковий апарат ліктьового суглоба. Величина виниклих напруг і деформацій подібна значенню параметрів, що виникають у здоровому ліктьовому суглобі. Всі елементи розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки задовольняють вимоги працездатної конструкції щодо міцності і жорсткості .

Порівнюючи біомеханічний аналіз напружень системи «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим модульним безцементним біполярним імплантатом і біполярним ендопротезом KPS, ми переконалися у відсутності істотних відмінностей у полях напружень і деформацій як в імплантатах, так і в структурах ліктьового суглоба.

За результатами проведеного дослідження встановлено, що розроблений модульний біполярний безцементний ендопротез голівки променевої кістки, диференційований підхід до вибору хірургічного доступу в разі різних пошкоджень голівки променевої кістки і проксимального відділу кісток передпліччя, рання мобілізація рухів у ліктьовому суглобі і відновлення капсульно-зв'язкового апарату ліктьовому суглобі у разі переломів і переломо-вивихів голівки променевої кістки типу III-IV за Mason-Hotchkiss – дозволили отримати у всіх хворих (терміном до 2-х років після операції) позитивні результати; середній бал згідно з оцінкою Mayo Elbow Performance Score склав 88,5 балів.

Ключові слова: перелом голівки променевої кістки, переломо-вивих ліктьового суглоба, резекція голівки променевої кістки, модульний біполярний ендопротез голівки променевої кістки, моноблочний модульний ендопротез голівки променевої кістки, напружено-деформований стан, кінцеві елементи.

Список публікацій здобувача.

1. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Раджабов О.С. Біомеханічне вивчення особливостей розподілу навантажень в голівці і шийці променевої кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2013.- №1 С. 22-27;
2. Щербаков Д.Є., Старфун С.С., Бойко І.В., Макаров В.Б., Раджабов О.С., Страфун А.С. Сравнительный анализ напряжений в системе «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости разными конструкциями. Травма - 2015.- Том 16 № 3.- С. 5-12;
3. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Зафт В.Б., Лазаренко Г.О., Макаров В.Б. Застосування ендопротезу голівки променевої кістки при різних патологіях ліктьового суглобу. Клінічна та профілактична медицина 2017 р.-№ 2.
4. Старфун С.С., Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Липовський В.І., Макаров В.Б. Сравнительный биомеханический анализ напряжений системы «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости. Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 3 (608), С. 18-25;
5. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Лазаренко Г.О. Эндопротезирование головки лучевой кости (аналитический обзор литературы) Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 4 (609), С. 90-98;
6. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Жердев І.І., Доманский А.Н., Лазаренко Г.О. Результаты клинической апробации разработанного модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости. Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2017.- №3.- С. 58-65.;
7. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Лазаренко Г.О. Применение модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости при переломовывихе проксимального отдела костей предплечья. Літопис травматології та ортопедії. – 2018. - № 1-2. – С. 31 – 34;
8. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Моргун О.В., Макаров В.Б. Изучение антропометрических параметров проксимального отдела лучевой кости с

помощью магнитно-резонансной томографии. Проблемы травматологии та остеосинтезу – 2018.; Травма – 2018

9. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Жердев І.І., Доманский А.Н., Лазаренко Г.О. Эндопротезирование головки лучевой кости биполярным бесцементным эндопротезом с парой трения металл-металл. Ортопедия, травматология и протезирование. – 2018 г.- № 1 (610), С. 72-78.;

10. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Сабсай А.В., Малий І.В., Лазаренко Г.О. Эндопротезування головки променевої кістки біполярним эндопротезом з парою тертя метал-метал. Вісник ортопедії, травматології та протезування – 2018.

Стаття, що опублікована у зарубіжних журналах (Scopus)

1. Vladimir I. Lipovskyi, Igor V. Boiko, Dmytryi E. Shcherbakov, Vasyl B. Makarov, Hlib O. Lazarenko RADIAL HEAD ARTHROPLASTY WITH THE BIPOLAR IMPLANTS. „Wiadomości Lekarskie”-7/2021- С.1566 (Scopus)

SUMMARY

Shcherbakov D.E. Clinical and experimental justification for the application of the improved radial head implant model. Qualifying scientific work, manuscript copyright.

Thesis for a Candidate of Medicine degree (Doctor of Philosophy). - State Scientific Institution "Scientific-Practical Center for Preventive and Clinical Medicine" of the State Department of Affairs, Kyiv, 2018.

The thesis **is devoted** to the clinical and experimental justification for the application of the improved radial head (RH) implant model.

Radial head fractures are the most common and account for 1.7-5.4% of the total number of elbow joint injuries. The main goal of surgical treatment of patients with fractures and fracture-dislocations of the radial head is to restore movement and stability of the elbow joint. An osteosynthesis of the radial head will always have favorable functional results than resection. But with Mason-Hotchkiss type III-IV head fractures, especially in combination with dislocation of the elbow joint, the impossibility of performing osteosynthesis leads to its removal. It is known that the radial head plays an important role in the kinematics of the elbow joint and is a connecting link through which up to 50-70% of the efforts applied to the hand are transmitted, therefore its removal leads to a sharp redistribution of the tension that occurs between the bones of the forearm, as well as in the elbow joint. In the long-term period after resection, there is a migration of the radius in the proximal direction with the development of valgus instability of the elbow joint. It is also possible to develop posterolateral instability with subluxation or dislocation of the elbow joint, chronic pain syndrome, dysfunction of the upper limb. To prevent unsatisfactory functional consequences of radial head resection, its arthroplasty is performed. The results of clinical application of various types of radial head endoprostheses remain controversial, which indicates the possibility of improving the design features of the radial head endoprosthesis to achieve maximum recovery of the biomechanics of the elbow joint. The issues of choosing the type of radial head endoprosthesis, the type of its fixation, indications and contraindications for osteosynthesis or endoprosthetics

remain unresolved.

Despite the large selection of designs and types of radial head endoprostheses, at the present stage there is no radial head endoprosthesis, which would work as a natural head of the radial bone. Thus, the issues of choosing the type of radial head endoprosthesis in the case of Mason-Hotchkiss type III-IV injuries and the development of an “ideal” implant design that maximally repeats the anatomy and functional biomechanical features of the natural radial head remain relevant and needing further scientific study.

Thus, the aim of the research is to develop and bring in into clinical practice a new improved design of the modular uncemented bipolar RH implant based on the study of RH biomechanical and anthropometric features, in order to improve the results of surgical treatment of patients with the RH fractures and fracture-dislocations.

Thanks to the developed three-dimensional model of healthy elbow joint, we calculated a stress-strain state with different angles of semipronation. The data showed that the localization of stresses on the RH articular surface does not coincide with the diaphysis of the radial bone axis. The RH does not have a strictly fixed radius of advancement relative to the capitellum with different angles of semipronation.

Investigating the stress-strain state of various ‘bone-implant’ systems, it was found that all the calculated values of the radial bone turn angle in cases of semipronation had the maximum values of the strain localized either in the place of the monoblock implant head contact with the radial bone, or in the neck of the radial resection area, where it contacts with the stem of the RH implant.

Comparing the maximum strain values, characteristic of all the calculated values of the radial bone turn angle in the event of semipronation in health and under the RH replacement with the monoblock implant, we found the fact of their increase by 45-50%. Implanting the monopolar RH implant also increases the contact strain on cartilage articular surfaces by 114-207%.

It was proved that the stress-strain state of the elbow joint when using a metal

monoblock RH implant statically fixed in the neck of the radial bone, compared with the RH in health, is characterized by the displacement of the radial bone rotation axis during the pronation-supination with the local rotation axis of the RH implant and capitellum contact area. This bias results in unpredictable positions of the implant head relative to the humerus. Under the axial strain on the radial bone in the event of pronation-supination, the use of the monopolar RH implant leads to a double increase in both contact and elbow bones strain, and also increases the back displacement of the head. This leads to stretching the soft tissues surrounding the radial head.

In addition, it was found that the conformity of articular surfaces in a healthy elbow joint is maintained by the RH and capitellum complex configuration; therefore, the use of modular 'free-floating' RH implant will allow to center RH as much as possible with respect to the capitellum under different angles of flexion-extension and pronation-supination.

We made sure that the peculiarities of the head of the developed modular uncemented 'bipolar' 'free-floating' implant displacement into under pronation-supination clearly show the tendency towards reducing the distance between the radial bone contact area relative to both humerus and elbow bones. The obtained data give theoretical ground for assumption that under the considered strain, the elbow joint ligaments will be free from any additional loads. The strain in the 'free-floating' implant head and humerus contact area did not exceed 3 MPa. Such results manifest a significant strain relief to the strain that comes out from the calculations in the healthy elbow joint. Comparing the maximum strain values, characteristic of all the calculated values of the radial bone rotation angle under pronation-supination in health and when replacing the radial head with the developed 'free-floating' implant, we found the fact of their reduction by 45-60%.

We have substantiated that a comparative analysis of the strain occurring in the 'bone-implant' system in health and when replacing the RH with the developed 'bipolar' 'free-floating' implant, did not detect any overloading that could result in the destruction of the system, nor did it reveal any moments of forces, which could disturb the system from equilibrium. Thus, the developed bipolar 'free-floating'

implant stabilizes the head of the implant on the articular surface of the capitellum and does not provoke an increase in strain in the elbow joint structures and cartilage surfaces compared with healthy elbow joint.

Validation. The analysis of the scientific literature indices suggests that the various designs of the RH implants, offered for clinical use, have standard RH sizes, similar to those obtained in our study. Nevertheless, some of the available RH implants do not correspond to the results obtained in our anthropometric study of the proximal radial bone.

Comparing the MRI results of the proximal radial bone anthropometry and the corresponding RH implant sizes available for the replacement, we have revealed some discrepancy, which must be related to different measurement methods.

On the basis of the sound analysis of the RH diameter and height anthropometry parameters, we offer three variants of the head diameter - 20 mm, 22 mm and 24 mm.

The obtained values of the marrowy canal diameter also allow two diameters of the implant stem to be offered - 7 mm and 9 mm. The length of the assembled RH implant is from 40 mm to 46 mm.

The curve radius of the articular head surface was 24 mm, which is necessary and sufficient for a 'free-floating' head implant. The form of the implant stem can be either straight or curvilinear, but in both cases it should be cone-type due to a decrease in the diameter of the bone marrow from the head to the diaphysis.

On the basis of biomechanical and anthropometric data, we have developed a modular, uncemented bipolar RH implant with a metal-metal friction joint, which does not have any critical impact on the elbow joint articular surfaces and the ligaments. The degree of the occurred strain and deformations is similar to the value of the parameters typical of the healthy elbow joint. All the elements of the developed bipolar RH implant meet the strength and rigidity requirements.

Comparing the 'bone-implant' system strain biomechanical analysis in the event of the RH replacement with the developed modular uncemented bipolar implant and bipolar KPS implant, we made certain that there were no significant differences

in strain and deformation fields both.

According to the results of the study, we specified that the developed modular bipolar uncemented RH implant, a differentiated approach to the choice of surgical access in the event of various RH and the proximal forearm bones injuries, early elbow joint immobilization and the restoration of the capsular-ligamentous apparatus in the event of the RH Mason-Hotchkiss type III-IV fractures and fracture - dislocations allowed to get positive results in all of the patients (up to 2 years after the operation); the average score was 88.5 points according to the Mayo Elbow Performance Score.

The research is characterized by scientific novelty. For the first time, on the basis reasoning from the study of the radial head and neck MRI anthropometric data, the main optimal standard sizes of the new improved uncemented modular bipolar RH implant have been developed.

For the first time, due to the development of a new mathematical three-dimensional model of the elbow joint and the computational experiment, it has been proved that the head of the radial bone does not have a strictly fixed radius of displacement relative to the capitellum with different angles of pronation-supination. Compliance of the articular surfaces in a healthy elbow joint is maintained by the complex configuration of the radial head and the capitellum, which is the basis for the biomechanical justification for the new improved design of the bipolar modular RH implant.

For the first time, on the basis of biomechanical three-dimensional simulation and mathematical experiment, it has been proved that the nature of the bipolar "floating head" implants displacement into a stable position for all the calculated values of the rotation angle in the event of pronation-supination reveals the tendency towards reducing the distance between the radial bone contact surfaces in relation to both humerus and elbow bone, as well as manifests the decrease by 45-60% in the maximum strain values in all of the considered cases.

For the first time, on the basis of biomechanical and anthropometric studies of the radial head and neck, a new improved design of the modular bipolar RH implant

has been developed, which allows to ensure its reliable initial and long-term fixation in the bone, reduce the strain on the articular surface of the capitellum in comparison with monoblock implants; restore the elbow joint stability after the fracture - dislocation, as well as improve the functional results of the RH injuries treatment. The scientific novelty of the research is certified by the patent 83334 Ukraine, МКИ6 А 61F 2/38.

Applicant's personal contribution. The author carried out a package of anthropometric and statistical studies based on the radial head and neck MRI data. Together with the Candidate of Physical and Mathematical Sciences V.I. Lipovskiyy the applicant developed three-dimensional models of healthy elbow joint and 'bone-implant' system; did research of the strain-stress state of different 'bone-implant' systems, on the basis of which biomechanical features of the radial head movement in health have been studied; the strain in the 'bone-implant' systems in the event of different types of the RH implants replacement have been studied. The author and his scientific supervisor, Doctor of Medical Sciences I.V. Boyko, as well as Candidate of Medical Sciences V.B. Makarov developed the design features of the new improved bipolar uncemented modular RH implant. The author himself did the analysis of the 14 patients' medical records, who had undergone the replacement with a new improved bipolar RH implant. The author specified the indications for the use of the new improved bipolar modular RH implant. The author himself operated 6 patients replacing the radial head with a new improved bipolar RH implant and studied the clinical-functional results after the RH replacement in all of the patients.

Testing the results of the thesis. Publications on the materials of the thesis. The results of the research have been published in 15 scientific papers, 7 of which are the articles in the titles certified by the Higher Attestation Commission of Ukraine, received 1 patent of Ukraine.

Practical value of the obtained results. A new biomechanically grounded improved bipolar uncemented modular RH implant has been introduced into clinical practice. The developed RH replacement method with the use of a new improved bipolar uncemented modular RH implant has been introduced into the clinical

practice of I.I.Mechnikov OKH, city of Dnipro, Oblast Clinical Hospital in Rivne, Specialized Multidisciplinary Hospital No.1 of the Ministry of Health of Ukraine, City Hospital No.10 in Kryvyi Rih, which improved the functional results of treating patients with comminuted fractures and Mason-Hotchkiss type III-IV fractures and fracture - dislocations. The results of anthropometric and ergonomic studies of the radial bone head and neck can be used for further improvement of the implants in the area of the elbow joint.

Key words: radial head fracture, fracture-dislocations of elbow joint, radial head resection, modular bipolar radial head implant, monoblock modular radial head implant, strain-stress state, finite elements.

List of the applicant's publications.

Біомеханічне вивчення особливостей розподілу навантажень в голівці і шийці променевої кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2013.- №1 С. 22-27 ; Сравнительный анализ напряжений в системе «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости разными конструкциями. Травма - 2015.- Том 16 № 3.- С. 5-12; Застосування ендопротезу голівки променевої кістки при різних патологіях ліктьового суглобу. Клінічна та профілактична медицина 2017 р.-№ 2. Сравнительный биомеханический анализ напряжений системы «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости. Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 3 (608), С. 18-25; Эндопротезирование головки лучевой кости (аналитический обзор литературы) Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 4 (609), С. 90-98; Результаты клинической апробации разработанного модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости. Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2017.- №3.- С. 58-65.; Применение модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости при переломовывихе проксимального отдела костей предплечья. Літопис травматології та ортопедії. – 2018. - № 1-2. – С. 31 – 34; Изучение антропометрических параметров проксимального отдела лучевой кости с помощью магнитно-резонансной томографии. Проблеми травматології та

остеосинтезу – 2018.; Ендопротезування головки променевої кістки модульним біполярним безцементним ендопротезом з парою тертя метал-метал. Травма – 2018 р. - Том 19. Эндопротезирование головки лучевой кости биполярным бесцементным эндопротезом с парой трения металл-металл. Ортопедия, травматология и протезирование. – 2018 г.- № 1 (610), С. 72-78.; Ендопротезування головки променевої кістки біполярним безцементним ендопротезом з парою тертя метал-метал. Вісник ортопедії, травматології та протезування – 2018; Vladimir I. Lipovskyi, Igor V. Boiko, Dmytryi E. Shcherbakov, Vasyl B. Makarov, Hlib O. Lazarenko RADIAL HEAD ARTHROPLASTY WITH THE BIPOLAR IMPLANTS. „Wiadomości Lekarskie”- 7/2021- С.1566. (Scopus)

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ЗМІСТ	17
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ	
ВИМІРЮВАННЯ, СКОРОЧЕНЬ	20
ВСТУП.....	21
РОЗДІЛ 1	27
1.1. Анатомо-функційні особливості ліктьового суглоба	27
1.2. Переломи голівки променевої кістки та їхня класифікація.....	31
1.3. Оперативне лікування переломів голівки променевої кістки	35
1.4. Резекція голівки променевої кістки й нестабільність ліктьового суглоба	39
1.5. Ендопротезування голівки променевої кістки	44
1.5.1. Моноблочні модульні ендопротези голівки променевої кістки.....	48
1.5.2. Біполярні модульні ендопротези голівки променевої кістки	53
1.5.3. Клінічні дослідження результатів ендопротезування голівки променевої кістки.....	57
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	62
2.1. Особливості клінічного обстеження хворих	62
2.2. Рентгенологічні методи дослідження ліктьового суглоба.....	68
2.3. Антропометричні методи дослідження проксимального відділу променевої кістки за допомогою магнітно-резонансної томографії	70
2.4. Біомеханічне тривимірне моделювання і вивчення напружено- деформованого стану різних систем «кістка-імплантат» в області ліктьового суглоба.....	73
2.5. Загальна характеристика клінічних спостережень	78
2.6. Класифікаційна система оцінки функційних порушень внаслідок травм ліктьового суглоба.....	79
2.7. Методи статичної обробки.....	81
РОЗДІЛ 3 БІОМЕХАНІЧНЕ ТРИВИМІРНЕ МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЛІКТЬОВОГО	

СУГЛОБА В НОРМІ І ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ	82
3.1. Біомеханічне вивчення особливостей розподілу напружень у голівці й шийці променевої кістки	82
3.2. Біомеханічне вивчення напруг у системі «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки моноблочним імплантатом.....	91
3.3. Біомеханічне вивчення напружень в системі «кістка-імплантат» під час ендопротезування голівки променевої кістки розробленим «біполярним» імплантатом з «плаваючою» голівкою	99
3.4. Порівняльний біомеханічний аналіз напружень у здоровому ліктьовому суглобі і системі «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки різними конструкціями.....	108
3.5. Порівняльний біомеханічний аналіз напружень системи «кістка- імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним імплантатом і ендопротезом KPS	114
РОЗДІЛ 4 ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ РОЗРОБЛЕНИМ МОДУЛЬНИМ БІПОЛЯРНИМ ЕНДОПРОТЕЗОМ	127
4.1. Розробка конструкції модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки	127
4.1.1. Результати антропометричних методів дослідження проксимального відділу променевої кістки за допомогою магнітно-резонансної томографії.	127
4.1.2. Конструкція модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки.....	136
4.2. Техніка операції ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки.....	141
РОЗДІЛ 5 РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОЇ АПРОБАЦІЇ РОЗРОБЛЕНОГО МОДУЛЬНОГО БІПОЛЯРНОГО ЕНДОПРОТЕЗА ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ	155
ВИСНОВКИ.....	167
Додаток А.....	170

Додаток Б.....	171
Додаток В.....	172
Додаток Г.....	173
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	175

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ
ВИМІРЮВАННЯ, СКОРОЧЕНЬ**

ORIF	- Відкрита репозиція і внутрішня фіксація
ВАШ	- Візуально-аналогова шкала
ГПК	- Голівка променевої кістки
ЛС	- Ліктьовий суглоб
МРТ	- Магнітно-резонансна томографія
МОС	- Металоостеосинтез
PIN синдром	- Синдром заднього міжкісткового нерва
СКТ	- Спіральна комп'ютерна томографія
MEPS	- Mayo Elbow Performance Score

ВСТУП

Актуальність та обґрунтування теми. Переломи голівки променевої кістки (ГПК) є найчастішими і здебільшого становлять 1,7-5,4% від загальної кількості травм ліктьового суглоба [11;30].

Попри велику кількість різноманітних методів лікування названої патології залишається високою питома вага несприятливих наслідків - від 15% до 40% і в 18-20% випадків у хворих знижується якість життя [12;166].

Голівка променевої кістки відіграє важливу роль у кінематиці ліктьового суглоба та є ланцюгом, через який передається до 50-70% зусиль, прикладених до кисті, тому її видалення призводить до різкого перерозподілу напруги, що виникає між кістками передпліччя, а також у ліктьовому суглобі [76;77;78;79;80].

Проблеми, що виникають під час лікування переломів та переломо-вивихів голівки променевої кістки, далекі від кінцевого вирішення і здебільшого обумовлені складнощами побудови цього суглоба. Основна мета хірургічного лікування хворих із переломами та переломо-вивихами голівки променевої кістки є відновлення рухів та відновлення стабільності ліктьового суглоба [69;70;71].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана відповідно до плану науково-дослідних робіт відділу малоінвазивної хірургії ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС» «Удосконалення малоінвазивних методів хірургічного лікування окремих захворювань судин, внутрішніх та репродуктивних органів, черевної стінки, щитоподібної та прищитоподібних залоз, суглобів, зокрема з використанням імплантатів з індивідуально модифікованою поверхнею на основі нанобіосенсорних технологій». Номер держреєстрації: № 0114U002120.

Мета дослідження: покращити результати хірургічного лікування пацієнтів із переломами голівки променевої кістки та їх наслідками шляхом вивчення біомеханічних та антропометричних особливостей голівки променевої кістки, удосконалення ендопротезу голівки променевої кістки.

Завдання дослідження:

1. Вивчити сучасний стан проблеми і тенденції її розвинення, причини незадовільних результатів, та розробити тривимірні моделі ліктьового суглоба з нормальною голівкою променевої кістки, а також з різними ендопротезами голівки променевої кістки.
2. Дослідити біомеханічні властивості поведінки нормальної голівки променевої кістки і голівок різних ендопротезів та провести порівняльне дослідження напружено-деформованого стану голівки променевої кістки нормального ліктьового суглоба та різних систем «кістка-імплантат».
3. Простежити антропометричні характеристики голівки та шийки променевої кістки за даними МРТ з метою обґрунтування типорозмірів нового удосконаленого безцементного модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки.
4. Опрацювати нову удосконалену біомеханічно обґрунтовану конструкцію безцементного модульного біполярного ендопротеза променевої голівки і методику проведення операційного втручання.
5. Провести аналіз помилок, ускладнень і дати оцінку ефективності клінічної апробації нової удосконаленої конструкції ендопротеза голівки променевої кістки в разі переломів і переломо-вивихів голівки променевої кістки III-IV типу за Mason-Hotchkiss.

Об'єкт дослідження. Ушкодження та злами голівки променевої кістки та їх наслідки.

Предмет дослідження. Хірургічне лікування переломів та переломо-вивихів в ліктьовому суглобі та їх наслідків.

Методи дослідження: клінічний, рентгенологічний, антропометричний, метод магнітно-резонансної томографії, біомеханічний, метод математичної статистики (статистична обробка результатів наукових досліджень проведена в програмному комплексі Excel 2010).

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Уперше на підставі вивчення антропометричних даних МРТ голівки та шийки променевої кістки розроблені основні найбільш оптимальні типорозміри нової удосконаленої конструкції безцементного модульного біполярного ендопротезу голівки променевої кістки.
2. Уперше завдяки створенню нової математичної тривимірної моделі ліктьового суглоба та проведенню обчислювального експерименту доведено, що голівка променевої кістки не має строго фіксованого радіуса переміщення щодо голівочки плечової кістки з різними кутами пронації-супінації. Відповідність суглобових поверхонь у здоровому ліктьовому суглобі забезпечується складною конфігурацією голівки променевої кістки і голівочки плечової кістки, що є підставою для біомеханічного обґрунтування нової удосконаленої конструкції біполярного модульного ендопротеза голівки променевої кістки.
3. Уперше на підставі біомеханічного тривимірного моделювання та математичного експерименту доведено, що характер переміщення голівки біполярних ендопротезів з «плаваючою» голівкою в стійке положення для всіх розрахункових значень кута повороту в разі пронації-супінації демонструє тенденції скорочення відстані між контактними поверхнями променевої кістки як стосовно плечової, так і ліктьової кістки, а також зменшуються максимальні напруження в усіх розрахункових випадках на 45-60%.
4. Уперше на базі результатів біомеханічних та антропометричних досліджень голівки та шийки променевої кістки розроблена нова удосконалена модульна конструкція біполярного ендопротеза голівки променевої кістки, що дозволяє забезпечити надійну первинну й тривалу фіксацію його в кістці, зменшити навантаження на суглобову поверхню голівочки плечової кістки в порівнянні з моноблоковими ендопротезами, відновити стабільність ліктьового суглоба після перелоמו-вивиху, а

також поліпшити функційні результати лікування ушкоджень голівки променевої кістки. Наукову новизну досліджень підтверджено патентом.

Практичне значення отриманих результатів. У клінічну практику впроваджений біомеханічно обґрунтований новий удосконалений біполярний безцементний модульний ендопротез голівки променевої кістки. Розроблену методику ендопротезування голівки променевої кістки з використанням нового удосконаленого біполярного модульного ендопротеза голівки променевої кістки впроваджено в клінічну практику ОКЛ м. Дніпра, обласної клінічної лікарні м.Рівне, Спеціалізованої багатопрофільної лікарні №1 МОЗ України, міської лікарні №10 м.Кривий Ріг, що дозволило поліпшити функційні результати лікування хворих з фрагментарними переломами та переломовивихами ГПК Ш-IV типу за Mason-Hotchkiss. Результати антропометричних і біомеханічних досліджень голівки та шийки променевої кістки можуть бути використані для подальшого вдосконалення імплантатів у ділянці ліктьового суглоба.

Особистий внесок здобувача. Автором виконано комплекс антропометричних та статистичних досліджень за даними МРТ голівки та шийки променевої кістки. Разом із кандидатом фізико-математичних наук В.І.Ліповським створені тривимірні моделі здорового ліктьового суглоба та системи “кістка-імплантат”, проведені дослідження напружено-деформованого стану різних систем “кістка-імплантат”, на підставі чого вивчені біомеханічні особливості переміщення голівки променевої кістки в нормі, вивчені напруження в системах “кістка-імплантат” у разі заміщення різними ендопротезами голівки променевої кістки. Автор і науковий керівник, доктор медичних наук І.В.Бойко, а також кандидат медичних наук В.Б. Макаров розробили конструктивні особливості нового удосконаленого біполярного безцементного модульного ендопротеза голівки променевої кістки. Автор особисто виконав аналіз 14 історій хвороб пацієнтів, яким було проведено ендопротезування новим удосконаленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки. Автором визначені показання до використання нового

удосконаленого біполярного модульного ендопротеза голівки променевої кістки. Автор особисто виконав 6 операцій ендопротезування голівки променевої кістки та вивчив клініко-функційні результати після ендопротезування голівки променевої кістки у всіх хворих.

Впровадження результатів дослідження. У клінічну практику впроваджено біомеханічно обґрунтований новий удосконалений біполярний безцементний модульний ендопротез голівки променевої кістки. Розроблено методику ендопротезування голівки променевої кістки з використанням нового удосконаленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки впроваджено в клінічну практику ОКЛ ім. обласної лікарні м. Дніпра, обласної клінічної лікарні м.Рівне, Спеціалізованої багатопрофільної лікарні №1 МОЗ України, міської лікарні №10 м.Кривий Ріг, що дозволило поліпшити функційні результати лікування хворих з фрагментарними переломами та переломовивихами ГПК III-IV типу за Mason-Hotchkiss.

Апробація результатів дисертації. Основні положення та результати роботи оприлюднені та обговорені на Вчених радах ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС (Київ 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020), наукових конференціях ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС (Київ 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020), засіданнях травматологів ортопедів м.Кривий Ріг, 19 зїзді ортопедів травматологів (м.Івано-Франківськ, 2019), 1-му Українському симпозиумі з біомеханіки опорно-рухової системи (Дніпропетровськ, 2012), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Лікування травм та захворювань верхньої кінцівки (Київ, 2012), науково-практичній конференції «Сучасні теоретичні та практичні аспекти ортопедії та травматології (Донецьк, 2012), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні методи лікування навколо та внутрішньосуглобових ушкоджень» (Одеса, 2013), 2-й зїзд Української асоціації травматології та остеосинтезу (Київ, 2015), науково-практичній конференції «Сучасні питання тотального ендопротезування кульшового та колінного суглобів» (Харків, 2017), науково-практичній конференції «Актуальні питання травматології та остеосинтезу» (Чернівці, 2017)..

Обсяг і структура дисертації. Роботу викладено на 198 сторінках (включаючи додатки). Вона складається зі вступу, п'ятьох розділів, висновків, списку літератури і додатків. Робота ілюстрована 92 малюнками і 29 таблицями. Список використаної літератури містить 192 джерела.

РОЗДІЛ 1

1.1. Анатомо-функційні особливості ліктьового суглоба

Ліктьовий суглоб (ЛС) складається з трьох зчленувань(суглобів): art.humeroulnaris, art.humeroradialis (radiocapitellaris) і art.radioulnaris superior [1], поміщених в одну капсулу. У ліктьовому суглобі можливі згинання і розгинання, пронація і супінація, що дозволяє кисті знаходитися в різних просторових положеннях відносно передпліччя і плеча.

Згинання і розгинання в ліктьовому суглобі здійснюється навколо блоку, медіальний край якого в бічній проекції виступає значно більше, ніж латеральний. Жолобок блоку має криво-спіральний напрям, утворюючи гвинт із дугою обертання біля 330° . Дистальна суглобова поверхня плечової кістки ротована наперед під кутом $\varphi=30^\circ$ у напрямку довгої осі плечової кістки в сагітальній площині (рис.1.1)[2-7].



рис. 1.1 Дистальна суглобова поверхня плечової кістки ротована наперед під кутом $\varphi=30^\circ$ у напрямку довгої осі плечової кістки в сагітальній площині (за Бойком І.В., 2008).

Виростки мають $3-8^\circ$ внутрішньої ротації в напрямі лінії, що сполучає надвиростки в передньозадньому напрямку, а у фронтальній площині – має місце $6-8^\circ$ вальгусний нахил виростків у напрямку довгої осі плечової кістки [2-8] (рис.1.2).

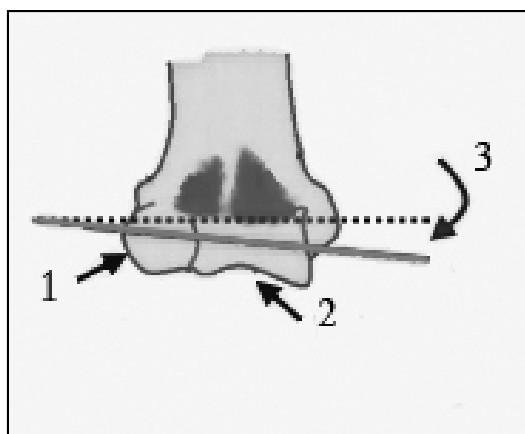


рис. 1.2. Вальгусний нахил виростків плеча: 1 – голівочка плечової кістки; 2 – блок; 3 – $6-8^{\circ}$ вальгусний нахил виростків (за Бойком І.В., 2008).

Стабільність ліктьового суглоба забезпечується завдяки високій мірі конгруентності між голівкою променевої кістки і променевою вирізкою ліктьової кістки, а також блоку плечової кістки та вирізкою ліктьової кістки (рис.1.3). При розгинанні верхівка ліктьового відростка стримується в ліктьовій ямці плечової кістки. Голівка променевої кістки покрита хрящем лише на 4/5 її окружності, а 15° кут між віссю голівки та променевою кісткою (рис.1.4.) дозволяє виконувати ротаційні рухи] передпліччя до 180° [2-8]

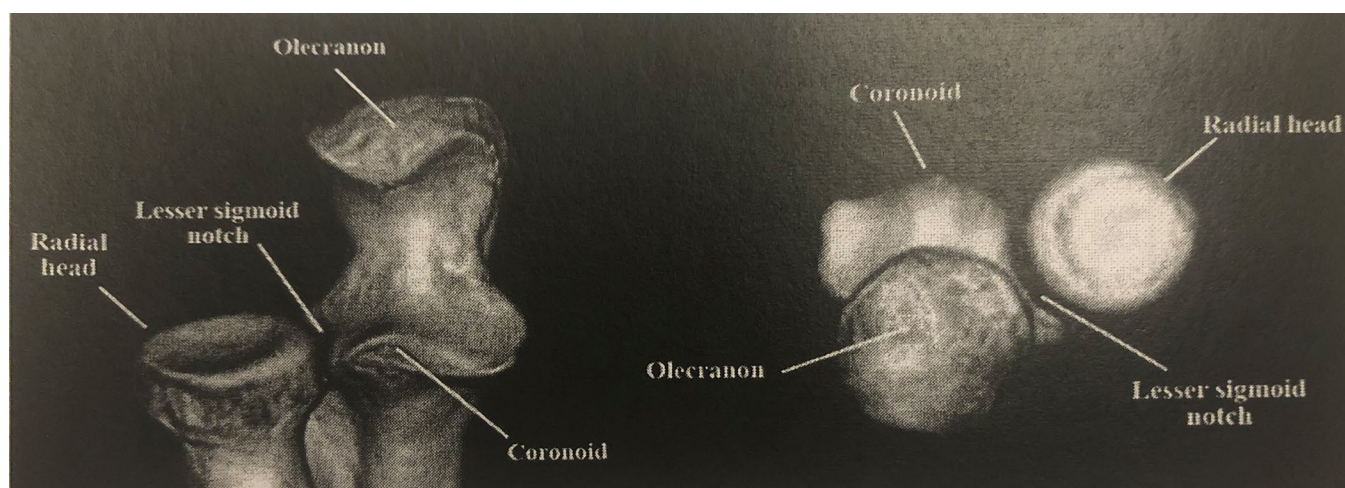


рис. 1.3. Голівка променевої кістки і ліктьовий відросток утворюють проксимальний променеліктьовий суглоб (МРТ 3d реконструкція Bernard F.Morrey, 2009).



рис.1.4. Кут 15° між віссю голівки і діафізом променевої кістки (Bernard F.Morrey, 2009).

Капсула суглоба прикріплюється з країв суглобових поверхонь та щільно з'єднується з кільцеподібною зв'язкою, що фіксує голівку променевої кістки. Її волокна орієнтовані так, що забезпечують стабільність ліктьового суглобу при згинанні і повному розгинанні ліктьового суглоба. Внутрішня (медіальна) бічна колатеральна зв'язка ліктьового суглобу складається з трьох пучків (рис. 1.5). На зовнішній поверхні ліктьового суглобу розташована широка зовнішня (латеральна) колатеральна зв'язка, що впливає на зовнішню стабільність ліктьового суглоба (рис. 1.6.)(2-8).

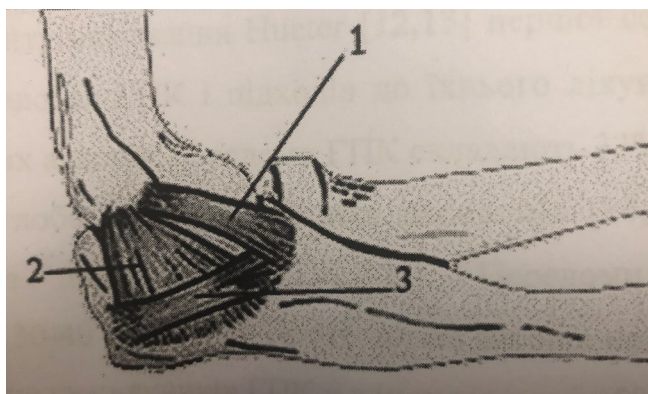


рис. 1.5. Внутрішня бічна зв'язка ліктьового суглоба: 1 – косий передній пучок; 2 – косий задній пучок; 3 – коса поперечна зв'язка (за Бойком І.В.,2008)

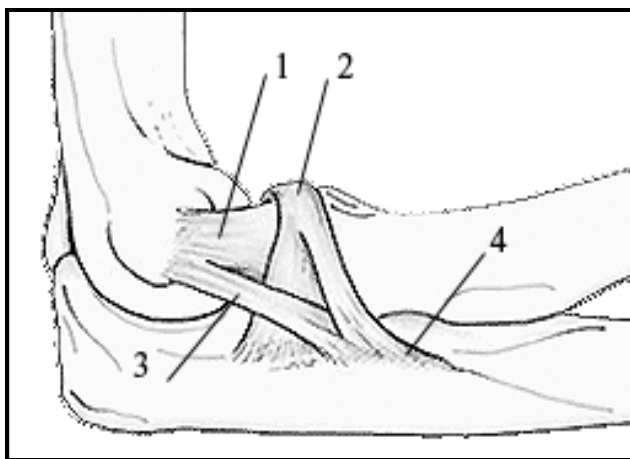


рис. 1.6. Зовнішня бічна зв'язка ліктьового суглоба: 1 – зовнішня променева колатеральна зв'язка; 2 – кільцеподібна зв'язка; 3 – зовнішня ліктьова колатеральна зв'язка; 4– додаткова зовнішня колатеральна зв'язка (за Бойком І.В., 2008).

Зовнішня променева колатеральна зв'язка прикріплюється на внутрішній поверхні зовнішнього надвиростка і вплітається в кільцеподібну зв'язку. Вона складає 4/5 фіброзно-кісткового кільця, що оточує голівки променевої кістки [2-8]. Покриває зовнішній колатеральний капсульно-зв'язковий комплекс ліктьовий м'яз, який є стабілізатором функціонуючого ліктьового суглоба як активна колатеральна зв'язка [7,8].

1.2. Переломи голівки променевої кістки та їхня класифікація

Перелом голівки променевої кістки був уперше описаний Verard в 1835 р. під час проведення аутопсії [9-11]. З моменту виконання Hueter [12,13] першої секвестректомії голівки променевої кістки в 1876 р. розуміння переломів голівки променевої кістки і підходів до їхнього лікування на багато разів зросло. За даними різних авторів, переломи голівки променевої кістки складають 33% від усіх переломів в області ліктьового суглоба і 1,5-4% від всіх переломів [14,15]. Співвідношення чоловіків і жінок з переломами голівки променевої кістки 1:1. Переломи голівки променевої кістки здебільшого спостерігаються у віці 30-40 років [16]. Проте низка авторів наводить дані про вищу частоту переломів і перелоמו-вивихів голівки променевої кістки у жінок віком від 50-60 років [17]. У 30% випадків у пацієнтів з переломом голівки променевої кістки спостерігаються інші пошкодження в області ліктьового суглобу (переломи голівочки плечової кістки, вінцевого відростка, ліктьового відростка, пошкодження внутрішньої бічної зв'язки, міжкісткової мембрани) [18]. Перелом голівки променевої кістки здебільшого поєднується із заднім вивихом в ліктьового суглобу і переломом вінцевого відростка [19].

Перелом голівки променевої кістки, який став наслідком падіння на витягнуту руку, може призвести до підвивиху або вивиху дистального променеліктьового суглоба (пошкодження Essex-lopresti) [20]. Це досить рідкісне поєднання характеризується гострим больовим синдромом не лише в ліктьовому суглобі, але і в області променезап'ясткового суглоба, а також по осі передпліччя, оскільки ушкоджується міжкісткова мембрана між кістками передпліччя [21-22]. Таким чином, при переломі голівки променевої кістки, необхідно ретельно і детально досліджувати ліктьвий суглоб на наявність пошкодження зв'язок і інших кісткових структур. Однією з найбільш використовуваних класифікацій пошкоджень голівки променевої кістки є класифікація за Mason і її модифікації Johnston і Hotchkiss (рис.1.7) [13, 23-25].

Останнім часом частина авторів також використовує класифікацію Broberg-Morrey [26-28].

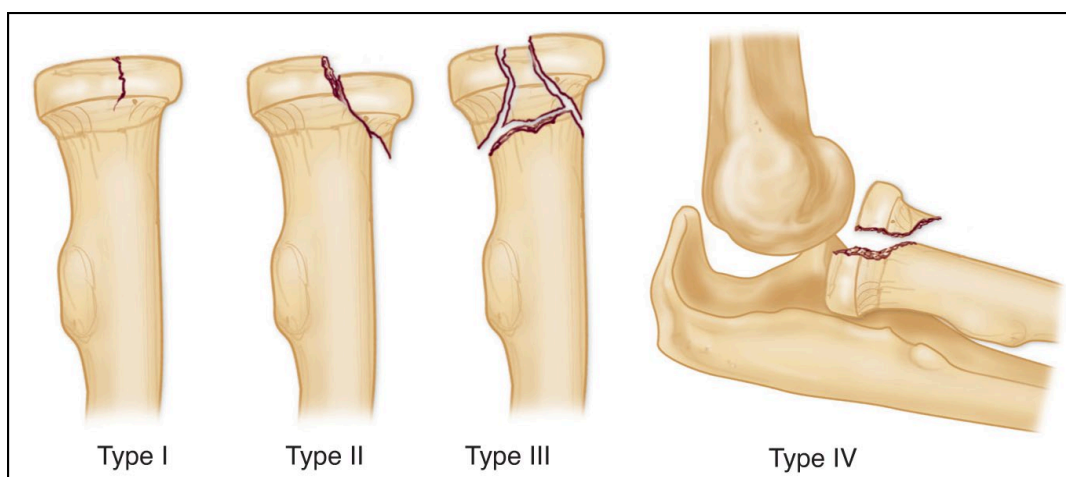


рис. 1.7. Класифікація Mason, модифікована Hotchkiss (Sam Wiesel, 2016).

Іншою класифікацією є система оцінки пошкоджень проксимального відділу кісток передпліччя за АО/ОТА, яка традиційно ділить всі пошкодження на три типи – А, В, С [29]. Ці пошкодження, у свою чергу, також діляться на групи і підгрупи. До розглядуваних нами пошкоджень відносяться типи 21-А2 і 21-В2 (рис.1.8).

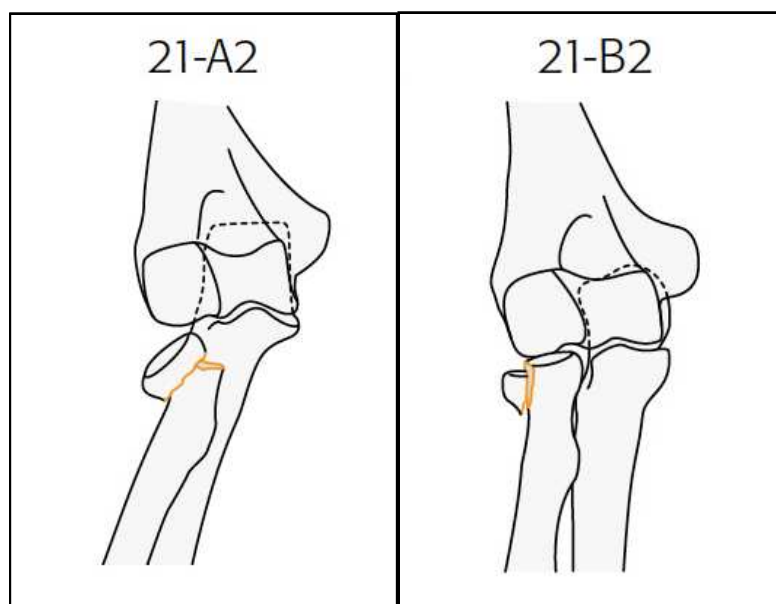


рис.1.8. Переломи голівки променевої кістки 21-А2 і 21-В2 за класифікацією АО/ОТА.

Згідно з модифікованою класифікацією Mason, запропонованою Hotchkiss [30-33] тип I перелому ГПК охоплює перелом без зміщення або з мінімальним зсувом голівки і шийки, перелом із внутрішньосуглобовим зміщенням менше

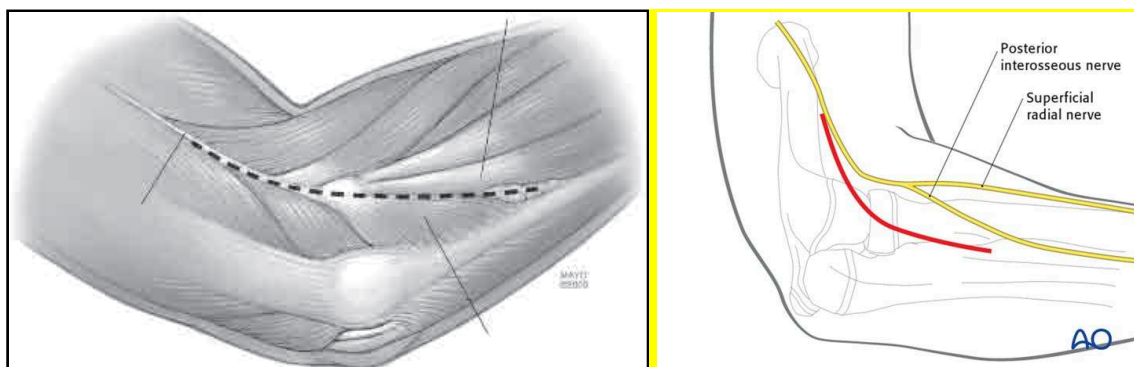
ніж 2 мм або крайові переломи голівки променевої кістки менші ніж 2 мм. У таких випадках не спостерігається механічного блоку в разі ротації передпліччя, проте рухи можуть бути обмежені через гострий біль і набряк. Основним методом лікування переломів голівки променевої кістки типу I є консервативні заходи, що передбачають ранню мобілізацію рухів у ліктьовому суглобі [34-37]. Тип II переломів голівки променевої кістки охоплює переломи голівки променевої кістки і шийки променевої кістки із зміщенням більше ніж 2 мм без вираженої фрагментації. Такі переломи можуть викликати механічний блок або бути неконгруентними. Консервативне лікування переломів голівки променевої кістки тип II можливе лише в тому випадку, якщо стабільність ліктьового суглоба не залежить від наявного перелому голівки променевої кістки і не має вираженого блоку ротації передпліччя. З таким типом пошкодження зазвичай виконують відкриту репозицію і внутрішню фіксацію (ORIF). Зважаючи на накопичені останнім часом дані, можемо стверджувати, що у випадку три- і двофрагментарних переломів голівки променевої кістки реально виконати ORIF і отримати добрий анатомо-функційний результат [38-44].

Тип III переломів голівки променевої кістки включає фрагментарні, роздроблені переломи голівки і шийки променевої кістки, що не підлягають ORIF на основі рентгенологічних і інтраопераційних даних. Хірургічне втручання в таких випадках включає в себе або лише резекцію голівки променевої кістки або резекцію з подальшим ендопротезуванням голівки променевої кістки. Використання ендопротеза голівки променевої кістки можливе в разі перелому голівки променевої кістки, що поєднується з нестабільністю ліктьового суглобу. Здебільшого це спостерігається в разі перелома-вивихів Монтеджа, пошкодженні Essex-Iopresti і переломі більше ніж 50% висоти вінцевого відростка [45-48]. Тип IV перелому голівки променевої кістки завжди супроводжується вивихом. При цьому типові пошкодження дехто з авторів вважає використання ендопротеза голівки променевої кістки максимально оправданим [49-56]. Ізольоване видалення

голівки променевої кістки може бути припустиме в пацієнтів літнього і старечого віку без пошкодження капсульно-зв'язкового апарата. Якщо резекція голівки променевої кістки зроблена у випадку переломів голівки променевої кістки без додаткових пошкоджень в області ліктьового суглобу, то в більшості пацієнтів спостерігаються добрі та відмінні функційні результати [57-61]. З потенційних недоліків ізольованої резекції голівки променевої кістки слід зазначити зниження сили захвату кисті, ослабіння і обмеження ротації передпліччя. Зміна передачі навантаження з променевої кістки на ліктьовий суглоб може привести до розвитку раннього остеоартрозу в плечоліктьовому суглобі і хронічному больовому синдромі в ліктьовому суглобі [62]. Порівнюючи функційні результати в пацієнтів з ізольованою резекцією голівки променевої кістки і у пацієнтів, яким було виконано ендопротезування голівки променевої кістки металевим імплантатом, варто зазначити однаковий обсяг безболісних рухів, але після ендопротезування голівки променевої кістки відсутні або мінімально виражені проксимальна міграція променевої кістки, а також відзначаються мінімальні прояви остеоартрозу ліктьового суглоба [63].

1.3. Оперативне лікування переломів голівки променевої кістки

Передопераційне планування є обов'язковим етапом у разі хірургічного лікування переломів голівки променевої кістки. Усі можливі види внутрішньої фіксації та ендопротезування голівки променевої кістки повинні бути передбачені на етапі планування. Із доступів до голівки променевої кістки варто виділити два – класичний доступ Кохера (рис.1.9) і задній доступ, пропонується Bernard F.Morrey і Shown O'driscoll, і який широко застосовують чимало авторів [64,65].



а)

б)

рис.1.9. Класичний доступ Кохера (Bernard F.Morrey, 2008), AO foundation.(а, б)

Класичний латеральний доступ за Кохером показаний для простої резекції голівки променевої кістки і виділення латеральної коллатеральної зв'язки. Основними орієнтирами є латеральний надвиросток та голівка променевої кістки. Розріз шкіри проводиться в косому напрямку уздовж заднелатеральної поверхні ліктьового суглоба по лінії, яка відповідає інтервалу Кохера, до трохи проксимальніше латерального надвиростка. Доступ до суглоба проводиться після виділення інтервалу між ліктьовим м'язом і ліктьовим розгиначем кисті [64].

Інші автори [66-68] радять використовувати задній доступ у разі складних пошкоджень в області ліктьового суглоба, при яких необхідно забезпечити одночасний доступ до голівки променевої кістки, вінцевого відростка, медіальної коллатеральної зв'язки і латеральної коллатеральної зв'язки (рис. 1.10).

Після візуалізації перелому остаточно вирішуються обсяги оперативного втручання. Можливі такі варіанти:

- 1) видалення фрагмента голівки;
- 2) ORIF;
- 3) резекція голівки променевої кістки;
- 4) ендопротезування голівки променевої кістки.



а)

б)

рис.1.10.Задній доступ(Bernard F.Morrey, SHAWN W.O'Driscoll,2008)(а, б)

Внутрішня фіксація перелому голівки променевої кістки може включати фіксацію спицями Кіршнера (здебільшого лише як етап провізорної фіксації), гвинти (біорезорбівні, типу Herbert або мінігвинти) (рис.1.11), пластини (Т-пластинні, І-пластинні, задалегідь зігнуті анатомічні пластини) (рис.1.12). Основною метою використання металоконструкцій є досягнення ригідної фіксації і, отже, ранньої мобілізації рухів у ліктьовому суглобі [41,45-58, 64-68].

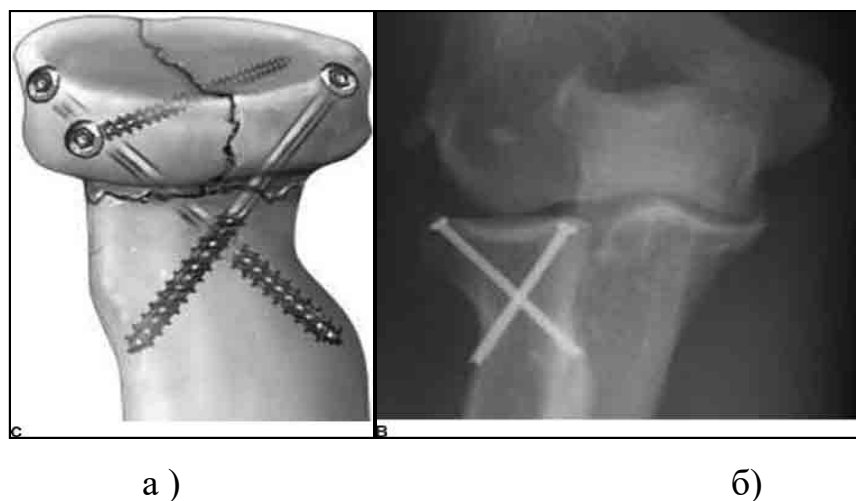


рис.1.11. Остеосинтез перелому голівки променевої кістки II типу гвинтами (Bernard F.Morrey, 2012)(а, б)

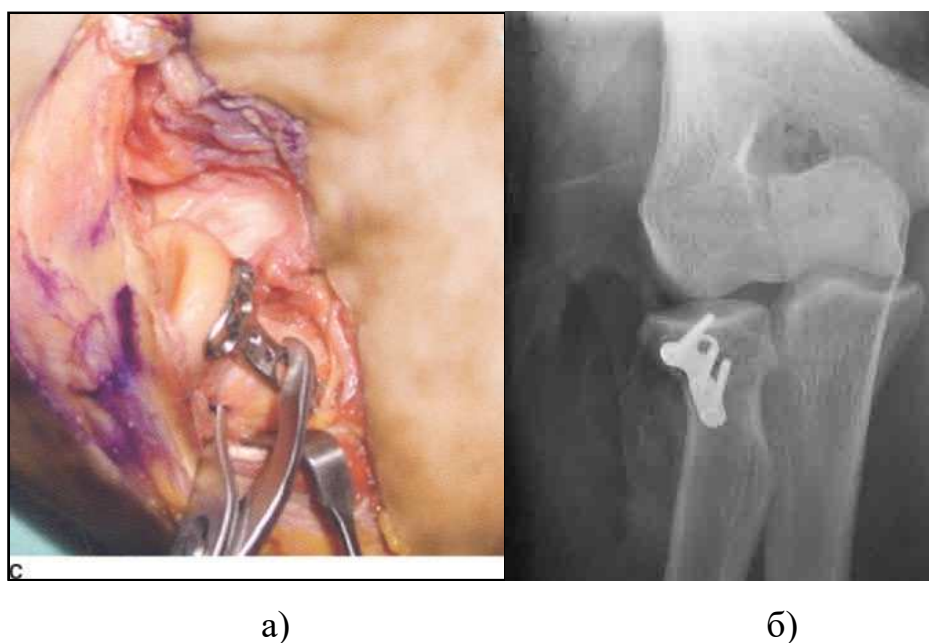


рис.1.12. Остеосинтез перелому голівки променевої кістки III типу накосної передзігнутої пластини (Bernard F.Morrey, 2012)(а, б)

Концепція анатомічної «безпечної зони» повинна завжди враховуватися перед фіксацією перелому голівки променевої кістки металоконструкцією. Будь-яка металоконструкція повинна розміщатися в цій зоні для запобігання імпінджмент-синдрому в проксимальному променеліктьовому суглобі. «Безпечна зона» визначається як дуга по передньолатеральній поверхні голівки променевої кістки з кутовим розміром до 110° з розташуванням передпліччя в нейтральному положенні [1,64].

З поліпшенням хірургічної техніки і імплантатів більшість переломів голівки променевої кістки II і III типу підлягають відкритій репозиції і внутрішній фіксації. До того ж фрагментарні переломи голівки променевої кістки технічно важко стабілізувати без ризику виникнення ускладнень.

1.4.Резекція голівки променевої кістки й нестабільність ліктьового суглоба

Найбільш частою причиною, що призводить до резекції голівки променевої кістки, є багатофрагментні переломи, при яких виконання відкритої репозиції і внутрішньої ригідної фіксації технічно неможливе. Додатковими свідченнями до резекції голівки променевої кістки є: 1) випадки, коли в результаті консервативного або оперативного лікування перелом голівки променевої кістки консолидувався із зміщенням і пацієнт скаржиться на хронічний больовий синдром; 2) незрощені переломи голівки променевої кістки; 3) міграція гвинтів або пластин після внутрішньої фіксації перелому голівки променевої кістки з деформацією голівки і больовим синдромом; 4) як доповнення до синовектомії в разі ревматоїдного артрити; 5) при різних деформаціях, включаючи хронічний вивих голівки променевої кістки, невіддатливий лікуванню іншими консервативними і оперативними методами [70-73].

Як було аналізовано вище (див.п.1.1), голівку променевої кістки зазвичай розглядають як складову частину двох суглобів, а саме: плечопроменевого суглоба між плечовою кісткою і передпліччям, а також променеліктьового суглоба [1-6, 64, 70]. Резекція голівки променевої кістки призводить до різкого збільшення «розбобтаності» в ліктьовому суглобі. В окремих випадках призводить до клінічної нестабільності ліктьового суглоба. Голівка променевої кістки відіграє важливу роль в передачі зусиль, тому при її резекції відбувається перерозподіл напруги, що передається з кисті через передпліччя на ліктьовий суглоб.

За визначенням багатьох авторів [75-79], встановлено, що від 50 до 70% напруги, що додається до ліктьового суглоба від кисті, передається через art.humeroradialis [76-77]. Morrey В. показав, що її величина може складати до 2/3 ваги людини [77-80]. Варто зазначити, що відразу після резекції голівки променевої кістки симптоми не виявляються, проте з часом через перевантаження зв'язкового апарата міжкісткової мембрани і суглобових

поверхонь виникають патологічні зміни, що призводять до нестабільності ліктьового суглобу і хронічного больового синдрому [61,62, 73, 81-84].

Переломи голівки променевої кістки здебільшого поєднуються з пошкодженням інших структур ліктьового суглобу і передпліччя, що лише посилює нестабільність ліктьового суглобу після резекції голівки променевої кістки. Пошкодження внутрішньої (медіальною) колатеральної зв'язки в разі видалення голівки променевої кістки здебільшого призводить до вальгусної нестабільності ліктьового суглобу. Медіальна колатеральна зв'язка ушкоджується завжди, коли перелом голівки променевої кістки супроводжується її вивихом латерально і назад. Латеральна колатеральна зв'язка особливо важлива, оскільки її пошкодження спричинює повторний вивих або призводить до хронічної задньолатеральної ротаційної нестабільності ліктьового суглобу [82,83]. Інші переломи лише погіршують нормальну стабільність ліктьового суглобу через порушення конгруентності суглобових поверхонь, особливо це стосується переломів вінцевого відростка, потім ліктьового відростка. У наданій роботі ми не розглядаємо переломи надвіростків плечової кістки, що, безперечно, є окремою складною темою. Поєднання вивиху передпліччя назад з переломом голівки променевої кістки і вінцевого відростка варто розглядати як найнесприятливішу ситуацію з погляду відновлення функції ліктьового суглобу [83].

Morrey із співавторами досліджував вальгусну рухливість трупних інтактних ліктьових суглобів і дійшов висновку, що резекція голівки променевої кістки або не призводить до збільшення вальгусної рухливості в ліктьовому суглобі, або її збільшує зовсім не суттєво [78-80]. Ці дані підтвердили й інші дослідники на аналогічних моделях. Вальгусний момент визначений як 0,75 Нм [76]. Якщо в експерименті одночасно з видаленням голівки променевої кістки розтинали медіальну колатеральну зв'язку, то нестабільність ліктьового суглоба значно збільшувалася. З тих пір, за Morrey із співавторами, медіальна колатеральна зв'язка вважається першим і основним

«стабілізатором» ліктьового суглоба [79], а голівка променевої кістки – вторинним вальгусним «стабілізатором».

Jensen із співавторами показав [84], що резекція голівки променевої кістки порівняно з інтактним ліктьовим суглобом збільшує варусну і задньолатеральну ротаційну рухливість ліктьового суглоба. Одночасно з пошкодженням латеральної колатеральної зв'язки резекція голівки променевої кістки приводить до посилення варусної і задньолатеральної нестабільності. Гіпотетично вважається, що з видаленням голівки променевої кістки розтинається кільцеподібна зв'язка як частина латерального колатерального комплексу, це й призводить до його ослабіння і відносної функційної недостатності. Клінічні спостереження доводять, що в разі максимально повного відновлення кільцеподібної зв'язки і латеральної колатеральної зв'язки після резекції голівки променевої кістки не розвивається варусна і задньолатеральна нестабільність ліктьового суглобу [84].

Варто пригадати з історії, що ще в 1951 році Essex-Iopresti описав випадок, коли резекція голівки променевої кістки призвела до негайного зміщення променевої кістки в проксимальному напрямку. Curr і Сое описали подібну клінічну картину опісля декількох років. Потому багато дослідників стали відзначати, що пошкодження міжкісткової мембрани і дистального променеліктьового суглоба здебільшого трапляється в разі переломів голівки променевої кістки, що є наслідком падіння на витягнуту руку [20]. Markolf із співавторами [76] показав, що більше навантаження проходить через міжкісткову мембрану в разі варусної позиції передпліччя, ніж–вальгусної, коли голівка променевої кістки максимально контактує з голівочкою плечової кістки. Ротація передпліччя також має значення. Найбільше навантаження на променеплечовий суглоб виникає під час пронації. Після резекції голівки променевої кістки променева кістка під час навантаження зміщується в проксимальному напрямку, тим самим підвищуючи напругу на міжкістковій мембрані і в дистальному променеліктьовому суглобі. Центральний пучок міжкісткової мембрани стає основним стримуючим чинником проксимального

зсуву променевої кістки. Запропонований «тест на витягування», у якому зміщення променевої кістки на 3 мм і більше свідчить про пошкодження міжкісткової мембрани. В разі пошкодження міжкісткової мембрани лише металевий ендопротез голівки променевої кістки забезпечує схожий з нативною голівкою опір міграції променевої кістки в проксимальному напрямку.

Клінічні випадки ранньої нестабільності після резекції голівки променевої кістки багатьма авторами відзначаються здебільшого у випадках складних пошкоджень ліктьового суглоба. Як правило, повторні вивихи ліктьового суглоба виникають у разі пошкодження вінцевого відростка. Notchkiss наголошує на нестабільності ліктьового суглоба після резекції голівки променевої кістки у всіх пацієнтів із «жахливою тріадою» пошкодження ліктьового суглоба (вивих ліктьового суглоба, перелом голівки променевої кістки, перелом вінцевого відростка) [24,25, 85].

Існує багато робіт, присвячених вивченню віддалених результатів резекції голівки променевої кістки і її заміщенню різними ендопротезами. Проте складно їх порівнювати, оскільки до більшості з них входять як прості, так і складні пошкодження ліктьового суглоба. Переважна частина авторів відзначає збільшення вальгуса осі передпліччя 5-10° після резекції голівки променевої кістки порівняно з контактною верхньою кінцівкою [86-90].

У більшості пацієнтів після резекції голівки променевої кістки відзначаються помірні дегенеративні зміни в плечоліктьовому суглобі. Лише в деяких дослідженнях відзначається постійний помірний біль в області ліктьового суглоба після перенесеного перелоמו-вивиху ліктьового суглоба [91-92]. У більшості робіт наголошується, що у віддаленому періоді в пацієнтів відбувається міграція променевої кістки в проксимальному напрямку в середньому – на 2 мм. Дегенеративні зміни в області ліктьового суглоба рідкісні і якщо виникають, то помірно виражені [93,94].

Таким чином, експериментальні та клінічні дослідження дозволили довести, що наслідки видалення голівки променевої кістки істотно залежать від побічних пошкоджень. Важливим етапом дослідження перед початком і під час

оперативного втручання є варус- і вальгус-стрес тест під флюороскопічним контролем для визначення стану колатеральних зв'язок. Пошкодження зв'язок може бути також діагностоване в передопераційному періоді за допомогою МРТ діагностики [95-99]. В разі перелоμο-вивиху голівки променевої кістки комп'ютерна томографія з 3D реконструкцією також є корисною для вибору методу і обсягу оперативного втручання [100-102]. Так, наприклад, перелом вінцевого відростка може бути пропущений на звичайних рентгенограмах через накладення фрагментів голівки променевої кістки.

Таким чином, можна зробити висновок, що резекція голівки променевої кістки може виконуватися в разі фрагментарних переломів голівки променевої кістки з досягненням позитивних функційних результатів в найближчому і віддаленому періодах після операції. Побічні пошкодження зв'язкового апарата та інших кісткових структур є протипоказанням до простої резекції голівки променевої кістки і в таких випадках завжди необхідно виконувати ендопротезування голівки променевої кістки металевим імплантатом, остеосинтез перелому вінцевого і / або ліктьового відростків, відновлювати колатеральні зв'язки в разі їхнього пошкодження.

1.5. Ендопротезування голівки променевої кістки

Метою ендопротезування голівки променевої кістки є відновлення стабільності та рухів у ліктьовому суглобі, попередження укорочення променевої кістки, мінімізація функційного дефіциту верхньої кінцівки. Наразі артропластика або ендопротезування голівки променевої кістки є досить затребуваним оперативним втручанням в більшості країн Європи, США, Канаді та Австралії[103-106].

Як було зазначено вище, ендопротезування голівки променевої кістки здійснюється в разі фрагментальних переломів і перелоμο-вивихів голівки променевої кістки Mason-Hotchkiss III-IV типу, коли технічно неможливо виконати ORIF і/або в разі попутних ушкоджень кісткових або м'якотканинних структур [24-25].

Тип III Mason-Hotchkiss переломів голівки променевої кістки (типи 21-A2 і 21-B2 по АО/ОТА) охоплює багатофрагментні, роздроблені переломи голівки і шийки променевої кістки, при яких здебільшого технічно неможливо виконати відкриту репозицію і внутрішню фіксацію [30]. Хірургічне втручання в таких випадках охоплює або резекцію голівки променевої кістки, або резекцію з подальшим ендопротезуванням голівки променевої кістки. Використання ендопротеза голівки променевої кістки можливе також у разі перелому голівки променевої кістки, який стикується з нестабільністю ліктьового суглоба, що і простежуємо в разі багатофрагментних переломів голівки променевої кістки, перелоμο-вивихів Монтеджа, пошкоджень Essex-Lopresti і в разі переломів більше 50% висоти вінцевого відростка [1,105]. Тип IV за Mason-Hotchkiss перелому голівки променевої кістки постійно супроводжується вивихом і в таких випадках використання ендопротеза голівки променевої кістки дозволяє завжди отримати первинну стабільність суглоба [106].

Уперше заміщення голівки променевої кістки здійснено ендопротезом із віталіума трьом пацієнтам в 1941 р. Speed [107] як альтернатива простої

резекції голівки променевої кістки для попередження міграції променевої кістки в проксимальному напрямку. Через 10 років Creyssel і De Morgues запропонували ендопротез голівки променевої кістки з нейлону як матеріалу більш еластичного, ніж віталіум, для зменшення стресових навантажень на суглобовій поверхні голівки плечової кістки [108]. У ці ж роки Cherry [109] запропонував ендопротез голівки променевої кістки з акрилової смоли. У 1952 році Albonico [110] розробив свою модифікацію металевого ендопротеза голівки променевої кістки з віталіума. Swanson в 1968 р впровадив в клінічну практику ендопротез голівки променевої кістки з силікону Swanson Silastic® (Dow Corning Corporation, USA) [111]. Однак до початку 80-х років ХХ століття застосування ендопротеза голівки променевої кістки з силікону стало обмеженим через збільшення кількості ускладнень після його імплантації. Перші ускладнення після ендопротезування голівки променевої кістки силіконовим імплантатом описані Маскау в 1979 [112]. За умови середнього терміну спостереження – 26 місяців після операції – з 18 імплантатів три були зламані, в одному випадку стався підвивих ендопротеза. Іншими авторами також описано чимало інших ускладнень, таких як: біль при русі в ліктьовому суглобі, перелом ніжки ендопротеза, асептичне розхитування ніжки ендопротеза, синовіт, остеопороз [113-116].

В Україні на кафедрі травматології та ортопедії Чернівецького медичного інституту в 1976 році Г.Е.Дудком також був розроблений ендопротез голівки променевої кістки. Імплантат виготовлявся з поліаміду-12 і являв собою голівку з поглибленням, яка за формою повторює голівку променевої кістки [117]. Унаслідок безлічі ускладнень, пов'язаних із продуктами зносу поліаміду-12 (асептичне запалення, гетеротопічна осифікація, нестабільність і міграція ендопротеза) від використання цього типу імплантата в клінічній практиці відмовилися.

1979 року в СРСР І.А.Мовшовичем [118] розроблений силіконовий ендопротез голівки променевої кістки. Цей імплантат мав циліндричний корпус із ніжкою конічної форми і створений як єдине ціле. Однак і цей

ендопротез голівки променевої кістки (він більш міцно фіксується в кістці) викликав асептичне запалення і, як наслідок, обмеження рухів у ліктьовому суглобі, що й призвело до відмови від використання його в клінічній практиці.

Завдяки вище зазначеним ускладненням, що стали наслідком використання силіконових або подібних до них імплантатів, в останні десятиліття найбільшого поширення в клінічній практиці отримали металеві ендопротези голівки променевої кістки, зроблені з віталіуму, титану або танталу, нержавіючої сталі, що повторюють розміри і наближені до форми природної голівки променевої кістки.

Біомеханічні дослідження і проривні технології в матеріалознавстві дозволили створити і застосувати в клінічній практиці багато різних варіантів ендопротезів голівки променевої кістки, охоплюючи моноблочні ендопротези (KNIGHT, SOLAR, SWANSON WRIGHT), індивідуальні моноблочні (BIOCLONE), роз'ємні модульні (ASCENSION, ACUMED AVANTA; EVOLVE, МОРУС), біполярні "плаваючі" (JUDET, GUEPAR, KPS, KATALYST, rHead™ RECON, ALIGN™).

Загальноприйнятої класифікації ендопротезів голівки променевої кістки не існує. Проте на разі прийнято розділяти всі ендопротези голівки променевої кістки за конструкцією на моноблочні і біполярні ендопротези голівки променевої кістки [119-123]. Моноблочний ендопротез голівки променевої кістки може бути роз'ємним модульним або нероз'ємним. У літературі, присвяченій проблемам ендопротезування голівки променевої кістки, під терміном «біполярний» ендопротез голівки променевої кістки розуміється шарнірний вузол між голівкою імплантата та ніжкою [123]. Наявність додаткової міри простору в шарнірному вузлі дозволяє голівці ендопротеза встановлюватися максимально конгруентно з різними положеннями згинання-розгинання та ротації променевої кістки в ліктьовому суглобі.

За типом фіксації ніжки в кістці ендопротези голівки променевої кістки діляться на цементні та безцементні [121-124]. Більшість моноблочних ендопротезів голівки променевої кістки є модульними з різними типорозмірами

голівок і ніжок. Частина моноблочних ендопротезів голівки променевої кістки мають поліровану ніжку, що менша за діаметром інтрамедулярного каналу і, за думкою багатьох авторів [122-124], дозволяє ніжці здійснювати невеликі зміщення в кістці, забезпечуючи, таким чином, конгруентність між голівкою ендопротеза і голівочкою плечової кістки. З пар тертя в біполярних ендопротезах голівки променевої кістки поки що застосовуються дві: метал-поліетилен і метал-метал.

1.5.1. Моноблочні модульні ендопротези голівки променевої кістки

Із 1993 р широко застосовується моноблочний ендопротез Knight (Howmedica, London, UK) [125]. На сьогодні цей ендопротез голівки променевої кістки випускає компанія Stryker, U.S. під назвою Solar Radial Head, виготовлений із кобальт-хромового сплаву і окреслений п'ятьма типорозмірами.

Одним із аналогів ендопротеза Solar Radial Head є ендопротез голівки променевої кістки компанії Corin (UK) (<http://www.coringroup.com>), який являє собою моноблочну конструкцію голівки променевої кістки, зроблену з кобальт-хрому. Ніжка ендопротеза покрита подвійним пористим покриттям (гідроксиапатит-пористий титан) для вrostання кісткової тканини і максимально повної інтеграції в кістковій тканині. З метою максимального повторення анатомічних особливостей пацієнта компанія Karp Surgical Instruments, Inc. запропонувала виготовляти індивідуальний ендопротез голівки променевої кістки за даними рентгенографії і СКТ із нержавіючої сталі - Seitz Solution Radial Head (BIOCLONE) [126].

Розробляючи концепцію модульності, компанія Wright Medical Technology (Arlington, TN, U.S.) запропонувала нову конструкцію моноблочного металевго ендопротеза ГПК EVOLVE® Modular Radial Head System. Ця система дозволяє забезпечити більше 320 різних комбінацій [127]. На основі тривалих клінічних досліджень компанія представила модифікацію EVOLVE® Proline RH System head з розмірами голівки ендопротеза від 18 мм до 28 мм і діаметрами ніжки ендопротеза від 4,5 мм до 9,5 мм.

Компанія DePuy Synthes також пропонує для використання в клінічній практиці свій варіант модульного моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки, зробленого з кобальт-хромового сплаву (<http://www.depuyssynthes.com>). Ендопротез має два види ніжок – прямі і вигнуті, з канавками і конічним кінцем, покриті пористим покриттям для безцементної фіксації з діаметром ніжок – 6, 7, 8, 9 і 10 мм. Диференційною

особливістю ендопротеза є фіксація голівки на ніжці гвинтом, що, на думку авторів, дає можливість спростити підбір і фіксацію оптимального типорозміру голівки ендопротеза безпосередньо в рані. Голівка має 6 типорозмірів за діаметром – 18, 20, 22, 24, 26 і 28 мм, а також 6 типорозмірів за висотою для кожного діаметра – від 11,5 мм до 20,0 мм.

З 2004 року в Україні проф. Лоскутовим О.Є. спільно з співавторами розроблено і впроваджено в клінічну практику титановий модульний моноблочний ендопротез голівки променевої кістки [128, 129]. Ендопротез репрезентований чотирма типорозмірами діаметра голівки ендопротеза – 22, 24, 26, 28 мм і двома типорозмірами за висотою. Запропонована конструкція має 5 видів ніжок для цементної і безцементної фіксації, а також два типорозміри довжиною – 35 мм і 50 мм і два типорозміри – діаметром 7 і 9 мм. Цементна ніжка являє собою викривлений полірований конічний брус. Для безцементного типу фіксації були розроблені два види ніжок з коловим розтином, а з метою забезпечення проростання кісткової тканини в конічну поверхню ніжок виконані поперечні і поздовжні канавки.

Ендопротез Integra® PyroCarbon, виготовлений на основі пірокарбона, вперше був репрезентований у 2010 році. Відмінною особливістю цього ендопротеза, як заявляють виробники, є мінімальний знос хряща голівочки плечової кістки в порівнянні з металевими ендопротезами, що пов'язано з низьким модулем еластичності голівки ендопротеза, виконаної з пірокарбона. Ніжка ендопротеза Integra® PyroCarbon виконана з титану для безцементного фіксації [130]. Ще один модульний металевий моноблочний ендопротез, голівка якого виготовлена з полікарбона (Radial Head Prosthesis MoPuc, Laboratory Bioprofile, Grenoble), максимально дозволяє повторити анатомію проксимального відділу променевої кістки у зв'язку з різними типорозмірами голівки, шийки і ніжки (www.tornier.com). Шийка ендопротеза виготовлена з титанового сплаву і має кут 15° . Ніжка ендопротеза також зроблена з титанового сплаву і призначена для безцементної фіксації. Припустимі 48

комбінацій із модульних компонентів ендопротеза голівки променевої кістки MoРус.

Компанія Biomed пропонувала титановий моноблочний металевий ендопротез Explor Radial Head. Голівки ендопротеза репрезентовані трьома діаметрами – 20, 22 і 24 мм, за висотою голівки 5 видів – 10, 12, 14, 16 і 18 мм. П'ять розмірів ніжок – 5x22 мм, 6x24, 7x26, 8x28, і 9x30 мм. Ймовірно було отримати 75 різних комбінацій [131]. Після об'єднання компанія Zimmer Biomet розробила моноблочний безцементний і цементний ендопротез голівки променевої кістки L2L Radial Head System і позиціонує його як просте рішення для оперативного лікування голівки променевої кістки. Ендопротез голівки променевої кістки репрезентований 6 розмірами ніжок – 5, 6, 7, 8, 9 і 10 мм з різними офсетом +0, +2 мм, +4 мм. Голівка ендопротеза має 6 типорозмірів діаметрами – 18, 20, 22, 24, 26 і 28 мм. Ендопротези виготовляються або з кобальт-хромового сплаву, або з титанового сплаву. До переваг ендопротеза, на думку компанії, належить низький профіль дистального кінця голівки, що знижує до мінімуму зношення і дає можливість максимально збільшити обсяг рухів. Полірована ніжка, на думку багатьох авторів, припускає обертання голівки ендопротеза стосовно голівки плечової кістки, таким чином зменшуючи знос [132].

Анатомічні моноблочні модульні ендопротези голівки променевої кістки запропонувала компанія Acumed [133]. Еліпсоподібна форма голівки ендопротеза, на думку розробників, максимально повторює натуральну голівку променевої кістки. Модульна система складається з різних типорозмірів ніжки, шийки і голівки ендопротеза, що дозволяє отримати 200 різних варіантів компонування. Ендопротез виготовлений із різних металів. Голівка і шийка – з кобальт-хрому, конічна ніжка – з титанового сплаву, обробленого піскоструменевою машиною для отримання шорсткої поверхні.

Компанія LINK (Germany) також пропонує моноблочний цементний ендопротез ГПК (www.linkorthopaedics.com) з кобальт-хром-молібденового сплаву і в чотирьох типорозмірах (діаметр голівки 20 – 26 мм).

З 2000 року компанія Small Bone Innovations, Inc. ([Http://www.totalsmallbone.com](http://www.totalsmallbone.com)) запропонувала для заміщення голівки променевої кістки нову концепцію модульного ендопротеза для цементної фіксації. Основними перевагами системи rHead™ Standard є максимальна адаптація компонентів ендопротеза до реальних анатомічних параметрів проксимального відділу променевої кістки, що дозволяє домогтися в більшості хворих позитивних функційних результатів. Одним із недоліків системи rHEAD (рис.1.13) була тільки цементна фіксація ніжки ендопротеза [134].

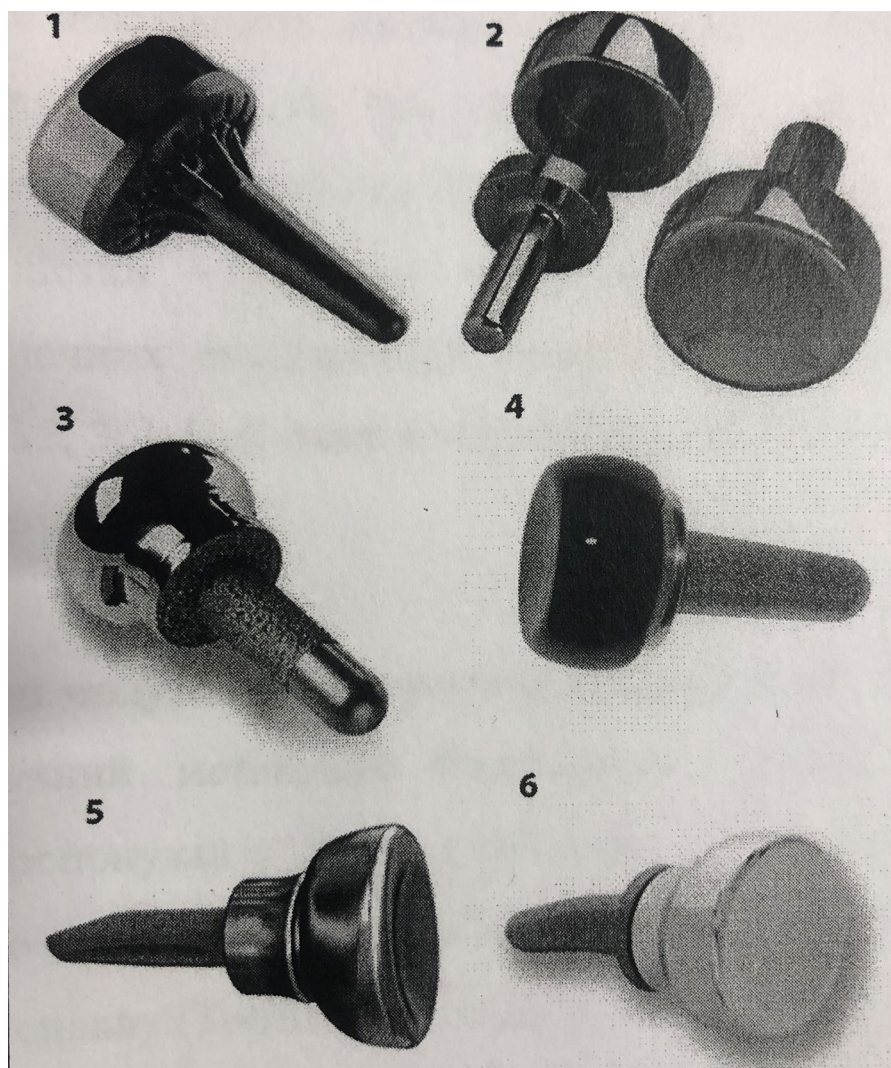


рис.1.13. Моноблочні модульні ендопротези голівки променевої кістки

Тому в наступні роки компанія розробила цілу лінію анатомічних ендопротезів голівки променевої кістки як цементної, так і безцементної фіксації, як модульних рознімних моноблочних, так і біполярних - rHead™ Standard, Recon і Lateral. Усі ендопротези виготовлені з титанового сплаву.

Голівки ендопротезів надані трьома розмірами. Максимальне повторення анатомічних параметрів дозволяє щонайбільше відновити конгруентність проксимального променеліктьового суглоба, зберегти кільцеподібну зв'язку та мінімізувати травму важливу для стабільності ліктьового суглоба латеральної колатеральної зв'язки. У всіх ендопротезів анатомічно вигнута ніжка, що полегшує введення в кістково-мозковий канал. Для всіх ендопротезів пропонується 4 типорозміри ніжки (цементні і безцементні). Кожен із типорозмірів ніжки пропонується з двома офсетами (2 мм і 6 мм) для корекції довжини.

Біомеханічні дослідження засвідчують, що використання моноблочних конструкцій покращує стабільність ліктьового суглоба, але не повністю відновлює нормальну вальгусну стабільність при пошкодженні медіальної колатеральної зв'язки [84, 85]. Доведено, що голівка променевої кістки має еліптичну форму, а голівочка плечової кістки – складну конфігурацію в трьох площинах, тому використання моноблочних ендопротезів призводить до порушення кінематики ліктьового суглоба [135, 36]. Цей факт послужив основою для створення біполярних модульних ендопротезів голівки променевої кістки.

1.5.2. Біполярні модульні ендопротези голівки променевої кістки

Уперше класичний металевий біполярний «плаваючий» («флотуючий») ендопротез Judet запропонував у 1988 р [137–140]. Перша версія імплантата була зроблена з титанового сплаву, але потім, з 1994 року, ендопротез став виготовлятися з кобальт-хромового сплаву (Tornier SA, Saint-Ismier, France) [140]. Обертання і кут нахилу голівки від вертикальної осі в 15° біполярного ендопротеза голівки променевої кістки дозволяють забезпечити більш конгруентний контакт з голівочкою плечової кістки і знизити контактні напруги між поверхнею імплантата та суглобовою поверхнею кістки. Проте ускладнення у вигляді асептичного розхитування ніжки ендопротеза і вивиху голівки імплантата привели до вдосконалення вже відомої конструкції ендопротеза голівки променевої кістки Judet [137-140]. На сучасному етапі ендопротез Judet випускається під назвою RHS (рис.1.15) і є одним із найпопулярніших ендопротезів для лікування складних ушкоджень в області ліктьового суглоба, зокрема, при лікуванні артрозу і ревматичного ендопротезування голівки променевої кістки. Анатомічний дизайн біполярної системи RHS, що складається з різних типорозмірів ніжок і голівок, дозволяє дібрати максимально наближений варіант імплантата кожному конкретному пацієнтові. Прес-фіт дизайн ніжки допускає отримання максимально швидкої біологічної інтеграції [139,140].

Аналогом біполярного ендопротеза Judet RHS є ендопротез Guerpar® компанії DePuy [141]. Він також виготовлений із кобальт-хромового сплаву з цементною фіксацією ніжки. Конструкція цього біполярного ендопротеза виявилася не досконалою, що призвело до великої кількості ускладнень, таких як вивихи ендопротеза, дефрагментації ендопротеза, раннього розхитування ніжки ендопротеза.



рис.1.14. Біполярні модульні ендопротези голівки променевої кістки: 1– Katalyst™ Bipolar Radial Head System; 2 – rHead™ RECON компанії Small Bone Innovations; 3 – KPS; 4 – ендопротез Judet RHS.

Ендопротез голівки променевої кістки KPS (Польща) являє собою біполярний імплантат, що складається з голівки, виготовленої з поліетилену та приєднаного до неї стержня-ніжки так, що можливі ротаційні рухи в кульовому шарнірі між голівкою і ніжкою стосовно стержня в бічних напрямках до 15° [142,143]. Ніжка має фланець, який впирається у разі імплантації на опил шийки променевої кістки. Голівка ендопротеза має барилькувату форму для контакту з вирізкою ліктьової кістки і з увігнутою суглобовою поверхнею для контакту з голівочкою плечової кістки. Ендопротез KPS передбачає тільки цементну фіксацію. Існує один типорозмір ніжки і три типорозміри голівки.

Ендопротез rHead™ RECON компанії Small Bone Innovations (<http://www.totalsmallbone.com>) є біполярним ендопротезом із парою тертя метал-поліетилен як і у ендопротезів Judet RHS і KPS. Особливістю ендопротеза rHead™ RECON є максимальна відповідність контактних поверхонь голівки ендопротеза і голівки плечової кістки при згинанні-розгинанні в ліктьовому суглобі та ротації передпліччя. Ротаційна мобільність

такого типу ендопротеза особливо важлива в застарілих випадках, коли "ідеальну" анатомічну відповідність у разі використання моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки кістки отримати технічно вкрай складно. Біполярна конструкція забезпечує оптимальну конгруентність, як із голівочкою плечової кістки, так і з вирізкою ліктьової кістки, володіючи властивістю «самоцентрування». Вільна ротація між компонентами ендопротеза зменшує торсійний стрес на межі «імплантат-кістка» у разі пронації-супінації, що приводить до потенційного збільшення терміну служби ендопротеза і зменшення зносу [144,145].

Компанія Integra LifeSciences (США), розробляючи свою концепцію біполярності, максимальної модульності та адаптивності, запропонувала для клінічного застосування ендопротез голівки променевої кістки Katalyst™ Bipolar Radial Head System [146,147]. Голівка ендопротеза виготовляється з кобальт-хромового сплаву зі вставкою в голівці з високомолекулярного поліетилену. Ніжка ендопротеза виготовляється з нержавіючої сталі. Модульний дизайн ендопротеза дозволяє хірургу мінімізувати операційний доступ і в більшості випадків мінімально травмувати латеральний колатеральний комплекс. Телескопічна ніжка ендопротеза дозволяє змінювати довжину імплантата, тим самим змінювати натяг м'яких тканин у ліктьовому суглобі. Біполярна «плаваюча» голівка забезпечує оптимальну передачу навантаження на голівочку плечової кістки та зменшує потенційний знос хряща. Суглобова поверхню ендопротеза має форму максимально наближену до анатомічної. Фірмою виробником пропонуються три типорозміри голівки і два типорозміри ніжки [148].

Біполярний ендопротез ALIGN™ Radial Head System (США) (<http://skeletaldynamics.com/align-slide>) з парою тертя метал-метал розроблений Jorge L.Orbay, M.D.Miami Hand Institute Miami, Florida. Особливістю системи є специфічний механізм фіксації голівки ендопротеза на голівочці ніжки. Голівка ендопротеза виготовляється з кобальт-хромового сплаву. Ніжка ендопротеза – з титанового сплаву з оригінальною триточковою системою фіксації, в

проксимальній частині ніжка ендопротеза покрита плазмовим титановим напилюванням для біологічної фіксації, дистальні борозни на ніжці забезпечують ротаційну стабільність.

1.5.3. Клінічні дослідження результатів ендопротезування голівки променевої кістки

Більшість клінічних досліджень найближчих сучасних і найдавніших минулих результатів ендопротезування голівки променевої кістки свідчать про високу питому вагу позитивних результатів. Із основних ускладнень відзначають асептичну нестабільність, гетеротопічну осифікацію, нейропатію і хронічний больовий синдром в кисті [132-148].

Harrington et al. проаналізував результати лікування в 20-и пацієнтів терміном від 6-и до 29-и років після операції за шкалою оцінки клініки Mayo [149]. У 12-и пацієнтів отриманий результат оцінений як відмінний, у 4-ох – як добрий, задовільний – у 2-ох пацієнтів і поганий у 2-ох хворих. Lim et al. [150] навів дані оцінки результатів ендопротезування 6 пацієнтів терміном від 13-и до 54-ох місяців. Оцінка проводилася згідно з системами ASES (American Shoulder and Elbow Surgeons), DASH (Disabilities of Arm, Shoulder and Hand score) і шкалою оцінки Broberg and Morrey Performance Index. Отримані такі результати: 1 – відмінно, 3 – добре, 1 - незадовільно і 1 - погано. Chien et al. [151] досліджував результати лікування 13-и пацієнтів із середнім терміном спостереження 38 місяців (від 20 до 70 міс.) згідно з системою оцінки Mayo Elbow Performance Score. У 8 пацієнтів отримані відмінні результати, у 3-х – добрі і в 2-х – задовільні. Brinkman et al. [152] проаналізував результати лікування 11-и пацієнтів, яким було проведено ендопротезування голівки променевої кістки біполярним імплантатом. У всіх отримані відмінні та добрі результати. Burkhart et al. [153] вивчив результати лікування 17-и пацієнтів (терміном від 78 до 139 міс.), яким було проведено ендопротезування голівки променевої кістки біполярним імплантатом Judet. Використовувалася шкала оцінки Mayo Elbow Performance Score. У 6 пацієнтів отримані відмінні результати, у 10 – добрі, задовільний – в 1-ого хворого. Середній кут згинання в ліктьовому суглобі склав -124° . Максимальний дефіцит розгинання був 21° ,

середня величина пронації і супінації по 64°. Відзначено ускладнення: вивих голівки ендопротеза, ерозія і дегенеративні зміни на голівочці плечової кістки.

Таким чином, більшість авторів [138-153] розглядають ендопротезування голівки променевої кістки як варіант лікування фрагментарних переломів і перелоמו-вивихів голівки променевої кістки, що дозволяє отримати первинну стабільність ліктьового суглоба і попередити розвиток вторинних ускладнень, таких як – нестабільність ліктьового суглоба і зміщення в проксимальному напрямку променевої кістки.

Згідно з даними наукової літератури на сучасному етапі показаннями до ендопротезування голівки променевої кістки є такі:

1) відсутність технічної можливості здійснити внутрішню фіксацію в разі ушкодження III і IV типу за Mason-Hotchkiss, а також у випадку додаткових дестабілізуючих ушкоджень капсульно-зв'язкового апарату;

2) у випадку пошкоджень типу Essex-Loprest;

3) у разі нестабільності ліктьового суглоба і/або болі в кисті після резекції голівки променевої кістки;

4) у випадку незадовільних остеосинтезів голівки променевої кістки;

5) у разі пухлин проксимального відділу променевої кістки.

Протипоказаннями є загальні дані, що свідчать про неможливість хірургічних втручань, алергію до металевих сплавів, а також – виражений остеопороз проксимального відділу кісток передпліччя.

Вивчаючи наукові дослідження з названої проблеми, встановили, що в значній кількості робіт аналізуються сучасні та давніші результати лікування моноблоковими і біполярними ендопротезами голівки променевої кістки [124-155]. Натомість робіт, присвячених біомеханічному порівняльному аналізу різних видів ендопротезів, в провідних світових виданнях надано недостатньо. Romianowski et al. [155] проаналізував вальгусну стабільність ліктьового суглобу на трупному матеріалі при пошкодженій медіальній колатеральній зв'язці (МКС) після ендопротезування голівки променевої кістки трьома різними імплантатами: титановим моноблоковим ендопротезом Wright,

біполярним кобальт-хромовим ендопротезом KPS, біполярним кобальт-хромовим ендопротезом Judet. Аналіз показав, що немає значної різниці для забезпечення вальгусної стабільності за відсутності МКС під час ендопротезування трьома видами імплантатів голівки променевої кістки. Проте жоден з них не був настільки ж ефективним у забезпеченні вальгусної стабільності, як природна голівка променевої кістки.

Залишаються спірними питання стосовно впливу різних структур на забезпечення варусної стабільності ліктьового суглоба. Спочатку вважалося, що кільцеподібна зв'язка забезпечує значне протистояння варусному навантаженню, згинаючи кут в ліктьовому суглобі в межах 40° - 60° . На сьогодні відомо, що зовнішня колатеральна зв'язка забезпечує стабілізацію кільцеподібної зв'язки і стабілізує варусні і розгинальні навантаження. Функція кільцеподібної зв'язки полягає тільки в стабілізації променеліктьового зчленування [1-5,75-81].

Розглядаючи кісткові структури, з'ясували, що вальгусна стабільність у більшості випадків забезпечується проксимальною частиною вирізки блоку ліктьової кістки, в той час як варусна стабільність – дистальною частиною цієї вирізки. Кісткова стабільність ліктьового суглоба в разі розгинання в сагітальній площині також забезпечується і вінцевим відростком [83]. Передня капсула суглоба протидіє розтягуванню і у зв'язку з таким розташуванням своїх волокон забезпечує розгинальну резистентність ліктьового суглоба. Підкреслюємо, що в сагітальній площині стабільність ліктьового суглоба багато в чому залежить від внутрішньої колатеральної зв'язки і, безумовно, доповнюється силою дії м'язів, що оточують ліктьовий суглоб. Зменшення більш ніж на 50% ліктьового відростка не порушує функції згинання-розгинання в ліктьовому суглобі, а також його стабільність за умови цілісності зовнішнього колатерального зв'язкового комплексу [84, 85].

В інших дослідженнях показано, що резекція голівки променевої кістки призводить до зменшення вальгусної стійкості ліктьового суглоба на 70% і під час виникнення вальгусного моменту найбільша напруга виникає в медіальній

колатеральній зв'язці [155,156]. У численних дослідженнях доведено, що завдяки використанню металевих ендопротезів голівки променевої кістки відновлюється вальгусна стабільність ліктьового суглоба до нормального рівня.

Таким чином, ендопротезування голівки променевої кістки у разі розриву будь-якої з колатеральних зв'язок є кращим методом для відновлення функції і стабільності ліктьового суглоба. Проте у випадку розриву медіальної колатеральної зв'язки деякі автори [121-158] рекомендують її відновити оперативним шляхом, оскільки вона є основою вальгусної стабільності ліктьового суглоба. Комбінація ушкодження голівки променевої кістки і вінцевого відростка ліктьової кістки вивчалася Schneeberger із співавторами [159]. Дослідження показало, що видалення голівки променевої кістки і ушкодження більше 30% за висотою вінцевого відростка призводить до повного вивиху. У таких випадках і моноблочні, і біполярні "плаваючі" ендопротези голівки променевої кістки дозволяють повністю відновити стабільність ліктьового суглоба, але, за даними авторів, моноблочні ендопротези в цій ситуації використовувати доцільніше.

Від дня першого ендопротезування голівки променевої кістки пройшло більше 75-и років, а пошуки ідеального ендопротеза голівки променевої кістки все ще тривають [160-163]. Незважаючи на велику кількість конструкцій і типів ендопротезів голівки променевої кістки, на сьогодні ще відсутній ендопротез голівки променевої кістки, що працював би як природна голівка променевої кістки. Сучасні ендопротези голівки променевої кістки виготовляються з різноманітних матеріалів, мають різний дизайн і модульність, попри це, всі технологічні удосконалення спрямовані на збільшення терміну функціонування ендопротеза і максимальне зниження травматизму хряща і м'яких тканин як у випадку імплантації, так і в процесі роботи [164-170].

Таким чином, залишаються актуальними і потребують подальшого наукового вивчення питання вибору типу ендопротеза голівки променевої кістки у разі пошкодження III-IV типу по Mason-Hotchkiss і розробки «ідеальної» конструкції імплантата, що має максимально повторювати

анатомічні та функційні біомеханічні особливості природної голівки променевої кістки.

ВЛАСНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Особливості клінічного обстеження хворих

Ендопротезування голівки променевої кістки розглядається як найбільш доцільний варіант хірургічного лікування багатофрагментарних переломів і перелоמו-вивихів голівки променевої кістки, що дозволяє отримати первинну стабільність ліктьового суглоба і попередити розвиток вторинних ускладнень, таких як – нестабільність ліктьового суглоба і зміщення в проксимальному напрямку променевої кістки.

Критерії включення пацієнтів до дослідження [138,142,144,150,153]:

1) пацієнти з типом III за Mason-Hotchkiss переломів голівки променевої кістки (типи 21-A2 і 21-B2 по АО/ОТА), а саме багатофрагментні, роздроблені переломи голівки і шийки променевої кістки, при яких здебільшого технічно неможливо виконати відкриту репозицію і внутрішню фіксацію;

2) пацієнти з перелоמו-вивихами голівки променевої кістки Mason-Hotchkiss III-IV типу, коли технічно неможливо виконати ORIF і в разі супутних ушкоджень кісткових або м'якотканинних структур;

3) у разі нестабільності ліктьового суглоба і/або болі в кисті після резекції голівки променевої кістки;

4) у випадку незадовільних анатомо-функціональних результатів проведення остеосинтезу голівки променевої кістки.

З метою максимально повного обстеження ліктьового суглоба особливо важливо мати глибоке розуміння анатомічних особливостей будови і зчленування кісток, що утворюють ліктьовий суглоб, місця прикріплення кільцеподібної, латеральної і медіальної колатеральних зв'язок, капсули суглоба, а також місця прикріплення сухожилів м'язів і їхні взаємозв'язки з судинами й нервами. Важливим етапом є збір анамнезу, що включає вік, професійну діяльність пацієнта, визначення домінуючої верхньої кінцівки, обставини травми, побіжну патологію. Зі скарг пацієнта важливими

діагностичними критеріями є біль і його характер, а також почуття «нестабільності». З анамнезу життя також варто приділити особливу увагу раніше перенесеним травмам ліктьового суглоба і верхній кінцівці в цілому, наявності хронічних запальних захворювань, псоріазу, гемофілії, остеоартриту. Біль в області ліктьового суглоба може бути симптомом змін у шийному відділі хребта. Підсилювальний біль в області ліктьового суглоба під час руху є певною ознакою пошкодження. Біль у ліктьовому суглобі у стані спокою, як правило, як компонент запалення внаслідок травми, захворювання або інфекції. Якщо біль в ліктьовому суглобі виникає в крайніх рухових положеннях передпліччя, то можливою причиною є імпінджмент. Гострий біль із «блоком» без видимої травми ліктьового суглоба завжди інформує про вільні тіла в суглобі або защемлення складки синовіальної оболонки.

Здебільшого пацієнти скаржаться на біль в області прикріплення латеральної і медіальної колатеральної зв'язок, в області надвиростків плечової кістки. Попри все, слід пам'ятати, що діагноз «тенісний лікоть» здебільшого ставиться після 40 років, тому в молодших пацієнтів завжди необхідно проводити диференційний діагноз із синдромом заднього міжкісткового нерва (PIN синдром) [171-172]. Біль по медіальній поверхні ліктьового суглоба здебільшого може бути пов'язаний із нейропатією ліктьового нерва, тому необхідно чітко розпитати і визначити іррадіацію болю в кисті, наявність парестезій, нерівномірної слабкості м'язів передпліччя в зоні іннервації ліктьового нерва.

Обмеження рухів є неминучим наслідком гострої травми ліктьового суглоба. Проте здебільшого не можливо перевірити обсяг рухів через виражений набряково-больовий синдром. Попри все, варто зазначити, що закладність ліктьового суглоба може бути наслідком раніше перенесеного, зростлого з неусунутих зміщенням, перелому кісток, складових ліктьового суглоба.

Наслідки травми, тривалої іммобілізації ліктьового суглоба можуть призводити до артофіброзу, рубцевому переродженню капсульно-зв'язкового

апарата. Контрактури ліктьового суглоба виникають у разі остеоартрозу, наявності вільних хондроматозних тіл, гетеротопічної осифікації, особливо у випадку наявності остеофітів у області ліктьової ямки, верхівки ліктьового і вінцевого відростків.

Оскільки ліктьовий суглоб розташований порівняно поверхнево під шкірою, то ретельне методичне дослідження дозволяє визначитись щодо причини можливого болю і обмеження рухів. Під час огляду було відзначено вимушене положення верхньої кінцівки. Як правило, пошкоджений ліктьовий суглоб підтримується протилежною рукою і притиснутий до тулуба. Зміни шкіряних покривів охоплюють: рубці від раніше зроблених оперативних втручань, контурування ліктьової бурси, ревматоїдні вузлики, псоріатичні плями.

Оцінюється вісь кінцівки в позиції максимального розгинання. Існують варіанти вальгусного відхилення передпліччя, але в середньому в жінок становить – 15°, а в чоловіків – 10° [1– 6]. Варусна деформація завжди є ознакою патології, здебільшого внаслідок перенесеного в дитинстві перелому надвиростків плеча. Перелом латерального виростка плеча може призвести до посилення вальгусу і до розвитку нейропатії ліктьового нерва (*cubitus tarda*).

Пальпацію ліктьового суглоба ми рекомендуємо починати з латеральної поверхні, рухаючись до передньої, потім до медіальної поверхні і закінчуємо пальпацію задньої поверхні.

Пальпація латеральної поверхні починається з латерального надвиростка плеча і далі в дистальному напрямку. *M. extensor carpi radialis longus et brevis*, як правило, ідентифікуються й добре пальпуються, визначається їхня щільність і хворобливість. Типова «тригерна» точка в разі латерального епікондиліту розташовується відразу дистальніше й наперед від найбільш виступаючої частини надвиростка над місцем прикріплення *m. extensor carpi radialis brevis*. Синдром заднього міжкісткового нерва повинен бути виключений методом продовження пальпації м'язів розгиначів глибше і медіальніше в напрямку шийки променевої кістки. Чутливість і напруженість у разі пальпації в області

голівочки плечової кістки може бути наслідком випоту в простір між голівочкою плеча і голівкою променевої кістки у випадку запалення або травми. Далі пальпується голівка променевої кістки в різних положеннях ротації передпліччя, визначається чутливість, крепітація з рухом. У всіх положеннях передпліччя в нормі голівка променевої кістки чітко відповідає голівочці плечової кістки.

Під час пальпації передньої поверхні ліктьового суглоба визначаються тургор і чутливість *m. brachioradialis*, сухожилля біцепса, апоневроз плечова артерія. Через пошкодження сухожилля біцепса можуть бути підшкірні крововиливи, анатомічні порушення. Якщо раніше в пацієнта були вивихи або переломи-вивихи ліктьового суглоба, то в цій області можуть бути ознаки осифікуючого міозиту. На медіальній поверхні ліктьового суглоба легко можна пальпувати дві анатомічні структури, а саме – місце прикріплення м'язів-згиначів з медіальним надвиростком і ліктьовий нерв. По задній поверхні ліктьового суглоба пальпується ліктьовий відросток і його верхівка. Нормою є: у разі згинання ліктьового суглоба під кутом 90° – верхівки латерального і медіального надвиростків, а також верхівка ліктьового відростка формують трикутник.

У нормі обсяг рухів в ліктьовому суглобі в середньому становить 140° [1]. Повне розгинання в максимальній супінації прийнято вважати як 0° , а повне згинання – як 140° . У частини пацієнтів буває гіперекстензія до 10° [1–6]. Обмеження розгинання до 10° є ранньою ознакою внутрішньосуглобових змін і не спричинює особливих незручностей, особливо літнім пацієнтам. Обмеження згинання, як правило, здебільшого змушує пацієнта звернутися до лікаря у зв'язку з труднощами виконання побутових функцій і насамперед підведення кисті до обличчя. Загальноприйнятим вважається, що 100° – це мінімальний обсяг рухів в ЛС, що дозволяє пацієнтові виконувати роботу і бути в повсякденному житті життєдіяльним та активним без особливих обмежень. Обмеження пронації або супінації може бути компенсовано рухами в плечовому суглобі. Якщо прийняти середньо фізіологічне положення за 0° , то

в більшості людей максимальна супінація становить 80-85°, пронація дещо менше – 75-80°, тобто обсяг просупінаційних рухів становить 150-160° [1-6]. Для виконання функційних обов'язків на роботі, самообслуговування половини обсягу ротаційних рухів передпліччя цілком достатньо. Проте варто зазначити, що втрата супінації традиційно вважається більш тяжким функційним обмеженням, однак, враховуючи роботу за комп'ютером, втрата пронації сьогодні більш істотно позначається на якості життя.

Вальгусна нестабільність ліктьового суглоба може бути наслідком пошкодження медіальної колатеральної зв'язки. Перевіряється, використовуючи вальгус-стрес на розігнутій в ліктьовому суглобі верхній кінцівці із зовнішньою ротацією передпліччя і в плечовому суглобі. Варусна нестабільність проявляється у випадку пошкодження латеральної колатеральної зв'язки і перевіряється на куті згинання в ліктьовому суглобі до 30° і внутрішньої ротації плеча. Проміжок між голівочкою плеча і голівкою променевої кістки завжди збільшується [1,7].

Ротаційна нестабільність проявляється в разі дефіциту латеральної ліктьової зв'язки. Варто зазначити, що вальгус-стрес здійснюється під час повної пронації передпліччя. Це дозволяє чітко відрізнити вальгусну нестабільність від задньолатеральної нестабільності. Змінюючи положення передпліччя з повної пронації в супінацію, з одночасним згинанням в ліктьовому суглобі, ймовірно визначити сублюксацію з характерним клацанням під час зміни положення передпліччя (латеральний pivot-shift тест) [173].

У хворих із пошкодженням ліктьового суглоба визначається суб'єктивна оцінка вираженості больового синдрому за візуально-аналоговою шкалою (ВАШ, Visual Analog Scale, VAS) [174]. Використовується стандартна методика: на відрізок прямої в 10 см хворий відзначає інтенсивність болю, а поділки шкали відповідають вираженості болю: 0 – немає болю, від 0 до 2 – незначний біль; від 2 до 4 – слабкий біль, від 4 до 6 помірний біль; від 6 до 8 – виражений біль; від 8 до 10 – нестерпний біль, що викликає страждання.

Критерії невключення до дослідження:

1) особи з пошкодженнями проксимального відділу передпліччя та дистального епіметафізу плечової кістки;

2) пацієнти з переломами I або II типу за класифікацією згідно з Mason в модифікації Hotchkiss [24,25].

Критерії виключення із дослідження: відмова пацієнта на будь-якому етапі продовжувати брати участь у дослідженні. Відповідно до поставленої мети та завдання клініко-рентгенологічне дослідження й функційне обстеження пацієнтів з переломами та перелоמו-вивихами голівки променевої кістки проводиться до оперативного втручання та після нього через 14 днів, 3,6 та 12 місяців.

2.2. Рентгенологічні методи дослідження ліктьового суглоба

Для діагностики пошкоджень в області Ліктьового суглоба застосовується стандартна рентгенографія в двох проекціях. Однак травматичні зміни в голівці променевої кістки не завжди виявляються в двох проекціях, що призводить до помилок в діагностиці, неправильного вибору методу лікування, а в подальшому – до порушення функції ліктьового суглоба. У таких випадках здійснюється укладання для прицільної рентгенографії голівки променевої кістки, зміщуючи промінь під кутом $45-60^\circ$ до горизонтальної площини, в середньофізіологічному положенні передпліччя і згинанні в ліктьовому суглобі 90° . Як диференційну діагностику пошкоджень в області ліктьового суглоба використовували комп'ютерну та магнітно-резонансну томографію.

Досягнутий обсяг рухів в ліктьовому суглобі оперованої верхньої кінцівки порівнюється з контрлатеральним ліктьовим суглобом. Рентгенологічне дослідження проводиться всім пацієнтам з інтервалом 3, 6 і 12 місяців після оперативного лікування прямої і бічної проекцій. За рентгенограмами вивчалися такі ознаки: 1) наявність зон розрідження (лізису) кісткової тканини; 2) ознаки остеоартрозу; 3) наявність гетеропічної осифікації; 4) невідповідності розмірів голівки ендопротеза віддаленої голівки променевої кістки ("overstuffing"). Розмір ендопротеза голівки променевої кістки оцінюється методом порівняння ширини щілини з медіального і латерального боку плечоліктьового суглоба в передньозадній проекції в порівнянні з контрлатеральним ліктьовим суглобом [175]. Якщо ширина щілини плечоліктьового суглоба більша з латерального боку в порівнянні з контрлатеральним ліктьовим суглобом або лінія щілини плечоліктьового суглоба з медіального боку не паралельна латеральній і ширша, то ендопротез голівки променевої кістки розглядається як той, що перевищує необхідний розмір. Ознаками розрідження кістки навколо ніжки ендопротеза голівки променевої кістки вважаються ділянки, якщо відстань від межі імплантата до

кісткової тканини 1 мм і більше [175]. Гетеротопічна осифікація в області ліктьового суглоба оцінюється згідно з Hastings and Graham класифікацією [176]. Ознаки дегенеративно-дистрофічних змін оцінюються згідно з системою Broberg and Morrey [27, 28].

2.3. Антропометричні методи дослідження проксимального відділу променевої кістки за допомогою магнітно-резонансної томографії

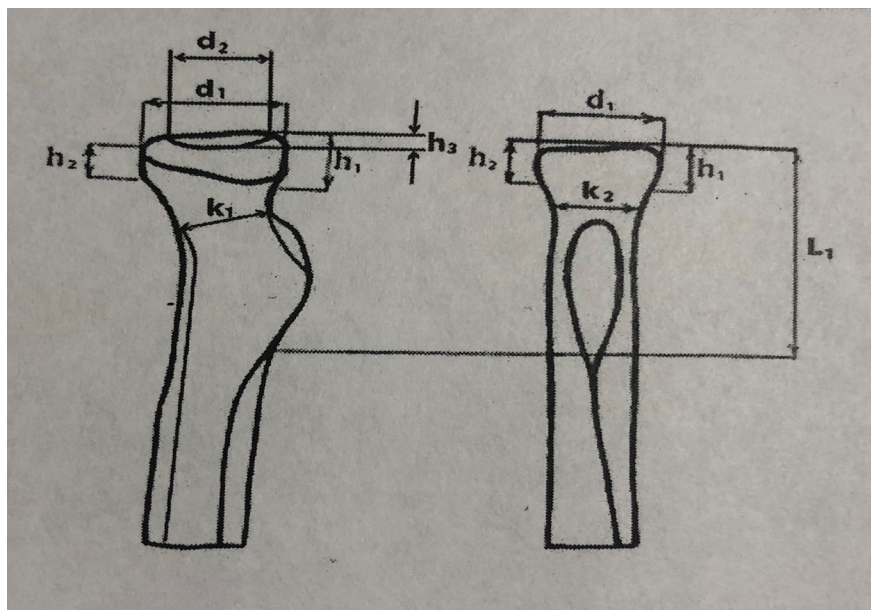
З метою обґрунтування дизайну і типорозмірів розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки нами виконані антропометричні вимірювання різних параметрів проксимального відділу променевої кістки за допомогою МРТ. Тридцять одному пацієнтові в положенні на спині, в середньофізіологічному положенні між пронацією і супінацією з кроком 0,1 мм, на магнітно-резонансному томографі Toshiba Vantage (1,5 Тесла) були виконані зрізи у фронтальній і сагітальній площинах. Всі пацієнти добровільно погодилися на дослідження здорового ліктьового суглоба. Середній вік пацієнтів склав 55 років (29-82 років). Результати статистично оброблялися в програмі Excel 2010 Microsoft Corp, Redmond, Washington).

Параметри проксимального відділу променевої кістки, вибрані для вимірювання за МРТ, наведені в табл. 2.1. Виконані вимірювання параметрів дозволили отримати необхідні дані для розробки нової конструкції ендопротеза голівки променевої кістки (рис.2.1-2.4). Похибка вимірювання склала 0,1.

Таблиця 2.1.

Параметр	Назва параметра
h_1	Висота голівки з медіальної боку
h_2	Висота голівки з латеральної боку
d_1	Максимальний діаметр голівки
d_2	Діаметр суглобової поверхні голівки
h_3	Глибина суглобової ямки
L_1	Довжина від голівки до дистальної частини горбистості променевої кістки
k_1	Ширина кістково-мозкового каналу на рівні вузької частини шийки променевої кістки у фронтальній площині
k_2	Ширина кістково-мозкового каналу на рівні вузької частини шийки променевої кістки в сагітальній площині

Параметри проксимального відділу променевої кістки, вибрані для вимірювання за МРТ



1

2

рис.2.1. Схема вимірювань антропометричних параметрів проксимального відділу променевої кістки згідно з табл.2.1. в двох проекціях: 1 - сагітальна проекція; 2 - фронтальна проекція.

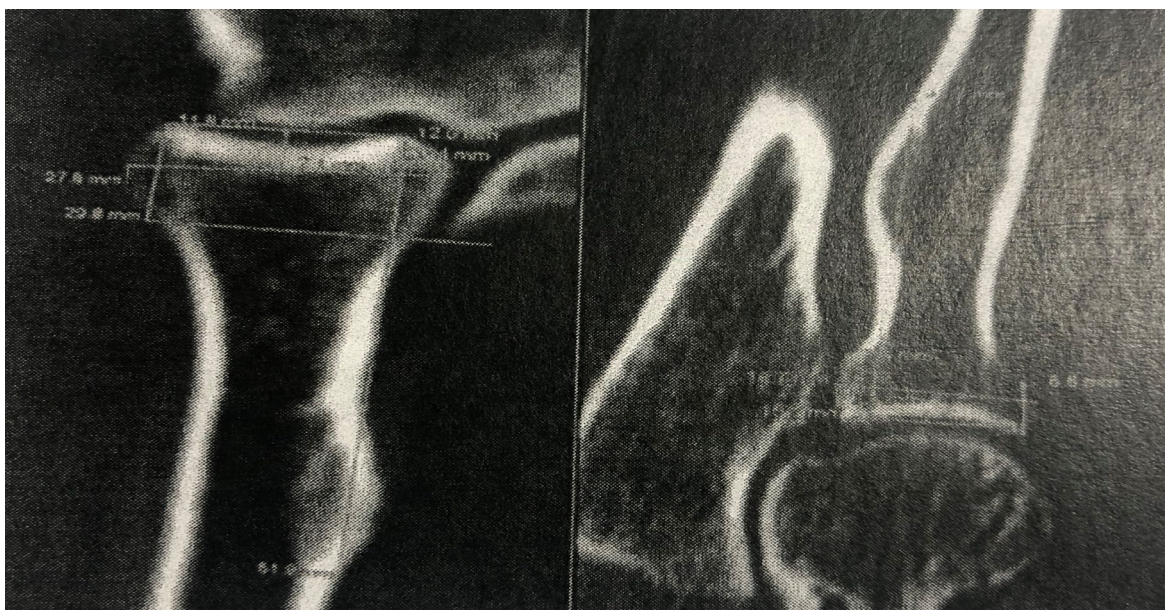


рис.2.2. Приклад вимірювання параметрів за МРТ ліктьового суглоба: 1 - у фронтальній площині; 2 - в сагітальній площині.

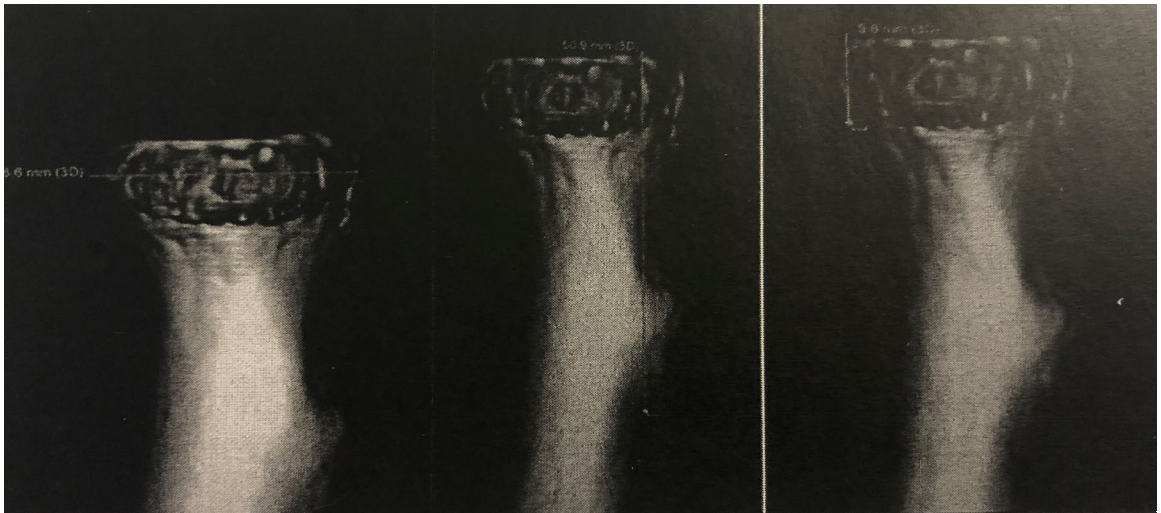


рис.2.3. Приклад вимірювання параметрів за 3D моделями МРТ ліктьового суглоба.

Отримані дані піддавалися статистичній обробці як в цілому, так і за групами: права і ліва кінцівки. При цьому обчислювалися середні значення величин (\bar{X}), середньоквадратичні відхилення (σ), довірчі інтервали середніх значень з довірчою ймовірністю 0,95 ($\square\square\bar{X}$), а також коефіцієнти варіації (V). З метою виявлення можливої кореляції між максимальним діаметром голівки $d1$ і діаметром суглобової поверхні $d2$ з шириною кістково-мозкового каналу $k1$ і $k2$, а також висотою голівки $h1$ і $h2$ вивчалось співвідношення цих параметрів.

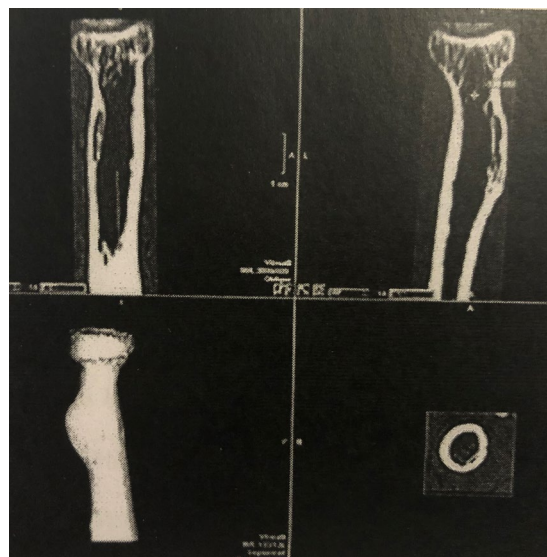


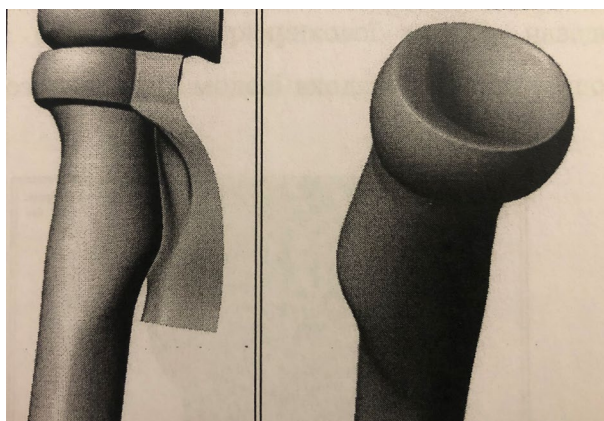
рис.2.4. Приклад вимірювання ширини кістково-мозкового каналу шийки променевої кістки в найвужчому місці ($k1$, $k2$) в двох площинах (фронтальній і сагітальній).

2.4. Біомеханічне тривимірне моделювання і вивчення напружено-деформованого стану різних систем «кістка-імплантат» в області ліктьового суглоба

На першому етапі дослідження для побудови тривимірної моделі ліктьового суглоба, а також систем "кістка-імплантат" було здійснено тривимірне комп'ютерне моделювання ліктьового суглоба в програмному комплексі FEMAP і Rhino3d © (на основі Spline-поверхонь), за даними макрофотографій поперечних розпилів (з кроком 1 мм) замороженого тіла здорового чоловіка, наданих компанією Visible Human, USA (рис.2.5).



рис.2.5. Приклад зрізу Frozen Man компанії Visible Human, USA.



1

2

рис. 2.6. Геометрична модель ліктьового суглоба побудована на першому етапі дослідження в програмному комплексі FEMAP: 1 – геометрична модель променеліктьового та променеплечового суглоба; 2 – геометрична модель голівки і шийки променевої кістки.

Побудова геометричної моделі обов'язково передбачала повну відповідність з анатомічними особливостями ліктьового суглобу. Далі, геометрична модель (рис. 2.6), що відповідає необхідним умовам для проведення роботи, була переведена в кінцево-елементну модель, за допомогою якої проводилися чисельні розрахунки з метою вивчення напружень у різних положеннях згинання та розгинання в ліктьовому суглобу в програмному середовищі ANSYS 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA). Використовуючи тривимірну модель ліктьового суглоба, створили різні кінцево-елементні тривимірні моделі «кістка-імплантат» для проведення розрахунків напружено-деформованого стану, результати яких докладно відображені в розділі 3.

Для виконання порівняльного аналізу напружено-деформованого стану під дією осьового навантаження на променеву кістку для пронації-супінації була обрана така стратегія: виконати серію розрахунків напружено-деформованого стану ліктьового суглоба, а саме: нормальної голівки променевої кістки, з різними типами ендопротезів голівки променевої кістки, після чого провести порівняльну характеристику отриманих результатів. Порівняльний аналіз дозволив визначити тенденції зміни рівня напруги і переміщень у залежності від типу ендопротеза голівки променевої кістки.

З метою здійснення зіставлення результатів для всіх серій розрахунків були прийняті як постійні елементи розрахункової моделі, наведені на малюнку (рис.2.7.). До складу розрахункової моделі входять три кістки, що зчленовуються в ліктьовий суглоб.



рис.2.7. Приклад розрахункової моделі.

Розрахункова частина променевої кістки охоплює голівку, шийку і незначну відстань трубчастій частині кістки (рис.2.7). Частини плечової і ліктьової кісток охоплюють ділянки з контактними поверхнями, що входять у взаємодію з променевою кісткою. Таким чином, розрахункова модель містить необхідні геометричні частини, що дозволяє досить достовірно проаналізувати напружено-деформований стан голівки променевої кістки або ендопротеза голівки променевої кістки у разі зміни кута її ротації під час пронації-супінації, а також згинання для другого етапу дослідження (див. розділ 3). Властивості матеріалів, а також характер навантаження моделі для всіх серій розрахунків прийняті постійними і однаковими.

Кожна серія розрахунків на першому етапі охоплювала три розрахунки променевої кістки в 3-х різних кутах повороту у разі пронації-супінації – 0° , 75° і 150° відповідно. Результати цих розрахунків надали якісне і кількісне уявлення про поведінку і навантаження голівки і шийки променевої кістки під час пронації-супінації з фіксованим кутом згинання 90° в ЛС. Після отримання відповідних результатів всіх серій розрахунків стало можливим проаналізувати характер навантаження зазначених ділянок при ендопротезуванні голівки променевої кістки різними імплантатами, розширюючи спектр результатів для більш глибоко аналізу.

У зв'язку з тим, що на першому етапі дослідження технічні можливості

програмного забезпечення не сприяли проведенню спільного розрахунку контакту між Solid-тілами і Shell-оболонками, то моделювання м'яких тканин і оцінка їхнього впливу на загальну картину напружено-деформованого стану ліктьового суглоба не проводилася. З іншого боку, за наявності результатів деформованого стану, а також володіючи інформацією про розташування м'яких тканин, ми зможемо оцінити загальний стан аналітично. Щоб наблизити фізичні характеристики розрахункової моделі до реальних, ми спробували врахувати вплив хрящів, розташованих на поверхнях контакту в ліктьовому суглобі, задавши для них власне (відносно низьке) значення модуля пружності. Як і слід було очікувати, велика податливість поверхневого пласту на дотичних ділянках розрахункової моделі знизила ефект стрибкоподібного підвищення напруги в місцях контакту, завдяки його перерозподілу в «м'яких» хрящових шарах. Ця особливість дозволила додатково підвищити достовірність результатів розрахунків.

На другому етапі дослідження, використовуючи результати, побудована необхідна геометрична модель (рис.2,8), що відповідає достатнім вимогам для проведення математичного моделювання, іншими словами, обчислювального експерименту. Використання сучасного програмного комплексу SolidWorks 2015 дозволило побудувати геометричну модель ліктьового суглоба вже з хрящовими поверхнями і зв'язками. Також збільшилася кількість розрахункових схем. Ліктьовий суглоб розглядався в трьох положеннях: максимальній супінації, нейтральній і максимальній пронації. На відміну від першого етапу дослідження, цим трьом просупінаційним положенням передпліччя відповідали різні кути згинання в ліктьовому суглобі, а саме: 0° , 30° , 60° , 90° і 120° .

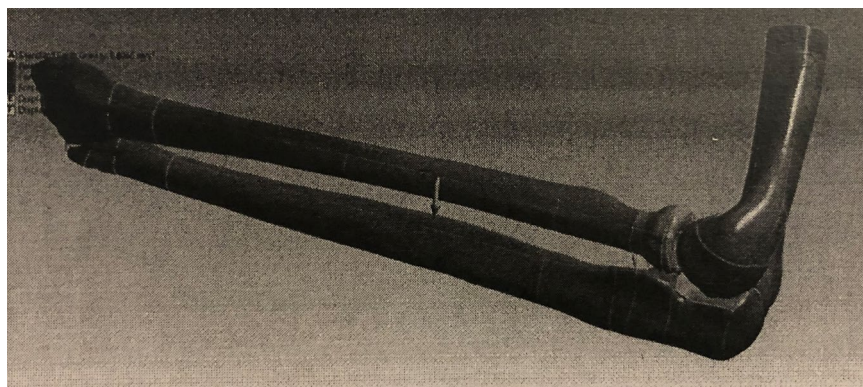


рис.2.8. Геометрична модель нормального ліктьового суглоба, побудована на другому етапі дослідження в програмному комплексі SolidWorks 2015.

Проведення порівняльного аналізу напружено-деформованого стану ліктьового суглоба, площі контакту та контактних напружень на головочці плечової кістки та голівки променевої кістки, а також напружено-деформованого стану різних систем «кістка-імплантат» дозволить визначити напруження на всі складові суглоба та обґрунтувати удосконалення конструкції ендопротеза.

2.5. Загальна характеристика клінічних спостережень

До клінічного дослідження запрошено 14 пацієнтів, середній вік яких складав 56 років (від 43 до 72 років), чоловіків було 6, жінок – 8, яким у зв'язку з переломом голівки променевої кістки було проведено ендопротезування голівки променевої кістки розробленим модульним біполярним ендопротезом голівки променевої кістки (Патент України №83334) [177]. У всіх пацієнтів були багатофрагментні переломи і перелоמו-вивихи типу Ш-IV за Mason-Hotchkiss. У 10 хворих пошкоджена домінантна верхня кінцівка. Усім пацієнтам надавалася в травмпункті первинна медична допомога, де виконувалася діагностика і гіпсова іммобілізація. Всі пацієнти звернулися для подальшого оперативного лікування в стаціонарні травматологічні відділення терміном від 1 доби до 3-х діб з моменту травми. Оперативне втручання всім пацієнтам здійснювалося під провідниковою анестезією з використанням або класичного доступу Кохера, або заднього доступу по Morrey і O'Driscoll.

2.6. Класифікаційна система оцінки функційних порушень внаслідок травм ліктьового суглоба

Для оцінювання результатів лікування пацієнтів з травмами в області ліктьового суглоба існує кілька бальних систем. У більшості наукових розвідок, присвячених проблемі пошкодження голівки променевої кістки, застосовується система оцінки Mayo Elbow Performance Score (MEPS) [178,179], якою ми також послуговуємося у своєму дослідженні (табл. 2.2).

Таблиця 2.2.

Шкала оцінки функції ліктьового суглоба Mayo Elbow Performance Score (MEPS)

Параметр	Визначення	Бали
Біль	Ні	45
	Помірні	30
	Середній	15
	Тяжкий	0
Обсяг рухів	Амплітуда $\geq 100^{\circ}$	20
	Амплітуда $50-99^{\circ}$	15
	Амплітуда $< 50^{\circ}$	5
Стабільність	Стабільний (клінічно немає видимої деформації або не визначається)	10
	Помірна нестабільність ($< 10^{\circ}$ варус або вальгус)	5
	Виражена нестабільність	0
Самообслуговування	Визначення	Бали
Причісування волосся	Можливо	5
Харчування	Можливо	0
	Не можливо	5
Самостійне	Можливе	5

харчування		
	Неможливо	0
Особиста гігієна	Можлива	5
	Неможливо	0
Одягання сорочки	Можлива	5
	Неможливо	0
Взування	Можливо	5
	Неможливо	0

Показник**Оцінка** ≥ 90

Відмінно

75-89

Добре

60-74

Задовільно

< 60

Незадовільно

2.7.Методи статичної обробки

Статистичний непараметричний аналіз отриманих даних виконувався з використанням пакета Excel 2010 для малих вибірок: описова статистика, коефіцієнт кореляції Пірсона, критерій Стьюдента. Біомеханічні та клінічні дані, отримані в ході дослідження, опрацьовані методами варіаційної статистики з розрахунком статистичної значимості (достовірності). Довірчий інтервал нами прийнятий за 95% (розрахований за відкоректованим методом Вальда), граничний ризик похибки – менший, ніж 5% ($p < 0,05$).

Таким чином вищевикладені матеріали і методи дозволяють у повному обсязі виконати поставлені нами завдання дослідження.

РОЗДІЛ 3 БІОМЕХАНІЧНЕ ТРИВИМІРНЕ МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЛІКТЬОВОГО СУГЛОБА В НОРМІ І ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ

3.1. Біомеханічне вивчення особливостей розподілу напружень у голівці й шийці променевої кістки

Метою цього етапу роботи є визначення особливостей розподілу напружень у голівці і шийці променевої кістки в нормі, а також характер її контакту з голівочкою плечової кістки і суглобовою вирізкою ліктьової кістки. На основі результатів, наданих компанією Visual Human (U.S.), за допомогою програмного комплексу FEMAP побудована необхідна, максимально точна геометрична модель правого ліктьового суглобу (на основі Spline-поверхонь), що відповідає достатнім вимогам для проведення аналізу. До складу моделі входять три кістки, що зчленовуються в ліктьовий суглоб.

Для визначення положення променевої кістки в трьох розрахункових позиціях були взяті геометричні параметри променевої та ліктьової кістки, надані компанією Visual Human (U.S.). Радіус конуса обертання 12 мм, твірна конуса обертання 200 мм (рис.3.1.).



рис. 3.1. Схема осей і радіусів предпліччя.

Під час побудови геометричної моделі особлива увага приділялася максимальній відповідності з реальною геометрією контактних поверхонь променеплечого та променеліктового суглобів. Для визначення положень променевої кістки в трьох розрахункових позиціях були взяті геометричні параметри променевої та ліктьової кісток (табл.3.1).

Таблиця 3.1.

Геометричні параметри променевої та ліктьової кістки

<i>Геометрична характеристика</i>	<i>Величина (мм)</i>
Радіус конуса обертання	12
Твірна конуса обертання	200

Варто зазначити, що положення голівки променевої кістки на суглобній поверхні плечової кістки є невідомим і з'ясовується в результаті стабілізації в кожному з розрахунків під дією заданих навантажень і в залежності від кута повороту променевої кістки навколо осі обертання під час пронації-супінації. Після створення необхідної геометричної моделі для проведення математичного моделювання на її основі створена розрахункова модель в програмному комплексі ANSYS 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA), вона складається з кінцево-елементної сітки, яка відображає геометрію і фізичні властивості тіл; контактні елементи дозволяють засобами нелінійного розрахунку відобразити динамічну взаємодію різних тіл між собою; навантаження і закріплення уточнюють фізичну картину роботи розрахункової моделі (рис.3.2.).



рис. 3.2. Кінцево - елементна сітка досліджуваної моделі променеліктового й променеплечого суглобів.

Параметри моделі: кінцево-елементна сітка складається з 32860 елементів. Тип елементів: лінійний тетраедр (SOLID45), контактні лінійні елементи (CONTA173 / TARGE170). Оскільки аналіз цього завдання припускає розрахунок моделі з різними кутами повороту променевої кістки в ліктьовому суглобі під час пронації-супінації, то з метою врахування взаємного впливу різних непеєднаних тіл, що входять до моделі, кожна розрахункова задача ставилася як контактна, з урахуванням можливості виникнення контакту між окремими ділянками контактних тіл (рис.3.3., 3.4.).

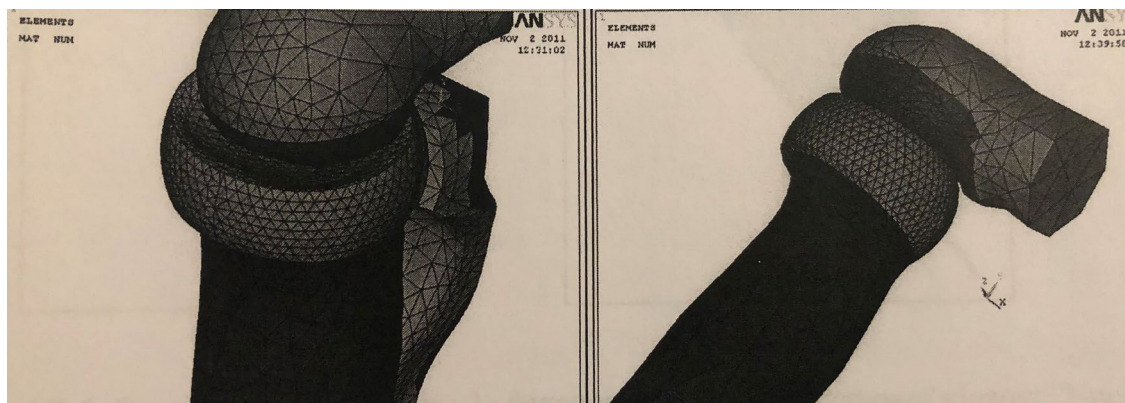


рис.3.3. Розрахункова модель: контакт між променевою та плечовою кістками.



рис.3.4. Розрахункова модель: контакт між променевою та ліктьовою кістками.

Відомо, що кожен розрахунок допускає наявність врівноважуючих системи сил, що діють на модель. Оскільки предметом аналізу є тільки

променева кістка, то ми вправі припустити, що положення ліктьової і плечової кісток під час пронації-супінації залишається незмінним.

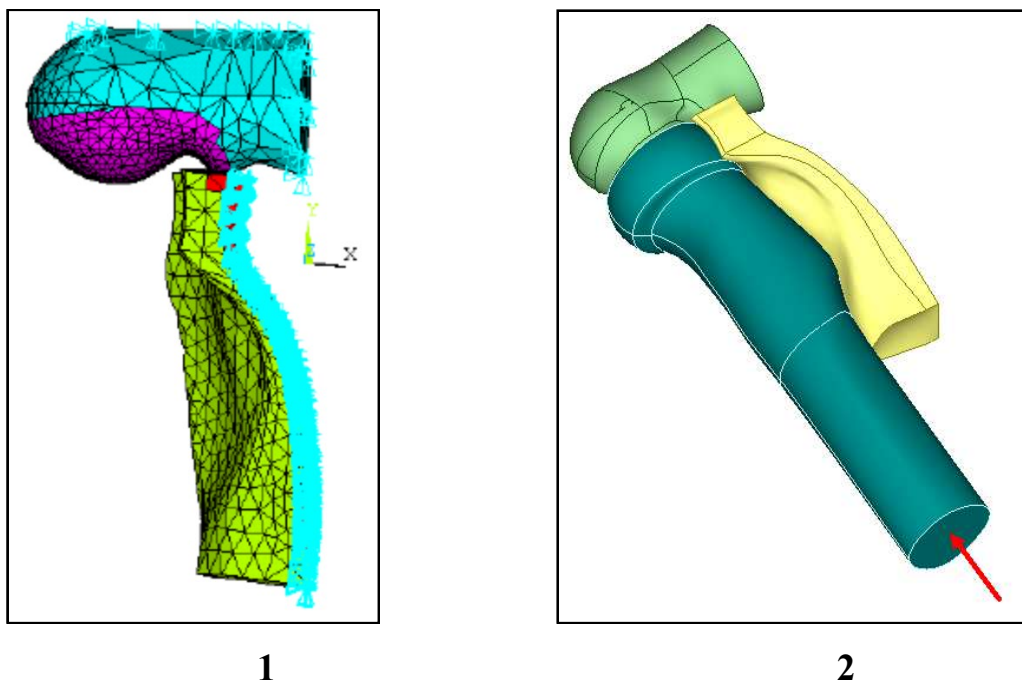


рис.3.5. Розрахункова модель: 1- фіксація плечової і ліктьової кісток; 2- осьове навантаження на променеву кістку.

За такої умови ми можемо зафіксувати положення модельованих ділянок ліктьової та плечової кісток (рис.3.5.). З метою збереження зворотного впливу на променеву кістку з боку контактних ділянок плечової і ліктьової кісток їх фіксація була підготовлена у вузлах кінцево-елементної сітки, найбільш віддалених від місць контакту з променевою кісткою. Навантаження променевої кістки прогнозує врівноважений стан як наслідок осьового тиску на трубчасту частину з одного боку, і реакції опори з боку голівки плечової кістки. Зважаючи на складні геометричні особливості суглобових поверхонь променевої і плечової кісток і відносно більший радіус голівки променевої кістки, можна вважати, що до певного рівня навантаження результуюча сил реакції опори в посадкових поверхнях не дозволить голівці променевої кістки вийти із зачеплення з плечовою кісткою. Таким чином, задаючи осьове навантаження на променеву кістку в напрямку ліктьового суглоба, зафіксувавши при цьому положення плечової та ліктьової кісток, ми отримаємо усталене статичне положення системи (рис.3.7). Для оцінки осьового навантаження на променеву

кістку визнаємо, що це навантаження з'являється внаслідок віджимання на руках. Припустимо, що вага людини, променевою кістку якої передбачається проаналізувати, становить 70 кг, тобто $G = 70$ кг і сила тяжіння становитиме:

$$F_{\text{веса}} = G * 9.81 = 70 * 9.81 = 686 \text{ Н} \quad (3.1)$$

Враховуючи, що при віджиманні людина перерозподіляє навантаження від сили тяжіння на 4 кінцівки, то сила реакції опори на одну руку становитиме:

$$R = 686 / 4 = 172 \text{ Н} \quad (3.2)$$

Також, якщо врахувати, що передпліччя складається з 2-х кісток, то сила, що діє уздовж однієї кістки, становитиме:

$$R_{\text{променевої}} = 172/2 = 86 \text{ Н} \quad (3.3)$$

Оскільки зручнішим способом подання цього навантаження в розрахунковій моделі є не сила, а тиск, то скориставшись співвідношенням:

$$P = R / S \quad (3.4)$$

де S - площа поверхні, на яку прикладається тиск, визначимо необхідний тиск, який варто задати на торцевій поверхні променевої кістки, щоб отримати силу 86 Н. З кінцево-елементної моделі визначимо $S = 6 * 10^{-5} \text{ м}^2$

$$P = 86 / (6 * 10^{-5}) = 1,43 \text{ МПа} \quad (3.5)$$

Варто зауважити, якщо величина осьового навантаження на променевою кістку призведе до значно великого напруженням в голівці або шийці променевої кістки, то в реальності це викличе її руйнування. Результати розрахунку не зможуть показати руйнування як таке. Але причини, що призводять до подальшого руйнування, можуть бути виявлені. Тому після отримання результатів розрахунків і до початку аналізу даних треба оцінити рівень напружень стосовно максимально допустимих значень. Властивості матеріалів за даними [180-186] надані в таблицях 3.2 і 3.3.

Таблиця 3.2.

Міцнісні властивості кісток

<i>Тканина</i>	<i>Модуль Юнга (ГПа)</i>	<i>Міцність на розтяг (МПа)</i>	<i>Міцність на стискування (МПа)</i>
Плечова кістка	17,2	130	132
Променева кістка	18,6	149	114
Ліктьова кістка	18	148	117

Таблиця 3.3.

Модуль Юнга хрящів суглобових поверхонь

<i>Тканина</i>	<i>Модуль Юнга (ГПа)</i>
Хрящ на голівці плечової кістки	9,6
Хрящ на голівці променевої кістки	9,3
Хрящ з боку ліктьової кістки	9

Якщо до настання критичних напружень у голівці або шийці променевої кістки в контактних поверхнях відбудуться досить великі переміщення, то це автоматично призведе до неврівноваженості системи сил і реакцій опори, і, як наслідок, – до виходу голівки променевої кістки зі стабільного з'єднання з плечовою кісткою. У цій ситуації розрахункова модель не зможе бути стабілізована в процесі нелінійного розрахунку. Величина коефіцієнта Пуассона для всіх матеріалів була прийнята рівною – 0.3. Для максимального наближення фізичних характеристик розрахункової моделі до реальних ми спробували врахувати вплив хрящів, розташованих на поверхнях контакту в ліктьовому суглобі, задавши для них власне (відносно низьке) значення модуля пружності. Треба згадати, що велика податливість поверхневого пласту на дотичних ділянках розрахункової моделі *знижить* ефект стрибкоподібного підвищення напруги в місцях контакту, в наслідок його перерозподілу в "м'яких" хрящових пластах. Ця особливість дозволила додатково підвищити достовірність отриманих результатів розрахунків. Згідно з описаними вище

умовами виконаний розрахунок напружено-деформованого стану моделі ЛС в нормі, в наслідок чого згинання в ліктьовому суглобі було постійним і становило 90° і змінювалося тільки положення пронації-супінації - 0° (повна супінація), 75° і 150° . Результати розрахунків показали, що максимальної супінації передпліччя (кут повороту голівки променевої кістки 0°) величина максимальних напружень становить $5,56 \text{ МПа}$, котрі локалізовані в голівці променевої кістки на точці дотику з блоком плечової кістки, а також в тілі голівки променевої кістки і голівочці плечової кістки. Напруги в контактній області суглобової поверхні голівки променевої кістки складають $5,56 \text{ МПа}$. Напруження в шийці променевої кістки не перевищують 2 МПа (рис.3.7). З огляду на те, що максимально-допустимий рівень напруги в кістках передпліччя становить $117 \dots 132 \text{ МПа}$, що значно вищий від отриманого максимуму напруги, то можна сказати, що при такому навантаженні ми отримали дійсну картину напружено-деформованого стану.

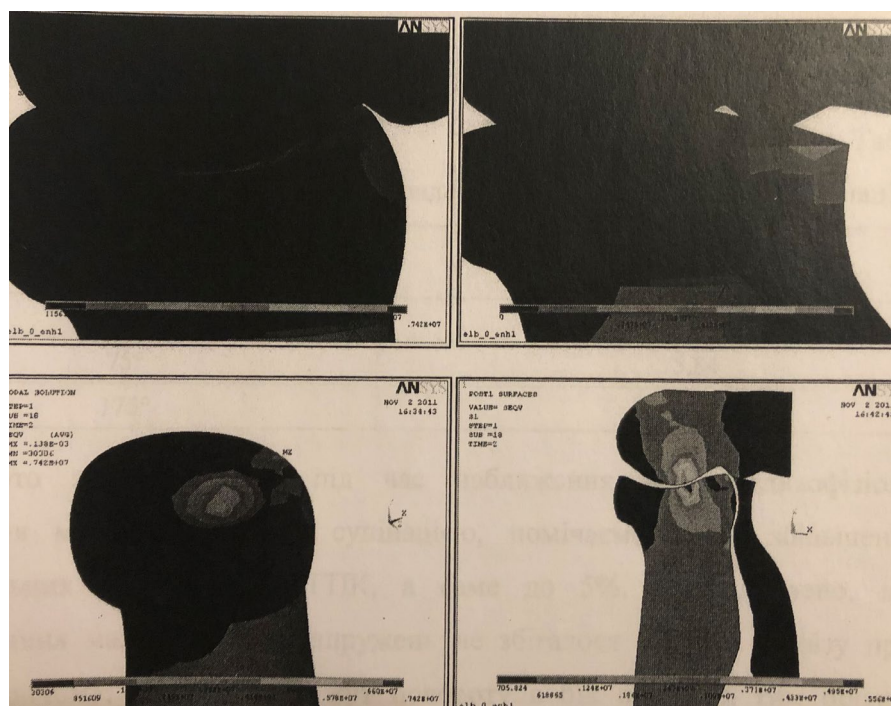


рис. 3.6. Области напруг розрахункової моделі під час максимальної супінації 0° .

У разі кута повороту передпліччя із положення максимальної супінації до кута 75° величина максимальних напружень становить $5,84 \text{ МПа}$ з локалізацією в тілі ГПК. Напруження в шийці променевої кістки не перевищують 4 МПа . З кутом повороту передпліччя до кута 150° – величина максимальних напружень становить $5,67 \text{ МПа}$ з локалізацією в тілі голівки променевої кістки. Напруження в шийці променевої кістки не перевищують $3,78 \text{ МПа}$. Характер переміщення голівки променевої кістки в стійке положення для всіх розрахункових значень кута повороту пронації-супінації демонструє тенденції скорочення відстані між контактними поверхнями променевої кістки як щодо плечової, так і ліктьової кісток. Виходячи з цього, можна припустити, що з таким навантаженням колатеральні зв'язки ліктьового суглоба не будуть відчувати будь-яких додаткових навантажень. У всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки під час пронації-супінації максимальні значення напруг були локалізовані на поверхні контакту голівки променевої кістки з плечовою кісткою і не перевищували значення $5,84 \text{ МПа}$, що є значно меншим від гранично допустимого значення міцнісної характеристики для кісткових тканин (табл. 3.4).

Таблиця 3.4.

Максимальні напруги в залежності від кута пронації-супінації

Кут ротації предпліччя	Максимальні напруги, МПа
0°	5,56
75°	5,84
175°	5,67

Варто зазначити, що під час наближення до середньофізіологічного положення між пронацією і супінацією, помічаємо деяке збільшення рівня максимальних напружень в голівці променевої кістки, а саме до 5%. Встановлено, що місце розташування максимальних напружень не збігалось з

віссю діяфізу променевої кістки, причому, чим більший кут повороту в бік пронації, тим більшим було видалення «плями» контакту від осі діяфізу променевої кістки. Дотримуючись законів теоретичної механіки, це повинно було викликати обертальний момент, що міг би вивести голівку променевої кістки зі стабільності і з контакту з плечовою кісткою. Проте, за результатами переміщень, значення яких не перевищували 1 мм, цього не сталося. Такий факт можна пояснити складністю геометрії поверхні контакту між голівкою променевої кістки і голівочкою плечової кістки, що дозволяє голівці променевої кістки «плавати» на голівочці плечової кістки, переходячи з одного радіуса на інший. Якби поверхня контакту була строго сферичною (тобто одного радіуса), то спостерігалися б або значні сплески локальних напружень в голівці променевої кістки, або значні переміщення голівки променевої кістки, що можуть зменшити відстань між областю контакту і віссю обертання променевої кістки під час пронації-супінації. Отже, можна зробити такі висновки:

1. У всіх розрахункових випадках із різними кутами супінації-пронації максимальні значення напружень на поверхнях контакту голівки променевої кістки значно менші від межі допустимого значення міцнісної характеристики; локалізація напружень на суглобовій поверхні голівки променевої кістки не співпадає з віссю діяфізу променевої кістки, причому, чим більший кут повороту в бік пронації, тим більшим є видалення «плями» контакту від осі діяфізу променевої кістки.

2. Голівка променевої кістки не має строго фіксованого радіуса переміщення щодо голівочки плечової кістки з різними кутами пронації-супінації.

3. Зазначені особливості контакту голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки дають право припустити, що застосування модульних ендопротезів голівки променевої кістки із "плаваючою голівкою" дозволить максимально центрувати голівку променевої кістки стосовно голівочки плечової кістки з різними кутами згинання-розгинання і пронації-супінації.

3.2. Біомеханічне вивчення напруг у системі «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки моноблочним імплантатом

Метою цього етапу роботи є визначення особливостей розподілу напружень у системі «кістка-імплантат» при ендопротезуванні голівки променевої кістки моноблочним ендопротезом голівки променевої кістки, а також особливості контактних напружень голівки імплантата в плечопроменовому і променеліктьовому суглобах.

Використання геометричної моделі (рис.3.7.), дозволяє зберегти вихідні геометричні характеристики, щоб в подальшому мати можливість проводити якісний достовірний порівняльний аналіз результатів. Відмінною особливістю геометричної моделі для названої серії розрахунків є видалення частини променевої кістки з голівкою і заміною її на імплантат, статично зафіксований у залишках променевої кістки (рис.3.7.). З метою побудови геометричної моделі моноблочного імплантата голівки променевої кістки обраний ендопротез Acumed Anatomic Radial Head System [187].

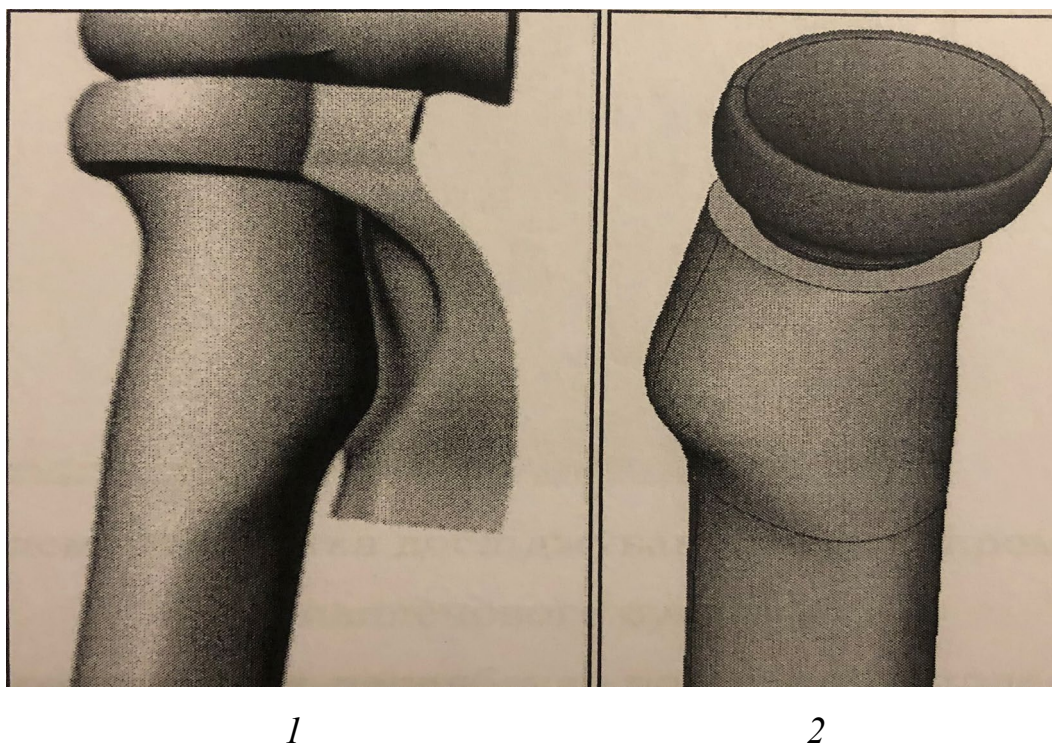


рис 3.7. Модель ліктьового суглоба: 1 – геометрична модель променеліктьового й променеплевого суглоба; 2 – система «кістка-

імплантат»): тривимірна геометрична модель з моноблочним ендопротезом ГПК.

Щоб спростити завдання, фіксацію імплантата голівки променевої кістки в шийці променевої кістки вважатимемо неможливою для умовного зміщення або повороту стосовно один іншого, тобто поверхні контакту ніжки металевого імплантата голівки променевої кістки і охоплюваного його тіла променевої кістки жорстко зафіксовані один щодо іншого. Для визначення положення променевої кістки в трьох розрахункових позиціях були взяті геометричні параметри променевої та ліктьової кістки препарату Visual Human (див.рис. 3.1.).

Після створення необхідної геометричної моделі, для проведення чисельного аналізу, на її основі розроблена розрахункова модель з кінцево-елементною сіткою, що відображає геометрію і фізичні характеристики тіл. Потім модель була передана до комплексу ANSYS 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) для уточнення параметрів кінцево-елементної моделі, розрахунку і візуалізації результатів. Кількість елементів: 35712. Тип елементів: лінійний тетраедр (SOLID45). Контактні лінійні елементи (CONTA173/TARGE170).

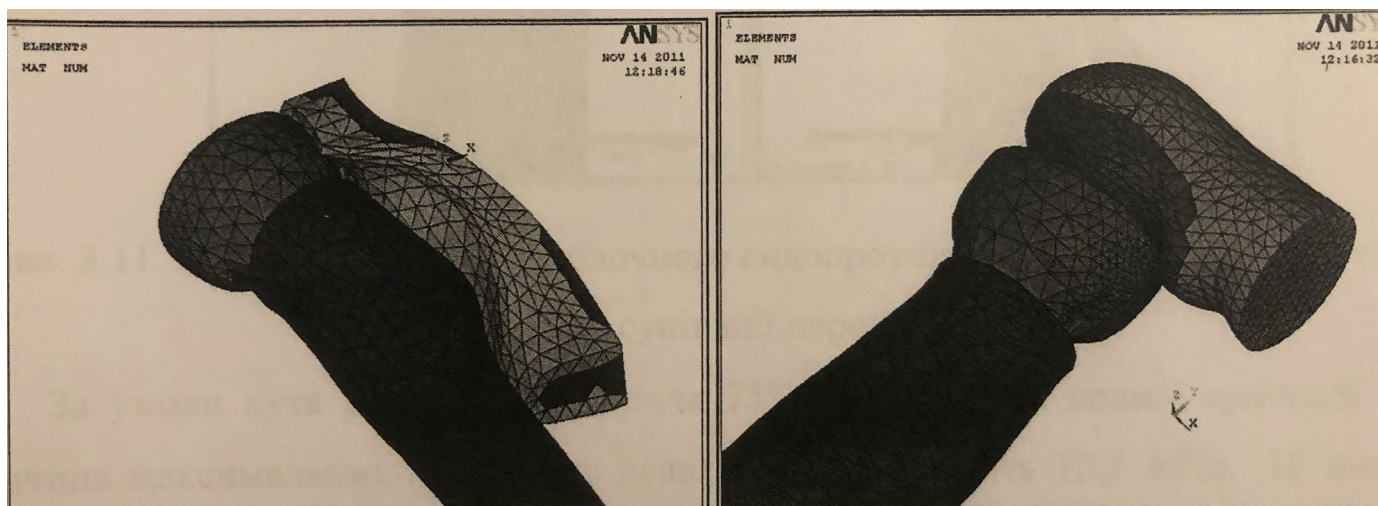
Оскільки аналіз цього завдання передбачає розрахунок моделі з різними кутами повороту променевої кістки в ліктьовому суглобі під час пронації-супінації, то з метою огляду взаємного впливу різних тіл, що входять до моделі, кожне завдання ставиться як контактне з урахуванням можливості виникнення контакту між окремими ділянками контактактних тіл (рис.3.10.). Властивості матеріалів, а також характер навантаження моделі для всіх розрахунків були прийняті постійними і однаковими (див. табл. 3.3, 3.5).

Таблиця 3.5.

Міцнісні властивості

<i>Матеріал</i>	<i>Модуль Юнга (ГПа)</i>	<i>Міцність на розтяг (МПа)</i>	<i>Міцність на стискання (МПа)</i>
Плечова кістка	17.2	130	132
Променева кістка	18.6	149	114
Ліктьова кістка	18	148	117
Титановий сплав BT6	106	1050	1050

Навантаження і закріплення моделі подібне до першої серії розрахунків (див.рис. 3.5.). Розрахунок охоплює аналіз напружено-деформованого стану системи в 3-х різних кутах супінації і пронації в ліктьовому суглобі – 0° (повна супінація), 75° і 150° (пронація), при фіксованому положенні згинанні в ліктьовому суглобі - 90°.



1

2

рис. 3.8. Кінцево-елементна сітка моделі ліктьового суглоба: 1 - контакт між голівкою ендопротеза і плечовою кісткою; 2 - контакт між голівкою ендопротеза і ліктьовою кісткою.

Результати розрахунків. У положенні повної супінації передпліччя (в нашому випадку 0°) величина максимальних напружень становить $11,9 \text{ МПа}$, локалізованих на голівочці плечової кістки в точці контакту з голівкою ендопротеза. Напруги в контактній області голівки ендопротеза складають $11,0 \text{ МПа}$. Напруження в шийці променевої кістки складають $5,25 \text{ МПа}$ і локалізовані в місці резекції променевої кістки. З огляду на те, що максимально-допустимий рівень напруги в кістках передпліччя становить $117 \dots 132 \text{ МПа}$, що є значно вищим від отриманого максимуму напруги, то можна стверджувати, що при такому навантаженні ми отримали дійсну картину напружено-деформованого стану. Місце контакту ендопротеза голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки, де розташовані максимальні напруги, збігається по осі з віссю шийки променевої кістки. Таким способом у системі відсутні моменти, що виведуть променеву кістку з положення рівноваги (рис.3.9.).

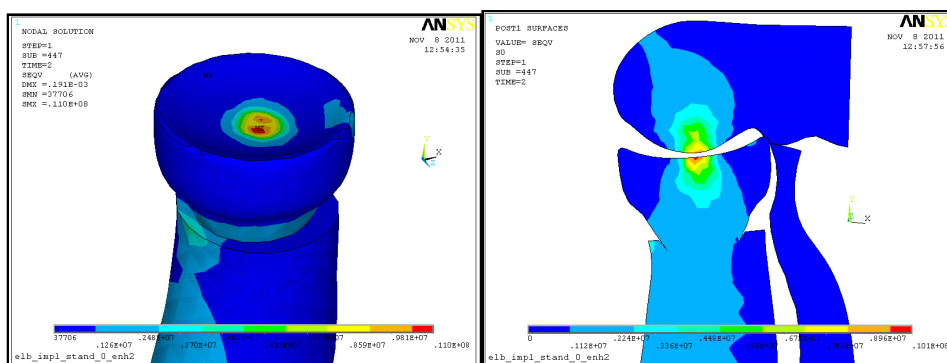


рис. 3.9. Аспекти напруг моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки при повній супінації передпліччя.

За умови кута ротації передпліччя 75° (з положення повної супінації в 0°) величина максимальних напружень дещо вища і становить $12,3 \text{ МПа}$. Ці напруги локалізовані на рівні резекції шийки променевої кістки (рис.3.12). Напруги в контактній області западини голівки ендопротеза зменшилися і становлять $8,6 \text{ МПа}$. Місце контакту голівки ендопротеза з голівочкою плечової кістки не співпадають по осі з хордою шийки променевої кістки.

Таким чином, можна зробити висновок: у системі тіл присутні моменти, що виведуть променеву кістку з положення рівноваги. Це підтверджує факт

зміщення зони контакту голівочки плечової кістки і голівки ендопротеза щодо центра обертання, що чітко візуалізується на рис. 3.10.

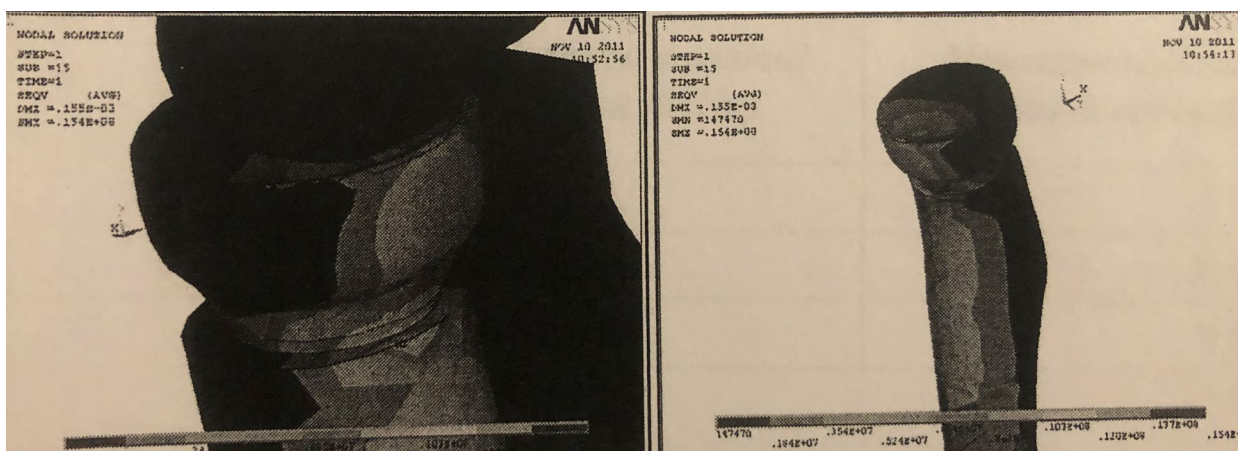


рис. 3.10. Области напруг моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки з кутом ротації передпліччя 75° .

З кутом ротації в 150° (пронація передпліччя) величина максимальних напружень становить $9,9 \text{ МПа}$, локалізованих в області западини голівки ендопротеза в точці дотику з голівочкою плечової кістки (рис.3.11.).

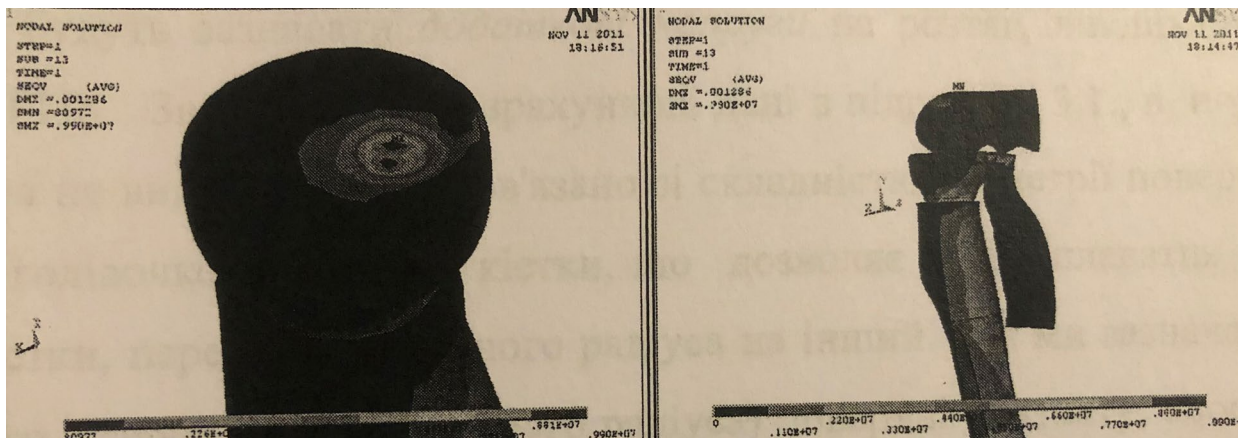


рис. 3.11. Области напруг моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки з кутом ротації передпліччя 150° .

Напруження в шийці променевої кістки складають $3,5 \text{ МПа}$. Місце контакту ендопротеза голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки, як і під час ротації в 75° , не збігається з віссю шийки променевої кістки, а це значить, що система виведена з положення рівноваги. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту голівки променевої кістки за умови пронації-супінації в нормі (див.

Підрозділ 3.1.) і за умови ендопротезування голівки променевої кістки моноблоковим ендопротезом, встановлений факт їхнього підвищення на 45-50% (табл.3.6).

Таблиця 3.6.

Порівняння максимальних напружень в голівці променевої кістки і голівці моноблочного ендопротеза в залежності від кута пронації-супінації

<i>Кут ротачії передпліччя (градуси)</i>	<i>Максимальні напруги в голівці променевої кістки (МПа)</i>	<i>Максимальні напруги в голівці моноблочного ендопротеза (МПа)</i>
0	5,56	11
75	5,84	8.6
150	5,67	9.9

Встановлено, що розташування зони («плями») контакту між голівкою ендопротеза і голівочкою плечової кістки змінюється зі зміною кута повороту променевої кістки щодо осі обертання при пронації-супінації і становить приблизно 20% ... 30% від діаметра голівки променевої кістки. Ці переміщення викликані міграцією точки перетину осі обертання променевої кістки під час пронації-супінації з локальною віссю сферичної поверхні голівки ендопротеза під час повороту променевої кістки. Виходячи з цього, можна припустити, що при такому навантаженні, колатеральні зв'язки ліктьового суглоба будуть зазнавати додаткові напруги на розтяг, викликані зміщенням імплантата голівки променевої кістки. Зважаючи на розрахункові дані в підрозділі 3.1., в нормі особливі переміщення не виникають. Це пов'язано зі складністю геометрії поверхні контакту між голівкою променевої кістки і голівочкою плечової кістки, що дозволяє голівці променевої кістки «плавати» на голівочці плечової кістки, переходячи з одного радіуса на інший. Як ми зазначали вище, за умови строго сферичної (тобто одного радіуса) поверхні контакту,

спостерігалися б або значні сплески локальних напружень в голівці променевої кістки, або значні переміщення голівки, що прагнуть зменшити відстань між областю контакту і віссю обертання променевої кістки при пронації-супінації.

Варто зазначити, що за умови збільшення кута ротації в бік пронації передпліччя спостерігається зменшення рівня максимальних напружень у голівці ендопротеза променевої кістки на 18%. Побіжно зі збільшенням кута пронації спостерігалось збільшення напружень в області резекції шийки в місці контакту з ніжною ендопротеза голівки променевої кістки до 12,3 МПа. Таким чином, на підставі проведених розрахунків можна зробити такі висновки:

1. У всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки за умови пронації-супінації максимальні значення напруг були локалізовані або в місці контакту голівки моноблочного ендопротеза з плечовою кісткою, або в області резекції шийки променевої кістки в місці контакту з ніжною ендопротеза голівки променевої кістки.

2. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки під час пронації-супінації в нормі і в разі заміщення голівки променевої кістки моноблоковим ендопротезом, встановлений факт їхнього підвищення на 45-50%.

3. Максимальні напруги не перевищували значення 12,3 МПа, що є значно меншими від допустимої межі цілісної характеристики кісткових тканин.

4. Із особливостей напружено-деформованого стану в ліктьовому суглобі варто відзначити те, що, використовуючи металевий моноблочний ендопротез голівки променевої кістки, статично зафіксований в шийці променевої кістки, в порівнянні з голівкою променевої кістки в нормі, зсуваються осі обертання променевої кістки під час пронації-супінації з локальною віссю обертання поверхні контакту між ендопротезом голівки променевої кістки і голівочкою плечової кістки. Це зміщення призводить до «нерозрахованих», тобто непередбачуваних положень голівки ендопротеза стосовно плечової кістки.

5. Теоретично можна стверджувати, що для зменшення або зниження до мінімуму наслідків переміщень голівки моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки, імплантат повинен охоплювати додатковий простір між трубчастою частиною променевої кістки і голівкою ендопротеза.

3.3. Біомеханічне вивчення напружень в системі «кістка-імплантат» під час ендопротезування голівки променевої кістки розробленим «біполярним» імплантатом з «плаваючою» голівкою

На сучасному етапі в клінічній практиці використовуються як моноблочні ендопротези голівки променевої кістки, так і біполярні ендопротези голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою (див. пункт 1.5.2). Нами був розроблений удосконалений варіант модульного безцементного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою (Патент України №83334) [177] (рис.3.12). Зважаючи на це, залишається актуальним питання біомеханічного вивчення системи «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим металевим імплантатом методом проведення обчислювального експерименту.

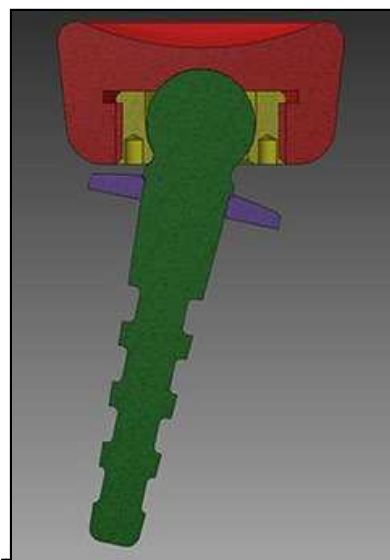
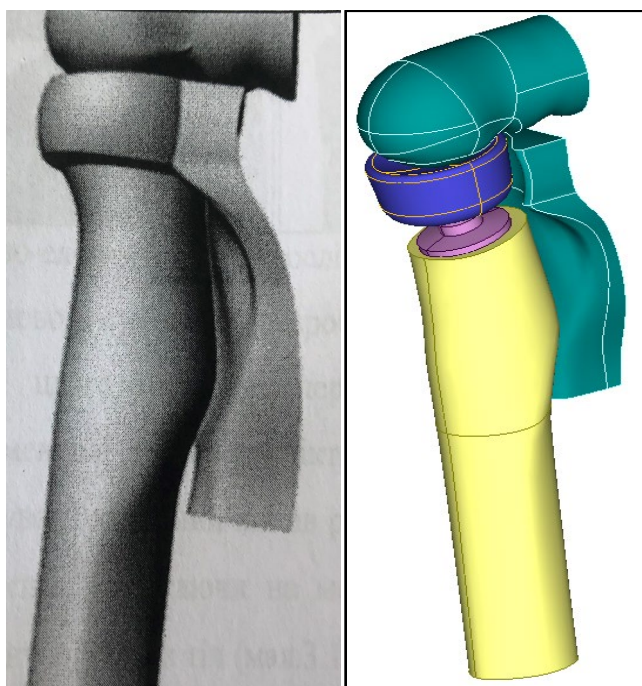


рис.3.12. Розроблений «біполярний» ендопротез голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою: (Патент України на корисну модель №83334).

Метою цього етапу роботи є визначення особливостей розподілу напружень у системі «кістка-імплантат» під час ендопротезування голівки променевої кістки розробленим «біполярним» ендопротезом з «плаваючою» голівкою, а також особливості контактних напружень голівки імплантата в плечопроменовому та променеліктьовому суглобах (рис. 3.13.).



1

2

рис. 3.13. Модель ліктьового суглоба: 1 – геометрична модель променеліктьового і променеплевого суглобів; 2 – система «кістка-імплантат»: тривимірна геометрична модель з розробленим ендопротезом голівки променевої кістки.

Відмінною особливістю геометричної моделі для цієї серії розрахунків було видалення частини променевої кістки з голівкою і заміною її на розроблений імплантат, статично зафіксований у решті променевої кістки (рис.3.13). Розбіжною особливістю розробленого металевго ендопротеза голівки променевої кістки є наявність сферичного шарніра між голівкою імплантата та його ніжкою (пара тертя метал-метал). Конструктивно, сферичний шарнір був виготовлений таким чином, щоб кут повороту голівки імплантата щодо осі ніжки імплантата не перевищував 15° . Створена розрахункова модель для проведення чисельного аналізу в комплексі ANSYS 11.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) (рис.3.14). Кількість елементів: 53700. Тип елементів: лінійний тетраедр (SOLID45), контактні лінійні елементи (CONTA173/TARGE170).

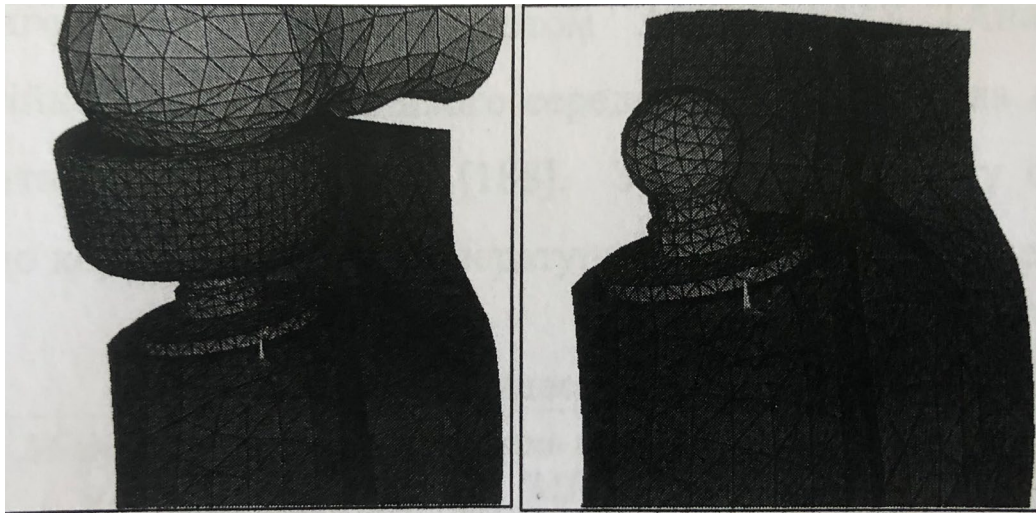


рис.3.14. Кінцево-елементна сітка досліджуваної моделі променеліктового і променеплечого суглобів із розробленим ендопротезом голівки променевої кістки.

Оскільки аналіз цього завдання передбачає розрахунок моделі різними кутами повороту променевої кістки в ліктьовому суглобі за умови пронації-супінації, то, щоб врахувати взаємний вплив різних тіл з цієї моделі, кожна задача приймалась як контактна, зважаючи на можливість виникнення контакту між окремими ділянками контактуючих тіл (рис.3.15.).

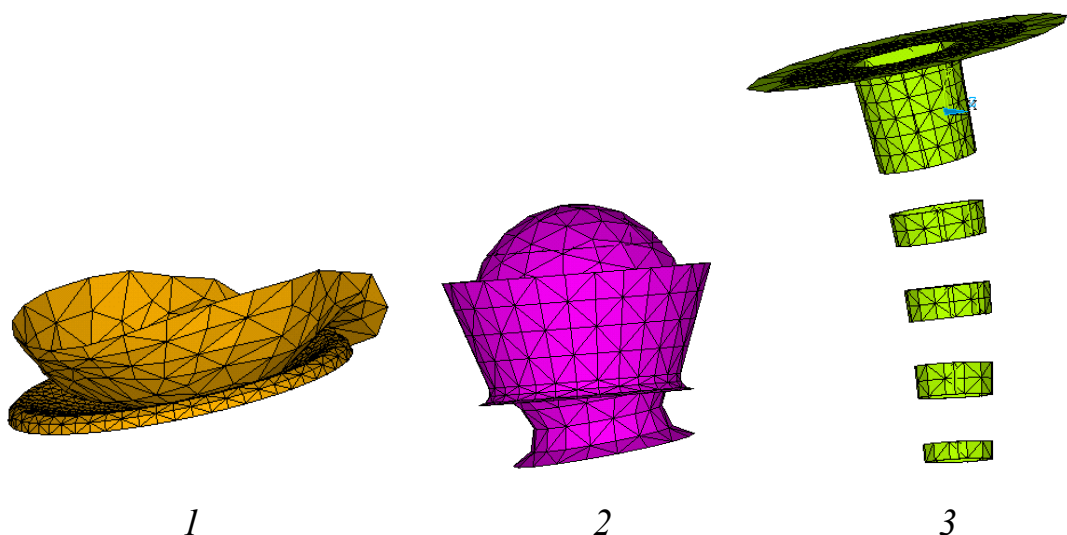


рис.3.15. Кінцево-елементна сітка контактних областей: 1 – контакт між голівкою ендопротеза і плечовою кісткою; 2 – контакт сферичного шарніра між голівкою ендопротеза і ніжкою; 3 – контактні області ніжки ендопротеза з діафізом ліктьової кістки.

Властивості матеріалів, а також характер навантаження моделі для всіх розрахунків були прийняті постійними і однаковими (табл.3.3., 3.7.). Величина коефіцієнта Пуассона для всіх матеріалів була прийнята рівною 0.3. Метал, з якого виготовлений розроблений біполярний ендопротез голівки променевої кістки, – нержавіюча сталь – сталь марки S316, виготовлений за стандартом ASTM F138 (Аналог в СНД –08X17H13M2) стійка до несприятливого середовища і дозволена для виробництва медичних імплантатів у всьому світі [188]. Завдяки молібдену сталь цієї марки особливо стійка до корозії, високої температури і несприятливого середовища.

Таблиця 3.7.

Міцнісні властивості

<i>Матеріал</i>	<i>Модуль Юнга (ГПа)</i>	<i>Міцність на розтяг (МПа)</i>	<i>Міцність на стискання (МПа)</i>
Плечова кістка	17.2	30	132
Променева кістка	18.6	149	114
Ліктова кістка	18	148	117
Сталь S31673	200	520	210

Навантаження і закріплення моделі здійснювалися подібно двом раніше виконаним розрахункам серії (див.рис. 3.6). Утім, варто зазначити, що засоби статичного аналізу унеможливають виконання розрахунку через значну нелінійність системи, зважаючи на те що імплантант голівки променевої кістки зовсім не закріплений, а лише обмежений в переміщеннях на двох сферичних поверхнях контакту. Тому типом аналізу був обраний не статичний, а динамічний, критерієм завершення якого була відсутність переміщень системи після чергової ітерації за часом. До розрахунку входить аналіз напружено-деформованого стану системи в 3-х різних кутах супінації і пронації в ліктьовому суглобі – 0° (повна супінація), 75° і 150° (пронація), з фіксованим положенням згинання в ліктьовому суглобі–90°.

Результати розрахунків. У положенні повної супінації передпліччя (в нашому випадку 0°) величина максимальних напружень становить 28 МПа (рис.3.16), локалізованих в ніжці ендопротеза, саме на верхній фасці першої борозни. Напряга в контактній області голівки імплантата і голівочки плечової кістки, а також сферичного шарніра становить 2 МПа . Напруження в діафізарній частині променевої кістки не перевищує 2 МПа . Місце контакту голівки ендопротеза променевої кістки з голівкою плечової кістки збігається з віссю діафізарної частини променевої кістки. Такий стан системи тіл можливий завдяки наявності сферичного шарніра між нішкою імплантата і його голівкою, в наслідок чого голівка набуває стійкого положення між нішкою і плечовою кісткою. Таким чином, можна зробити висновок, що в системі тіл умови, які б виводили променеву кістку з положення рівноваги, відсутні.

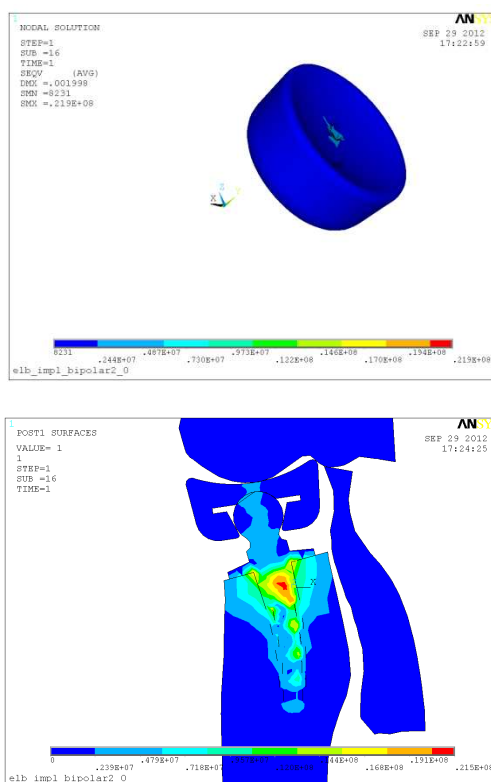


рис. 3.16. Аспекти напруг ендопротеза ГПК з «плаваючою» голівкою за умови повної супінації передпліччя.

За умови кута ротації передпліччя 75° (з положення повної супінації в 0°) величина максимальної напруги становить 107 МПа і локалізується в ніжці імплантата, а саме на верхній і нижній фасках першої борозни (рис.3.17).

Напруга в контактній області голівки імплантата і плечової кістки, а також сферичного шарніра складає 3 МПа. Напруження в діафізарній частині променевої кістки, за умови відносно великої відстані від ліктьового суглоба кістки, не перевищує 4 МПа. Місце контакту імплантата голівки променевої кістки з голівкою плечової кістки збігається з віссю трубчастої частини променевої кістки, тобто в системі «кістка-імплантат» відсутні моменти сил, які виведуть променеву кістку з положення, рівноваги.

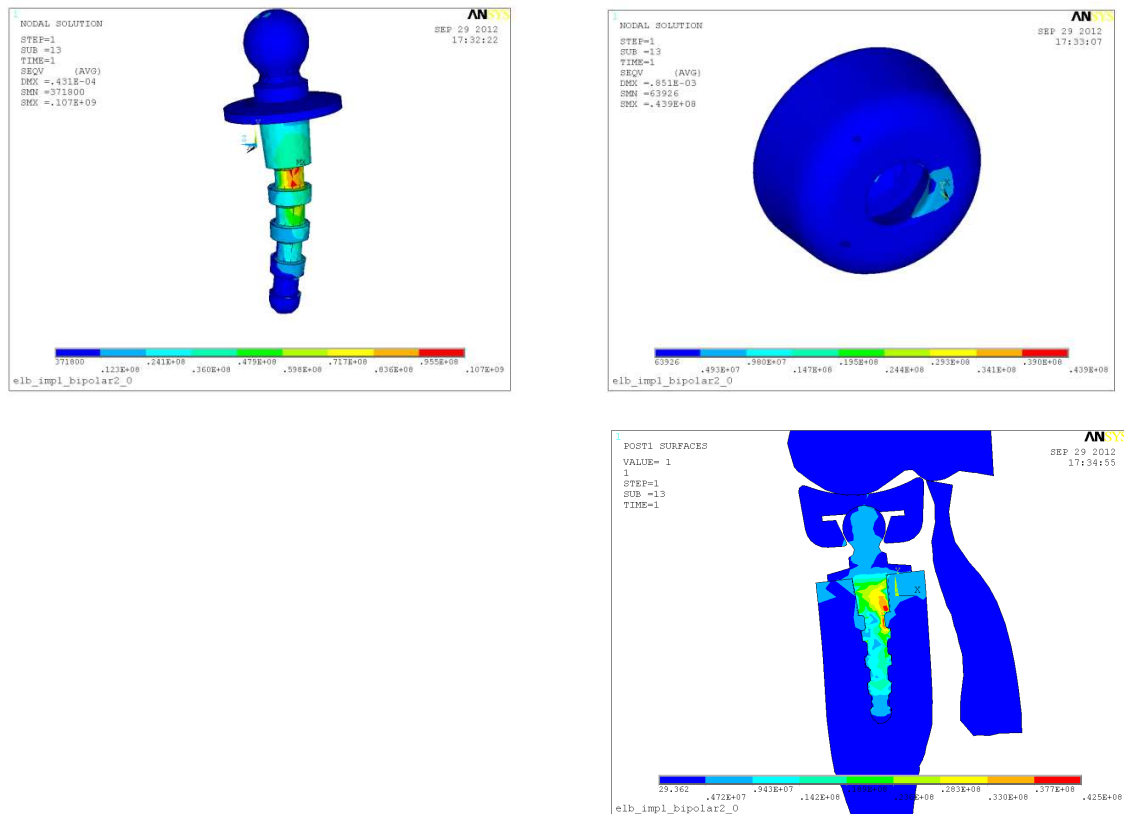


рис. 3.17. Аспекти напруг ендопротеза ГПК з «плаваючою» голівкою за умови кута ротації передпліччя 75°.

Із кутом ротації в 150° (пронація передпліччя) величина максимальних напружень становить 55 МПа, локалізованих в ніжці ендопротеза, тобто на нижній фасці першої борозни. Напруга в контактній області голівки імплантата і плечової кістки, а також сферичного шарніра складають 3 МПа. Напруження в діафізарній частині променевої кістки за великої відстані від ліктьового суглоба кістки не перевищують 3 МПа. Зважаючи на те, що максимально допустимий рівень напруги для кісток передпліччя становить 117 ... 132 МПа, а для сплаву, з якого виготовлені деталі імплантата - 520 МПа, що значно

перевищує отримані значення максимальних напружень із відповідних матеріалів, то допускаємо, що за умови зазначеного навантаження, ми отримали справжню картину напружено-деформованого стану. Місце контакту імплантата голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки збігається з віссю діафізарної частини променевої кістки у всіх трьох розглянутих випадках навантаження. Такий стан системи тіл можливий завдяки наявності сферичного шарніра між ніжкою імплантанта і його голівкою, і як наслідок - голівка приймає стійке положення між ніжкою і плечовою кісткою, одночасно з цим відсутні моменти сил, які виведуть променеву кістку з положення рівноваги. Напряга в контактній області «плаваючої» голівки ендопротеза і плечової кістки не перевищує 3 МПа, що демонструє значне розвантаження ліктьового суглоба стосовно напруги в нормальній голівці променевої кістки. При порівнянні максимальних напружень, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки за умови пронації-супінації в нормі і заміщенні голівки променевої кістки розробленим ендопротезом голівки променевої кістки встановлений факт їх зменшення на 45-60% (табл.3.8).

Таблиця 3.8.

Порівняння максимальних напружень в нормальній голівці променевої кістки і в голівці розробленого біполярного ендопротеза в залежності від кута пронації-супінації

<i>Кут ротации передплечья (градуси)</i>	<i>Максимальна напруга в голівці променевої кстки (МПа)</i>	<i>Максимальна напруга в «плаваючій» голівці уніполярного ендопротеза (МПа)</i>
0	5,56	2,0
75	5,84	3,0
150	5,67	3,0

У всіх розрахункових значеннях кута повороту під час пронації-супінації максимальні значення напруг були локалізовані в першій борозні металевої ніжки розробленого ендопротеза і варіювалися від 28 до 107 МПа. Отриманий рівень напруги гарантує запас міцності розробленого ендопротеза із значенням: $520/107 = 4,85$. Значення напруги променевої кістки (в області кріплення ніжки імплантата) знаходиться в діапазоні від 27 до 36 МПа, що є значно меншим від рівня допустимої межі значення міцнісної характеристики кісткових тканин. Запас міцності кісткових тканин становить $149/36 = 4,1$. Іншими словами, розглянута система «кістка-імплантат» буде працездатною і не зруйнується під час 4-кратного перевантаження. Таким чином, на підставі проведених розрахунків можна зробити такі висновки:

1. Характер переміщення голівки розробленого «біполярного» ендопротеза з «плаваючою» голівкою в стійке положення для всіх розрахункових значень кута повороту під час пронації-супінації демонструє тенденції скорочення відстані між контактними поверхнями променевої кістки як щодо плечової, так і ліктьової кісток. Отримані дані дозволяють теоретично припустити, що під час розглянутих навантажень зв'язки ліктьового суглоба не будуть відчувати будь-які додаткові навантаження.

2. Напруги в контактній області «плаваючої» голівки ендопротеза і плечової кістки не перевищують 3 МПа, це засвідчує значне розвантаження ліктьового суглоба стосовно напруг, що трапляються у випадку розрахунків в нормальному ліктьовому суглобі.

3. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки під час пронації-супінації в нормі і заміщенні голівки променевої кістки розробленим ендопротезом голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою, встановлений факт їхнього зменшення на 45-60%.

4. У всіх розрахункових значеннях кута ротації під час пронації-супінації максимальні значення напруг були локалізовані в першій проточці металевої ніжки біполярного імплантанта і варіювалися від 28 до 107 МПа.

5. Порівняльний аналіз напружень, що виникають в системі «кістка-імплантат» в нормі і при заміщенні голівки променевої кістки розробленим «біполярним» ендопротезом із «плаваючою» голівкою, не виявив перевантажень, які можуть призвести до руйнування системи, а також засвідчив відсутність моментів сил, які виводять систему з рівноваги.

3.4. Порівняльний біомеханічний аналіз напружень у здоровому ліктьовому суглобі і системі «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки різними конструкціями

Метою цього етапу дослідження є порівняльне вивчення особливостей розподілу напружень у голівці і шийці променевої кістки, а також контактних напружень у плечопроменовому і променеліктьовому суглобах, характер переміщень у нормальному ліктьовому суглобі і в разі ендопротезування голівки променевої кістки різними конструкціями імплантатів. Виконані і розглянуті вище три серії розрахунків напружено-деформованого стану здорового ліктьового суглоба і систем «кістка-імплантат» під дією осьового навантаження на променеву кістку під час пронації-супінації дозволяють проаналізувати в порівнянні різні показники. Отримані дані в чотирьох серіях розрахунків із різними кутами пронації-супінації надані в таблицях 3.9 – 3.11.

Таблиця 3.9.

Напруження в нормальному ліктьовому суглобі в залежності від кута пронації-супінації (в МПа)

<i>Місце локалізації</i>	<i>0°</i>	<i>75°</i>	<i>150°</i>
Суглобова поверхня голівки променевої кістки	5,56	5,84	5,67
Суглобова поверхня плечової кістки	5,56	5,84	5,67
Шийка і діафізарна частина променевої кістки	2,00	4,00	3,78

Таблиця 3.10.

Напруження в системі «кістка-імплантат» залежно від кута пронації-супінації під час ендопротезування голівки променевої кістки моноблоковим імплантатом (в МПа)

<i>Місце локалізації</i>	<i>0°</i>	<i>75°</i>	<i>150°</i>
Суглобова поверхня голівки імплантата	11,0	8,6	9,9
Суглобова поверхня плечової кістки	11,9	8,6	9,9
Шийка і діафізарна частина променевої кістки	5,2	12,3	3,5

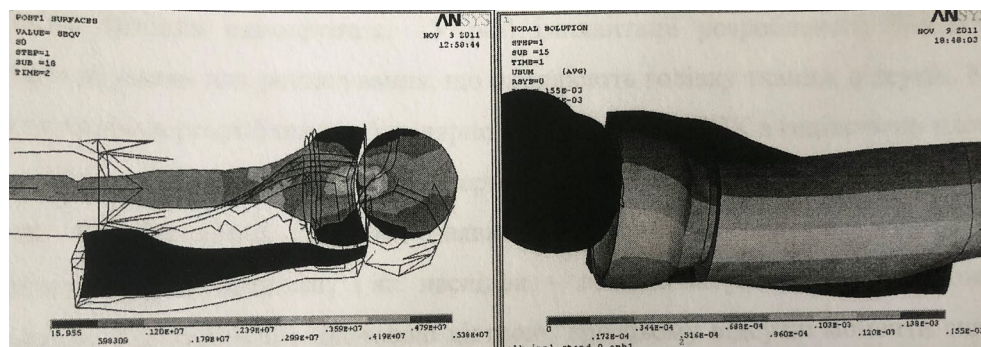
Таблиця 3.11.

Дані напружень у системі «кістка-імплантат» залежно від кута пронації-супінації в разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим імплантатом (в МПа)

<i>Місце локалізації</i>	<i>0°</i>	<i>75°</i>	<i>150°</i>
Суглобова поверхня голівки імплантата	2...3	2...3	2...3
Суглобова поверхня плечової кістки	3,1	3,2	2,9
Шийка і діафізарна частина променевої кістки	27	36	28

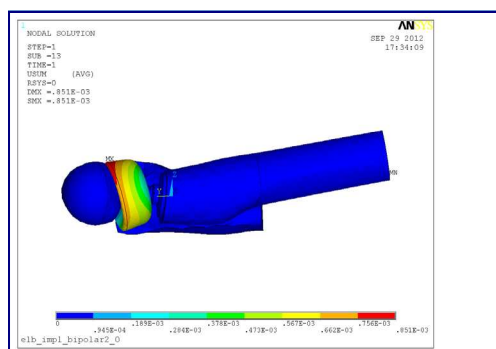
Аналіз таблиць 3.9. і 3.10. засвідчує, що застосування монополярного імплантата спричинює збільшення напруги в плечовій кістці на 47 ... 114%, а в шийці променевої кістки на 162 ... 207%, порівнюючи з нормальним ліктьовим суглобом. Напруги в контактній області «плаваючої» голівки ендопротеза і плечової кістки не перевищують 3 МПа, що й показує значне розвантаження ліктьового суглоба відносно напруги навіть у нормальній голівці променевої кістки. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх

розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації в нормі і за умови заміщення голівки променевої кістки розробленим ендопротезом голівки променевої кістки, засвідчили їх зменшення на 45-60% (табл.3.9., 3.11.). У всіх розрахункових значеннях кута ротації в разі пронації-супінації для розробленого біполярного ендопротеза максимальні значення напруг були локалізовані в першій борозні металевої ніжки імплантата і варіювалися від 28 до 107 МПа. Отриманий рівень напружень гарантує запас міцності розробленого ендопротеза із значенням: $520/107 = 4,85$. Значення напруги в променевої кістці (в області кріплення ніжки імплантата) знаходяться в діапазоні від 27 до 36 МПа, що є значно меншим від рівня межі допустимих значень міцності для кісткових тканин. Запас міцності кісткових тканин становить $149/36 = 4,1$. Таким чином, розглянута система «кістка-імплантат» буде працездатною і не зруйнується у разі 4-кратного перевантаження.



1

2



3

рис. 3.18. Переміщення: 1– здорової голівки променевої кістки; 2 – голівки моноблочного ендопротеза; 3 – голівки розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою.

Порівнюючи значення переміщень здорової голівкою променевої кістки і голівок ендопротезів голівки променевої кістки (рис.3.19.) стосовно суглобової поверхні голівочки плечової кістки для розглянутих варіантів розрахунків, можемо відзначити, що в разі монополярного ендопротеза голівки променевої кістки, на відміну від розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки, виникає значно більше зміщення як поля контакту щодо осі променевої кістки, так і самої голівки ендопротеза голівки променевої кістки щодо суглобової поверхні голівочки плечової кістки. Водночас у разі розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки голівка ендопротеза зберігає стабільність на суглобовій поверхні голівочки плечової кістки завдяки додатковому простору, доданого сферичним шарніром між голівкою і ніжкою ендопротеза голівки променевої кістки.

Таким чином, можна припустити, що в разі монополярного ендопротеза голівки променевої кістки під час пронації і супінації побіжно з осьовим навантаженням променевої кістки варто очікувати відносно велике розтягування м'яких тканин, викликаного зміщенням голівки ендопротеза. У разі імплантації розробленого біполярного ендопротеза умови для розтягування, що охоплюють голівку тканин, відсутні. Місце контакту голівки розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки завжди збігається з віссю діафізарної частини променевої кістки. Такий стан системи тіл можливий завдяки наявності сферичного шарніра між ніжкою імплантата та його голівкою, і як наслідок – голівка набуває стійкого положення між ніжкою ендопротеза і плечовою кісткою, при цьому відсутні моменти сил, що виведуть променеву кістку з рівноваги.

Варто також зауважити, що застосування розробленого «біполярного» ендопротеза голівки променевої кістки приводить до зниження рівня максимальних напружень як у деталях металевого імплантата, так і в кісткових тканинах, що пояснюється додатковим розвантаженням системи контактних тіл завдяки зменшенню тертя між дотичними поверхнями в сферичній шарнірній парі імплантата, через застосування іншого матеріалу, а саме

нержавіючої сталі, а також збільшенням площі контакту між проточками ніжки імплантата і променевої кісткою.

Таким чином, виходячи з порівняльного біомеханічного аналізу напружень, що виникають у здоровому ліктьовому суглобі і системі «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки різними конструкціями, дійшли таких висновків:

1. Голівка променевої кістки не має строго фіксованого радіуса переміщення щодо голівочки плечової кістки з різними кутами пронації-супінації. Відповідність суглобових поверхонь у здоровому ліктьовому суглобі забезпечується складною конфігурацією голівки променевої кістки і голівочкою плечової кістки

2. Застосування монополярного ендопротеза голівки променевої кістки збільшує як напругу в кісткових струкутах, так і контактну напругу на хрящових суглобових поверхнях на 114-207%.

3. Застосування біполярного ендопротеза голівки променевої кістки збільшує напругу в плечовій кістці та контактні напруги на голівочці плечової кістки на 44%.

4. Під дією вісьового навантаження на променеву кістку в разі пронації-супінації застосування монополярного ендопротеза голівки променевої кістки спричинює зростання як контактних напружень, так і напругах у кістках ліктьового суглоба вдвічі, а також збільшує переміщення голівки назад, це призводить до розтягування м'яких тканин, що охоплюють голівку променевої кістки.

5. Застосування розробленого авторами біполярного ендопротеза голівки променевої кістки зумовлює стабільність голівки імплантата на суглобовій поверхні голівочки плечової кістки і не породжує зростання напруги в кісткових структурах і на хрящових поверхнях ліктьового суглоба в порівнянні зі здоровим ліктьовим суглобом.

6. Характер переміщень голівки розробленого авторами біполярного ендопротеза голівки променевої кістки в сталі положення у всіх

розрахункових значеннях кута повороту в разі пронації-супінації засвідчує тенденції зменшення відстані між контактними поверхнями променевої кістки як стосовно плечової, так і ліктьової кістки; припускаємо, що в процесі розглянутих навантажень зв'язки, що охоплюють ліктьовий суглоб, не відчуватимуть будь-яких додаткових обтяжень.

7. Напруги в контактній області «плаваючої» голівки розробленого авторами біполярного ендопротеза голівки променевої кістки і плечової кістки не перевищують 3 МПа, це засвідчує значне розвантаження ліктьового суглоба стосовно напруг, що виникають при розрахунках в нормальному ліктьовому суглобі.

8. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в процесі пронації-супінації в нормі і заміщенні голівки променевої кістки розробленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки з «плаваючою» голівкою, виявили факт їх зменшення на 45-60%.

9. Порівнюючи аналіз напружень, що виникають у системі «кістка-імплантат» у нормі та в разі заміщення голівки променевої кістки розробленим біполярним ендопротезом із «плаваючою» голівкою, ми переконалися, що перевантаження не можуть спричинювати руйнування системи, а також довели відсутність моментів сил, що виводять систему з рівноваги.

10. Виходячи з вище зазначених особливостей контакту нормальної здорової голівки променевої кістки з голівочкою плечової кістки в процесі розгляду питання про вибір імплантата для заміщення голівки променевої кістки, ми пересвідчилися, що варто віддавати перевагу модульним біполярним ендопротезам з "плаваючою голівкою".

3.5. Порівняльний біомеханічний аналіз напружень системи «кістка-імплантат» у разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним імплантатом і ендопротезом KPS

Метою цього етапу роботи є порівняльний аналіз розподілу напружень у системі «кістка-імплантат» для різних випадків згинання в ліктьовому суглобі і пронації-супінації в разі ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним імплантатом голівки променевої кістки і біполярним ендопротезом голівки променевої кістки KPS (Польща, 2004) [142,143]. Вибір ендопротеза голівки променевої кістки KPS для проведення порівняльного біомеханічного аналізу обумовлений його широким клінічним застосуванням в Україні з 2004 р. Зазначимо, що ендопротез голівки променевої кістки KPS передбачає тільки цементну фіксацію. На основі 3-d даних, і за допомогою програмного комплексу SolidWorks 2015 виконано побудову геометричної моделі ліктьового суглоба із хрящовими поверхнями. Кожен хрящ має товщину 1 мм і повторює Spline-поверхні кістки. Підбір взаємного розташування кісток, складових ліктьового суглоба, виконаний за умови контакту хрящів без проникнення. Геометрична модель передана в комплекс ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) для створення кінцево-елементної моделі, розрахунку та візуалізації результатів. Вибудовуючи розрахункову схему, розглядали ліктьовий суглоб в трьох позиціях: максимальній супінації, нейтральній та максимальній пронації. Кожному положенню ліктьового суглоба відповідали різні кути згинання в ліктьовому суглобі, а саме: 0° , 30° , 60° , 90° і 120° .

Таким чином, всього розглянуто 45 геометричних моделей – по 15 для кожного розрахункового випадку, а саме: нормального ліктьового суглоба, моделі з розробленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки і моделі з біполярним ендопротезом KSP. Значення навантаження на суглобові поверхні ліктьового суглоба вибрані з умови, що $\frac{1}{4}$ частина навантаження припадає на суглоб у разі віджимання людини вагою 100 кг. На підставі експериментальних досліджень [75-79,155] задані розподіли навантаження в

ліктьовому суглобі, а саме, що з опорою на променезап'ястний суглоб 70-75% навантаження передається через променевою кістку, а 25-30% - відповідно, через ліктьову кістку. Величина навантаження задавалася силою прикладеної вздовж осі кістки з розрахунку відповідно $173H$ на променевою кістку і $74H$ на ліктьову кістку. Умови навантаження прийняті однаковими для всіх розрахункових моделей. Взаємодія контактних поверхонь хрящів відображена у вигляді контакту з тертям. Прийнятий коефіцієнт тертя між хрящами рівний 0,01 [181]. Моделі з ендопротезами отримано з моделей нормального ліктьового суглоба завдяки обрізці променевої кістки та вставки відповідного ендопротеза. Кожна геометрична модель мала свою кінцево-елементну сітку. Головним критерієм її побудови була якість сітки і коректне моделювання контактних взаємодій. Кількість елементів змінювалася в залежності від моделі. Для моделі здорового ліктьового суглоба кількість елементів склала 244393, для моделі з розробленим біполярним ендопротезом - 301369, а для моделі з біполярним ендопротезом KPS - 309093 (рис. 3.19).

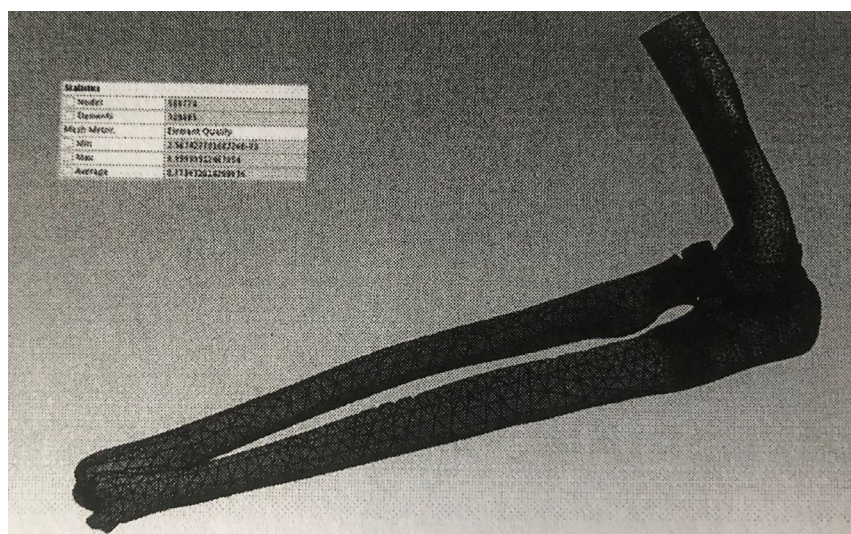


рис.3.19. Кінцево-елементна модель ліктьового суглоба з біполярним ендопротезом KPS у положенні максимальної пронації з кутом згинання в ліктьовому суглобі 90° .

У всіх моделях використані кінцеві елементи TET10 і HEX20. Елемент TET10 – це 10-ти вузловий квадратичний тетраедр. Елемент HEX20 – це 20-ти

вузловий квадратичний криволінійний паралелепіпед. В елементах проекції вектора переміщень описувалися квадратичними функціями форми. Вибудовуючи моделі нормального ліктьового суглоба, врахували взаємний вплив зв'язок ліктьовий суглоб на можливу зміну напруг. Додані кільцеподібна зв'язка (annular ligament), бічні латеральні (lateral ligament) і бічні медіальні (medial ligament). Зв'язки моделювалися пружинами із заданою жорсткістю, а саме: жорсткість annular ligament прийнята рівною 28500 N / m, а жорсткість lateral et medial ligament 15500 N / m. Ці дані отримані з експериментальних досліджень, наданих у науковій роботі [189]. Геометрична модель із контактними парами і схемою кріплення зв'язок нормального ліктьового суглоба подана на рис.3.20.

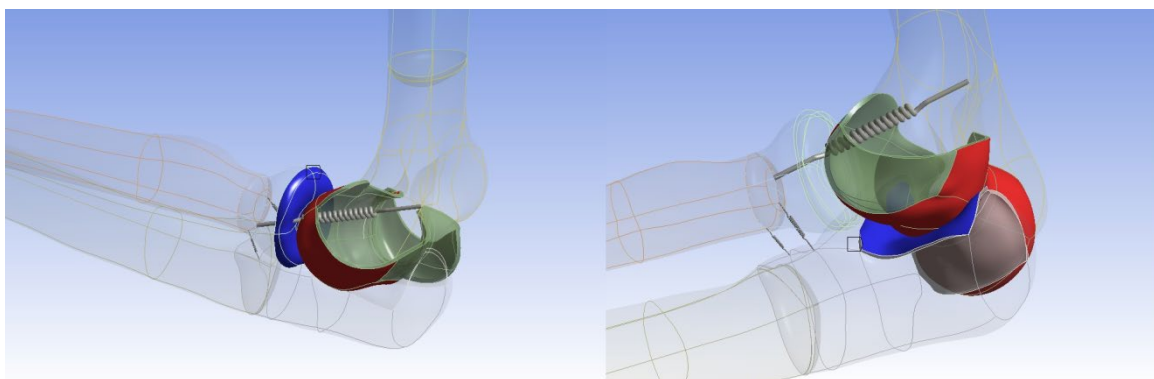


рис.3.20. Контактні пари і схема кріплення зв'язок нормального ліктьового суглоба.

Вплив обмежень на променеву і ліктьову кістку в зоні з'єднання з кістками зап'ястя для всіх моделей задано у вигляді шарнірного рухомого закріплення, в якому можливе переміщення вздовж напрямку променевої кістки. Оскільки орієнтація ліктьового суглоба задавалася щодо положення плечової кістки, то впливом плечового суглоба на ліктьовому суглобі ігнорували. У всіх моделях розглядалася тільки усічена частина плечової кістки із закріпленням у верхній частині. Розрахункова схема нормального ліктьового суглоба в позиції максимальної супінації з кутом згинання в ліктьовому суглобі -90^0 зображена на рис. 3.21.

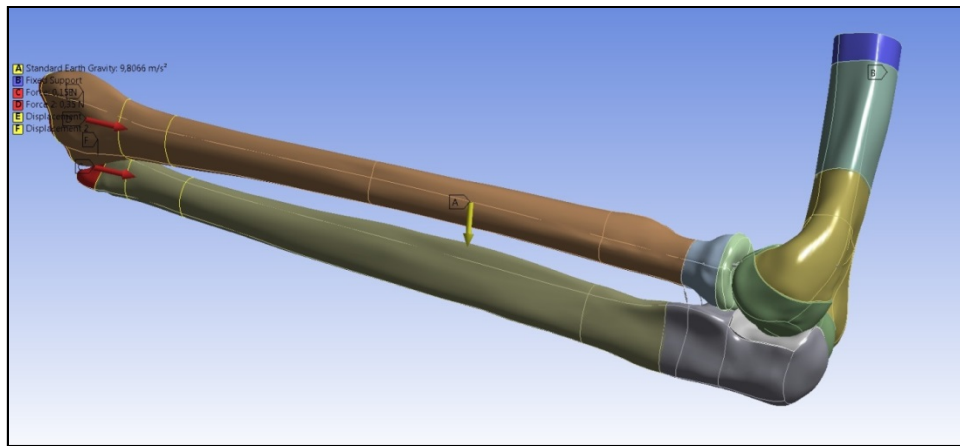


рис.3.21. Розрахункова схема нормального ліктьового суглоба у положенні максимальної супінації з кутом згинання в ліктьовому суглобі 90° .

У розрахункових схемах з ендопротезами (рис.3.22-3.23) всі контактні пари ліктьового суглоба розглядалися як контакти з тертям. У контакті металевої голівки з хрящем плечової кістки коефіцієнт тертя прийнятий рівним 0,05, а в контакті сфери ніжки і голівки (пара тертя метал-метал) - коефіцієнт тертя прийнятий рівним 0,2. У розрахунковій схемі з біполярним ендопротезом KPS контакти з тертям задані з такими коефіцієнтами: поліетиленова голівка - хрящ плечової кістки - 0,05, металева ніжка і поліетиленова голівка - 0,1.

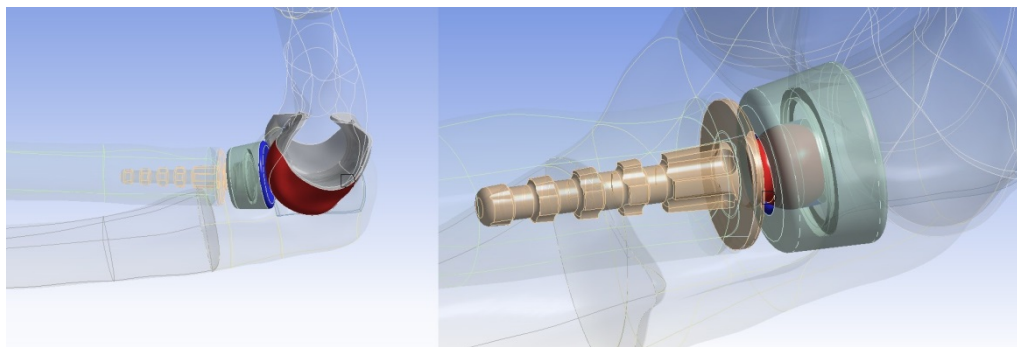


рис.3.22. Контактні взаємодії в розробленому ендопротезі голівки променевої кістки.

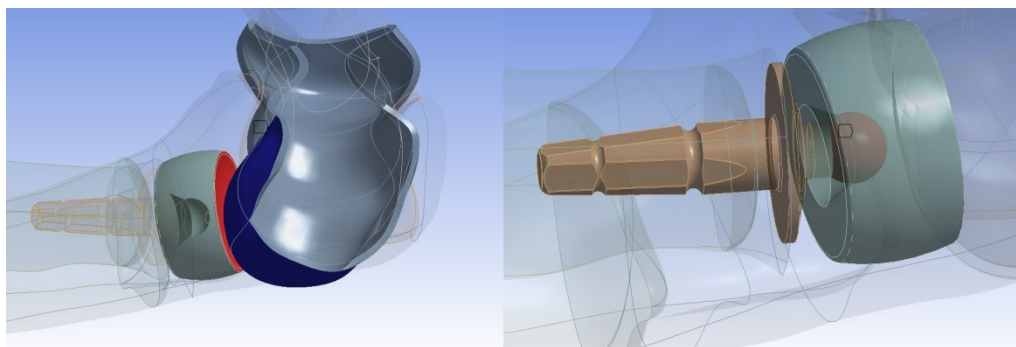


рис. 3.23. Контактні взаємодії в розробленому ендопротезів KPS.

У процесі побудови фізичної моделі ліктьового суглоба використовувалися фізико-механічні характеристики властивості матеріалів, надані в таблиці 3.12.

Таблиця 3.12.

Фізико-механічні властивості матеріалів

Матеріал	Щільність ρ , кг/м ³	Модуль Юнга E	Коефіцієнт Пуассона μ	Межа міцності на розтягнення $\sigma+$	Межа міцності на стиск $\sigma-$
Кортикальна кістка	1800	18,0 ГПа	0,3	130 МПа	200 МПа
Спонгіозна кістка	500	400 МПа	0,3	18,1 МПа	28,6 МПа
Гиаліновий хрящ	1100	10 МПа	0,4	25 МПа	25 МПа
UHMWPE	930	830 МПа	0,4	42 МПа	55,2 МПа
Сталь S31673	8000	200 ГПа	0,3	500 МПа	200 МПа

З огляду на значний обсяг візуальної інформації виконаних розрахунків (як ілюстрацій) наводяться результати тільки для розробленого ендопротеза голівки променевої кістки (рис.3.24.-3.27.).

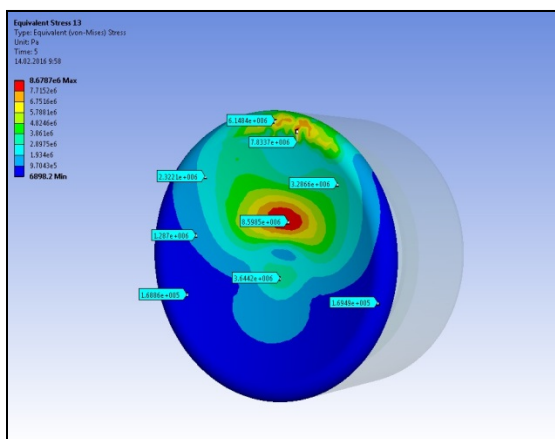


рис.3.24. Розподіл

еквівалентних напружень у зоні контакту металевої голівки та хряща плечової кістки.

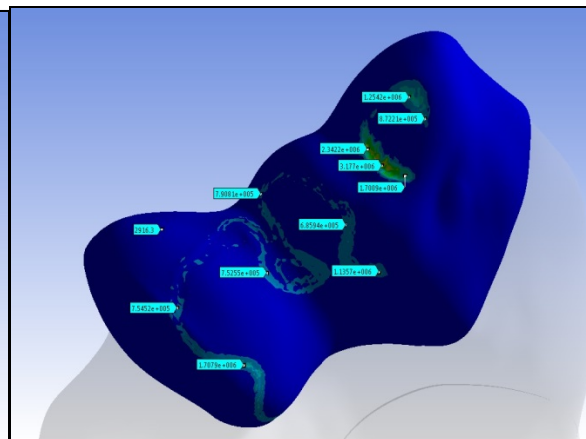


рис.3.25. Розподіл

еквівалентних напружень у зоні контакту хряща плечової кістки.

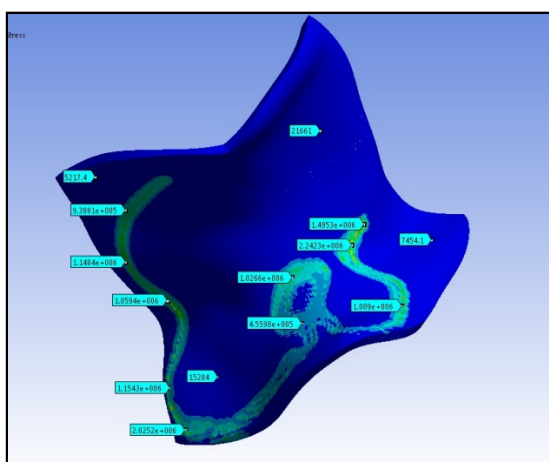


рис.3.26. Розподіл

еквівалентних напружень у зоні контакту хряща ліктьової кістки.

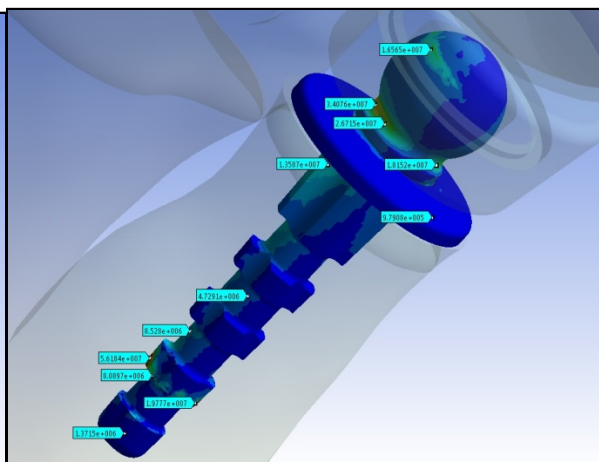


рис. 3.27. Розподіл

еквівалентних напружень у ніжці ендопротеза.

У таблицях 3.13.-3.16. надано порівняння результатів розрахунку для трьох моделей.

Таблиця 3.13.

Порівняння деформацій в трьох розрахункових моделях

Положення передпліччя	Кут згинання ліктьового суглоба	Розрахункові моделі		
		Нормальний ліктьовий суглоб	Розроблений ендопротез ГПК	Ендопротез KPS
		Значення максимальної деформації в суглобі (мм)		
Супінація	Кут 0 ⁰	1,667	0,874	3,17
	Кут 30 ⁰	1,707	0,641	3,213
	Кут 60 ⁰	2,66	1,445	3,863
	Кут 0 ⁰	3,079	2,66	4,232
	Кут 120 ⁰	2,814	2,612	4,013
Нейтральне	Кут 0 ⁰	0,709	1,437	2,682
	Кут 30 ⁰	0,798	0,631	2,704
	Кут 60 ⁰	1,611	1,762	3,524
	Кут 90 ⁰	4,045	2,404	4,356
	Кут 120 ⁰	2,432	2,384	4,085
Пронація	Кут 0 ⁰	0,755	1,142	2,369
	Кут 30 ⁰	0,758	1,18	2,458
	Кут 60 ⁰	1,448	1,673	3,365
	Кут 90 ⁰	3,829	2,908	4,569
	Кут 120 ⁰	2,635	2,406	4,135

Табличному поданню результатів відповідає їхня графічна інтерпретація. На кожному малюнку під таблицею в полярній системі координат на променях відкладається значення параметра: напрямку променя відповідає положення згинання в ЛС – 0⁰, 30⁰, 60⁰, 90⁰ і 120⁰, а довжина променя, обмежена маркером, показує значення аналізованого параметра. Секторами різного кольору визначається просупінаційна позиція кісток передпліччя.

Графічне надання полів максимальних деформацій для різних положень передпліччя відображено на рис.3.28.



рис. 3.28. Поля максимальних деформацій для різних положень передпліччя.

Таблиця 3.14.

Порівняння максимальних еквівалентних напружень в зоні контакту голівки променевої кістки в трьох розрахункових моделях

Положення суглоба	Кут згинання ліктьового суглоба	Розрахункові моделі		
		Нормальний ліктьовий суглоб	Розроблений ендопротез ГПК	Ендопротез з KPS
		Значення максимальних еквівалентних напружень в зоні контакту хряща променевої кістки (МПа)		
Супінація	Кут 0°	3,026	4,952	6,548
	Кут 30°	1,616	7,104	8,468
	Кут 60°	1,655	7,548	8,763
	Кут 90°	1,44	5,821	6,93
	Кут 120°	1,216	6,322	7,357

Продовження таблиці 3.14.

Нейтральне	Кут 0°	4,229	8,678	8,975
	Кут 30°	2,995	15,357	12,73
	Кут 60°	4,924	15,465	13,56
	Кут 90°	7,798	17,003	10,684
	Кут 120°	2,403	16,241	11,358
Пронація	Кут 0°	4,24	10,076	9,007
	Кут 30°	5,051	12,006	11,567
	Кут 60°	2,837	14,704	10,805
	Кут 90°	7,294	12,9	5,939
	Кут 120°	3,984	12,33	7,864

Графічне надання полів максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту хряща променевої кістки в трьох розрахункових моделях відображено на рис. 3.29.



рис. 3.29. Поля максимальних напружень в зоні контакту хряща променевої кістки для різних положень передпліччя.

Таблиця 3.15.

Порівняння максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту голівочки плечової кістки в трьох розрахункових моделях

Положення передпліччя	Кут згину ліктьового суглоба	Розрахункові моделі		
		Нормальни й ліктьовий суглоб	Розроблени й ендопротез ГПК	Ендопротез KPS
		Значення максимальних еквівалентних напружень в зоні контакту хряща плечової кістки (<i>МПа</i>)		
Супінація	Кут 0 ⁰	3,953	3,467	5,588
	Кут 30 ⁰	3,16	2,961	4,878
	Кут 60 ⁰	4,887	5,021	7,381
	Кут 90 ⁰	4,269	7,72	8,24
	Кут 120 ⁰	3,863	5,496	6,276
Нейтральне	Кут 0 ⁰	2,831	4,277	4,732
	Кут 30 ⁰	2,637	4,818	4,956
	Кут 60 ⁰	4,499	11,958	8,248
	Кут 90 ⁰	12,667	7,809	7,679
	Кут 120 ⁰	6,517	6,164	6,38
Пронація	Кут 0 ⁰	3,258	8,641	3,643
	Кут 30 ⁰	3,022	11,143	4,369
	Кут 60 ⁰	4,201	7,586	5,651
	Кут 90 ⁰	10,67	10,789	5,88
	Кут 120 ⁰	4,507	12,082	4,78

Графічне надання полів максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту хряща плечової кістки для різних положень передпліччя в трьох розрахункових моделях відображено на рис. 3.30.



рис 3.30. Поля максимальних напружень у зоні контакту хряща плечової кістки для різних положень передпліччя.

Таблиця 3.16.

Порівняння максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту суглобової поверхні ліктьової кістки в трьох розрахункових моделях

Положення передпліччя	Кут згинання ліктьового суглоба	Розрахункові моделі голівки променевої кістки		
		Нормальний ліктьовий суглоб	Розроблений ендопротез голівки променевої кістки	Ендопротез KPS
Значення максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту хряща ліктьової кістки (МПа)				
Супінація	Кут 0°	2,052	4,34	1,507
	Кут 30°	4,763	4,96	2,024
	Кут 60°	6,438	5,863	4,878
	Кут 0°	6,456	7,941	5,438
	Кут 120°	6,231	6,767	5,024

Продовження таблиці 3.16.

Нейтральне	Кут 0°	2,97	2,561	2,864
	Кут 30°	3,088	4,034	3,587
	Кут 60°	6,989	6,42	6,881
	Кут 90°	7,151	16,091	8,238
	Кут 120°	6,725	6,774	6,256
Пронація	Кут 0°	3,651	3,896	3,338
	Кут 30°	3,11	4,052	4,866
	Кут 60°	6,655	6,042	8,224
	Кут 90°	6,91	6,933	10,061
	Кут 120°	6,698	6,35	6,548

Графічне надання полів максимальних еквівалентних напружень у зоні контакту суглобової поверхні ліктьової кістки для різних положень передпліччя в трьох розрахункових моделях відображено на рис.3.31.



рис. 3.31. Поля максимальних напружень у зоні контакту суглобової поверхні ліктьової кістки для різних положень передпліччя.

Надані результати моделювання засвідчують, що поля переміщень в ліктьовому суглобі і величина максимальних деформацій, виниклих в системі «кістка-імплантат» з розробленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки, мають меншу величину відхилень від деформацій, що виникли в нормальному ліктьовому суглобі, аніж в системі «кістка-імплантат» з

ендопротезом KPS. Це означає, що розроблений ендопротез голівки променевої кістки викликає менш деформаційний вплив на ліктьовий суглоб, аніж ендопротез з KPS. Поля напружень визначаються по полях деформацій. Величина цих напруг залежить від фізико-механічних характеристик матеріалу ендопротеза голівки променевої кістки. Істотна відмінність властивостей матеріалів ендопротеза голівки променевої кістки визначає і відмінність за величиною виниклої напруги. У розробленому біполярному ендопротезі голівки променевої кістки виникають найбільші контактні напруги на металевій голівці і голівочці плечової кістки в позиції пронації і куті згинання 0° , а також в нейтральному положенні і куті згинання 90° . Однак у всіх інших розглянутих розрахункових випадках величина виниклих напружень і деформацій подібна значенням до параметрів, що виникають у здоровому ліктьовому суглобі. Найбільші напруги виникають в ліктьовому суглобі із кутом згинання 90° у всіх випадках просупінаційного положення передпліччя.

Таким чином, можна зробити наступні висновки

1. Розроблений біполярний ендопротез голівки променевої кістки з парою тертя метал-метал не викликає критичних впливів на суглобові поверхні і зв'язковий апарат ліктьового суглоба, оскільки величина виниклих напруг і деформацій подібна значенням до параметрів, що виникають у здоровому ліктьовому суглобі.

2. Усі елементи розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки відповідають вимогам міцності і жорсткості працездатної конструкції.

3. Проведений порівняльний біомеханічний аналіз напружень системи «кістка-імплантат» під час ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним імплантатом і ендопротезом KPS не виявив істотних відмінностей у полях напружень і деформацій ні в імплантатах, ні в структурах ліктьового суглобу.

РОЗДІЛ 4 ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ РОЗРОБЛЕНИМ МОДУЛЬНИМ БІПОЛЯРНИМ ЕНДОПРОТЕЗОМ

4.1. Розробка конструкції модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки

4.1.1. Результати антропометричних методів дослідження проксимального відділу променевої кістки за допомогою магнітно-резонансної томографії.

З метою обґрунтування дизайну і типорозмірів нового біполярного ендопротеза голівки променевої кістки зроблені антропометричні вимірювання 31 пацієнту здорового ліктьового суглоба різних параметрів проксимального відділу променевої кістки за допомогою МРТ (див. розділ 2).

Отримані дані (додаток.1.) статистично оброблені як в цілому, так і за групами: права і ліва кінцівки. Обчислювалися середні значення величин (\bar{x}), середньоквадратичні відхилення (σ), довірчі інтервали середніх значень із довірчою ймовірністю 0,95 ($\square\square$), а також коефіцієнти варіації (V). З метою виявлення можливої кореляції між максимальним діаметром голівки d_1 і діаметром суглобової поверхні d_2 з шириною кістково-мозкового каналу k_1 і k_2 , а також висотою голівки h_1 і h_2 вивчалось співвідношення даних параметрів.

Максимальний діаметр голівки променевої кістки (d_1) спостерігається в проекції променеліктьового суглоба, а потім плавно зменшується в напрямку до шийки. Середній діаметр голівки променевої кістки склав 22,13 мм (від 18,7 мм до 27,8 мм), різниці між лівим і правим ліктьовим суглобом не виявлено ($P=0,01$). Дані морфометрії переконливо підтверджують, що голівка променевої кістки має складну форму: не є круглою чи правильною еліпсою. Максимальний діаметр голівки знаходиться на рівні променеліктьового суглоба і плавно зменшується в напрямку до шийки променевої кістки.

На рис.4.1 і рис.4.2 наведені приклади гістограм параметрів антропометрії.

1) 2)

3) 4)

5)

рис. 4.1. Приклади гістограм параметрів антропометрії: 1 – діаметр голівки d_1 у фронтальній площині; 2 – d_2 у фронтальній площині; 3 – h_1 висота голівки з медіального боку у фронтальній площині; 4 – h_2 висота голівки з латерального боку у фронтальній площині; 5- h_3 глибина суглобової ямки;

1)

2)

рис.4.2.Приклади гістограм параметрів антропометрії: 1 – k_1 ширина кістково-мозкового каналу на рівні вузької частини шийки променевої кістки у фронтальній площині; 2 – k_2 ширина кістково-мозкового каналу на рівні вузької частини шийки променевої кістки в сагітальній площині.

Статистичні дані всіх антропометричних параметрів за всією групою і окремо за правою і верхньою кінцівками наведені відповідно в табл. 4.1 (додаток 1), 4.2 (додаток 2), 4.3 (додаток 3).

Таблиця 4.1.

Статистичні дані антропометричних параметрів проксимального відділу променевої кістки (вся група 31 особа)

Параметр	min	max	, мм	Δ , мм	Σ	V,%
h_{1_F}	6,8	12,7	9,34	0,49	1,35	14%
h_{1_S}	6,7	12,2	9,32	0,49	1,33	14%
h_{2_F}	5,9	11,1	8,06	0,44	1,19	15%
h_{2_S}	6	11	8,03	0,42	1,14	14%
d_{1_F}	18,7	27,8	22,13	0,85	2,31	10%
d_{1_S}	19	27,7	22,06	0,84	2,30	10%
d_{2_F}	11,9	21,3	17,05	0,84	2,29	13%
d_{2_S}	12,1	21,5	16,85	0,74	2,02	12%
h_3	1,4	3,1	2,20	0,14	0,39	18%

Продовження таблиці 4.1.

L_1	31	51,9	43,13	2,14	5,74	14%
k_1	6,6	9,4	7,82	0,28	0,77	10%
k_2	6,7	9,8	8,09	0,29	0,8-	10%

Таблиця 4.2.

Статистичні дані антропометричних параметрів проксимального відділу
променевої кістки лівої кінцівки(11 осіб)

Параметр	min	max	, мм	Δ , мм	σ	V,%
h_{1_F}	7,6	11,9	9,45	0,9	1,34	14%
h_{1_S}	7,7	12	9,45	0,93	1,39	15%
h_{2_F}	7	9,4	8,14	0,55	0,81	10%
h_{2_S}	7,1	9,3	8,8	0,55	0,82	10%
d_{1_F}	19,2	25,7	21,95	1,35	2,01	9%
d_{1_S}	19	25,6	21,81	1,39	2,08	10%
d_{2_F}	11,9	20,2	16,22	1,44	2,15	13%
d_{2_S}	12,1	19,1	16,06	1,23	1,83	11%
h_3	1,8	2,6	2,17	0,23	0,34	16%
L_1	31	49	40,30	3,46	5,15	13%
k_1	7,1	9,4	8,02	0,50	0,74	9%
k_2	6,7	9,8	8,17	0,57	0,85	10%

Таблиця 4.3.

Статистичні дані антропометричних параметрів проксимального відділу
променевої кістки правої кінцівки(20 осіб)

Параметр	min	max	, мм	Δ , мм	Σ	V,%
h_{1_F}	6,8	12,7	9,29	0,65	1,38	15%
h_{1_S}	6,7	12,2	9,25	0,62	1,33	14%
h_{2_F}	5,9	11,1	8,03	0,64	1,37	17%
h_{2_S}	6	11	8,00	0,61	1,30	16%

Продовження таблиці 4.3.

d_{1_F}	18,7	27,8	22,24	1,17	2,50	11%
d_{1_S}	19	27,7	22,20	1,15	2,46	11%
d_{2_F}	14,4	21,3	17,51	1,07	2,29	13%
d_{2_S}	14	21,5	17,29	0,95	2,02	12%
h_3	1,4	3,1	2,21	0,20	0,43	19%
L_1	32,7	51,9	44,69	2,68	5,72	13%
k_1	6,6	9,3	7,71	0,36	0,78	10%
k_2	7,1	9,8	8,05	0,37	0,79	10%

У табл.4.3. надані статистичні показники відношень вибраних параметрів, а в табл.4.4. – коефіцієнт кореляції максимального діаметра голівки d_1 і діаметра суглобової поверхні d_2 з шириною кістково-мозкового каналу k_1 і k_2 , а також висотою голівки h_1 і h_2 .

Таблиця 4.4.

Статистичні характеристики співвідношень середніх величин антропометричних параметрів

Співвідношення	Вся група	Ліва	Права
d_{1_F}/k_2	2,74	2,69	2,76
d_{1_S}/k_1	2,82	2,72	2,88
d_{2_F}/k_2	2,13	2,02	2,18
d_{2_S}/k_1	2,15	2	2,24
d_{1_F}/h_{1_F}	2,37	2,43	2,39
d_{1_S}/h_{1_S}	2,37	2,30	2,4
d_{1_F}/h_{2_F}	2,75	2,7	2,77
d_{1_S}/h_{2_S}	2,75	2,48	2,77
d_{2_F}/h_{1_F}	1,83	1,72	1,89
d_{2_S}/h_{1_S}	1,80	1,7	1,87

Продовження таблиці 4.4.

d_{2_F}/h_{2_F}	2,12	1,99	1,89
d_{2_S}/h_{2_S}	2,09	1,82	2,16

Таблиця 4.5.

Коефіцієнт кореляції співвідношень антропометричних параметрів

Співвідношення	Вся група	Ліва	Права
d_{1_F}/k_2	0,33	0,34	0,34
d_{1_S}/k_1	0,34	0,54	0,29
d_{2_F}/k_2	0,05	0,50	0,22
d_{2_S}/k_1	0,12	0,37	0,08
d_{1_F}/h_{1_F}	0,79	0,75	0,81
d_{1_S}/h_{1_S}	0,79	0,81	0,80
d_{1_F}/h_{2_F}	0,69	0,62	0,74
d_{1_S}/h_{2_S}	0,69	0,67	0,73
d_{2_F}/h_{1_F}	0,57	0,36	0,69
d_{2_S}/h_{1_S}	0,47	0,23	0,59
d_{2_F}/h_{2_F}	0,31	0,16	0,57
d_{2_S}/h_{2_S}	0,22	0,22	0,49

Дані статистичної обробки, надані в табл.4.5., показують, що спостерігається позитивний середній і сильний кореляційний зв'язок між d_1/h_1 , d_1/h_2 , d_2/h_1 . Як ілюстрацію наведено графік позитивної сильної кореляції між антропометричними параметрами d_1/h_1 у фронтальній площині (рис.4.3). Порівнюючи значення параметрів правої і лівої верхньої кінцівок, помітили, що відмінності – зовсім незначні – не більше 5-6% (табл.4.5).

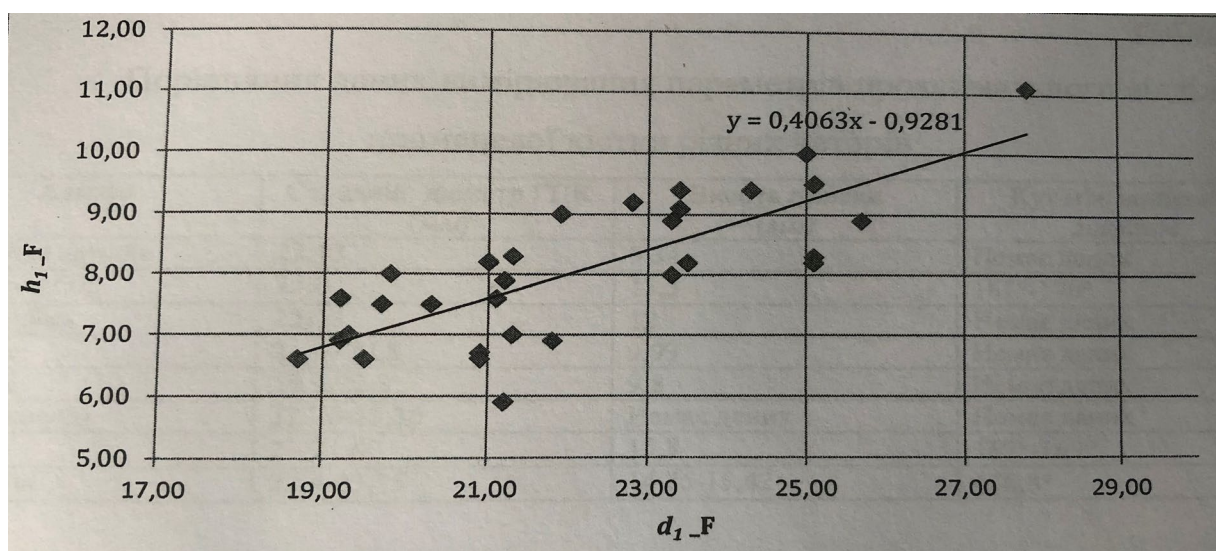


рис. 4.3. Графік позитивної сильної кореляції між антропометричними параметрами d_1/h_1 у фронтальній площині.

Доведений авторами розкид значень діаметра і висоти голівки променевої кістки дозволяє зупинитися на трьох варіантах діаметра голівки – 20 мм, 22 мм і 24 мм. Висота голівки ендопротеза може варіювати від 7 до 11 мм (табл. 4.6 і рис.4.3).

Отримані значення діаметра кістково-мозкового каналу допускають вибір двох основних діаметрів ніжки ендопротеза 7 мм і 9 мм. Довжина зібраного ендопротеза голівки променевої кістки повинна становити від 40 до 46 мм згідно з аналізом даних L_1 . Радіус кривизни суглобової поверхні голівки обрали 24 мм, що є необхідним і достатнім для ендопротеза з «плаваючою» голівкою. Форма ніжки ендопротеза може бути прямою і криволінійною в обох випадках конусної через зменшення діаметра кістково-мозкового каналу від голівки до діяфізу.

Порівнюючи отримані нами результати МРТ антропометрії проксимального відділу променевої кістки і розмірів, наявних і доступних для імплантації ендопротезів голівки променевої кістки [96, 128, 143,145,190-192], ми виявили їхню несуттєву невідповідність (табл.4.6).

Таблиця 4.6.

Порівняння даних вимірювання параметрів проксимального відділу
променевої кістки різних авторів

Автори	Середній діаметр ГПК (мм)	Висота голівки (мм)	Кут між шийкою і діафізом
Вивчення авторів	22,13	9,34	Немає даних
Лоскутов О.Є.	25,0	13,3	161°-170°
Beredjikian	22-23	12	Немає даних
Popovic	21,8 -22,8	9,93	Немає даних
Itamura	20,9-22,3	9,8	Немає даних
Swieszkowski	22,26-23,36	Немає даних	Немає даних
Captier	21-21,6	15,3	167°-169°
Puchwein	22,4-23,15	14,75-15,42	158,8°

Таким чином, варто зазначити, що незважаючи на достатню кількість робіт з антропометрії проксимального відділу променевої кістки, дані суттєво відрізняються і їх важко порівнювати через різні методи дослідження і різні початки відліку вимірювальних параметрів. Отримані нами показники антропометричних параметрів проксимального відділу променевої кістки згідно з даними МРТ стануть основою для розробки нової конструкції ендопротеза голівки променевої кістки.

Проведені антропометричні дослідження параметрів проксимального відділу променевої кістки за допомогою МРТ, та обробки статичних даних дозволяють зробити такі висновки:

1. Порівняння отриманих нами результатів МРТ антропометрії проксимального відділу променевої кістки і розмірів, наявних і сприйнятливих для імплантації ендопротезів голівки променевої кістки, показало їх незначну невідповідність, що, очевидно, пов'язане з різними способами вимірювань.

2. Аналіз отриманих параметрів діаметра і висоти голівки променевої кістки дозволяє зупинитися на трьох варіантах діаметра голівки – 20 мм, 22 мм і 24 мм. Висота голівки ендопротеза може варіювати від 7 мм до 11 мм.

3. Отримані значення діаметра кістково-мозкового каналу дозволяють обирати два діаметри ніжки ендопротеза – 7 мм і 9 мм. Довжина зібраного ендопротеза голівки променевої кістки повинна становити від 40 мм до 46 мм.

4. Ми обрали радіус кривизни суглобової поверхні голівки – 24 мм, що є необхідним і достатнім для ендопротеза з «плаваючою» голівкою. Форма ніжки ендопротеза може бути прямою і криволінійною, але в обох випадках конусною через зменшення діаметра кістково-мозкового каналу від голівки до діафізу.

5. Згідно з даними, отриманими авторами, діаметр голівки ендопротеза здебільшого становить 22 мм.

6. Аналіз показників наукових розробок свідчить, що різноманітні конструкції ендопротезів голівки променевої кістки, пропонувані авторами для клінічного використання, мають типорозміри голівки променевої кістки, подібні до даних, що отримані в нашому дослідженні. Проте все ж частина наявних імплантатів голівки променевої кістки не відповідає сприйнятливим даним анатомічних досліджень проксимального відділу променевої кістки.

4.1.2. Конструкція модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки

Наявні ендопротези голівки променевої кістки, як було зазначено вище в розділі 1, підрозділяються на моноблочні і біполярні. В основу розробки нового біполярного ендопротеза голівки променевої кістки покладені біомеханічні переконливі дослідження, що засвідчують призведення до значного підвищення напруги на суглобовій поверхні голівочки плечової кістки і в зв'язках ліктьового суглобу в порівнянні зі здоровою голівкою променевої кістки навіть анатомічним штучним моноблочним імплантатом. А це, в свою чергу, спричинює появу больового синдрому під час фізичних навантажень і прогресування дегенеративних змін. Утім, розроблена нами конструкція біполярного ендопротеза голівки променевої кістки дозволяє знизити напруження на суглобових поверхнях і в капсульно-зв'язковому апараті ліктьового суглобу, а також потенційно забезпечити тривалу стабільність при безцементній або цементній фіксації ніжки імплантата в променевій кістці.

На рис.4.4. наданий загальний вигляд розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки (Патент України №83334) [177]. Розроблений біполярний модульний ендопротез голівки променевої кістки (рис.4.4) складається з голівки (1), поверхня якого максимально повторює анатомічну форму голівки променевої кістки і ніжки (2), зробленої у вигляді вигнутого конусного чотирилопатевого стрижня, разом з цим проксимальний кінець ніжки виготовлений у вигляді сфери – кулястої опори (3). Метал – нержавіюча сталь марка 12х18Н10Т, котра надана ПП ДЦ «Олімпія Червоний Хрест», компанія має багаторічний досвід в розробці та виготовленні виробів з високолегованої сталі, яку використовують в медичних цілях. Компанія брала участь в забезпеченні наукової роботи на тему «Використання та наукове обґрунтування удосконаленої моделі ендопротеза голівки променевої кістки» у вигляді надання сертифікованої медичної сталі для виготовлення в експериментальних умовах цих ендопротезів. Дистальна частина ніжки має

рівновіддалені поздовжні і поперечні пази (4) і покрита пористим піскоструминним покриттям для забезпечення вrostання кісткової тканини. Голівка ендпротеза виконана у вигляді «гільзи» з внутрішньою різбовою поверхнею (5) і сферичним дном, з кривизною, відповідною сфері кулястої опори ніжки ендпротеза.

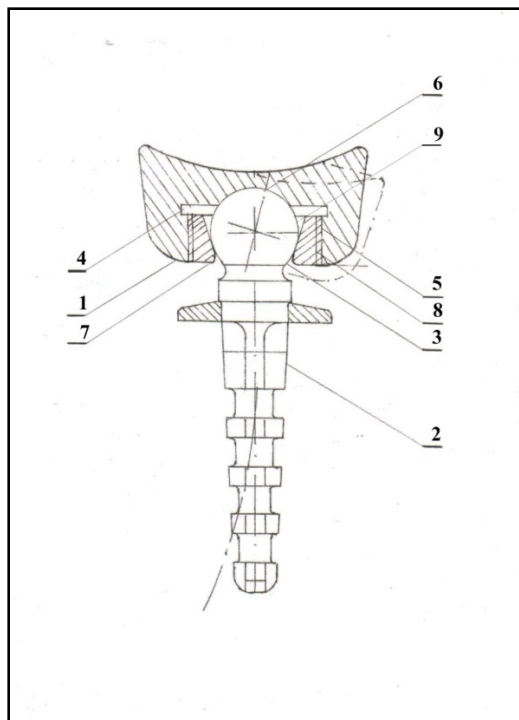


рис.4.4. Розроблений модульний біполярний ендпротез голівки променевої кістки: 1 - голівка; 2 – ніжка; 3 – куляста опора ніжки; 4 – поперечні борозни ніжки; 5 – внутрішня різбова поверхня голівки; 6 – сферичне дно голівки; 7 – фіксувальна втулка; 8 - зовнішня різьба втулки; 9 – зазор між сферичним дном і внутрішньою різбовою поверхнею рівний 1,0– 1,3 мм.

Голівка фіксується рухомо з ніжною ендпротеза втулкою (7) із зовнішнім різьбленням (8), створюючи, таким чином, гвинтову пару. Діаметр кульової опори більший від внутрішнього діаметра втулки, а між краєм сферичного дна і внутрішнім різьбленням поверхні голівки створюється зазор 1,0 – 1,3 мм (9). Виготовлення ніжки ендпротеза голівки променевої кістки з кульовою опорою направлено на створення вузла обертання між ніжною і голівкою ендпротеза. При остеопорозі можлива фіксація ніжки ендпротеза голівки променевої кістки за допомогою кісткового цементу, який буде

проникати між кісткою і поздовжньо-поперечними борознами ніжки, що посилить стабільність фіксації у майбутньому і буде перешкоджати міграції ніжки.

Голівка ендопротеза у вигляді «гільзи» з внутрішньою різьбовою поверхнею і фіксувальна втулка із зовнішньою різьбовою поверхнею як гвинтова пара створюють механізм фіксації кульової опори ніжки у сферичному дні голівки імплантата, що забезпечує ковзання (рис.4.5).



рис. 4.5. Розроблений безцементний модульний біполярний ендопротез голівки променевої кістки (Патент України №83334) в розібраному вигляді.

Кульова опора спільно зі сферичним дном голівки створюють шарнірний вузол біполярного ендопротеза голівки променевої кістки, що покращує динаміку ліктьового суглоба, знижує напругу на суглобових поверхнях і зменшує напругу капсульно-зв'язкового апарату. Розроблений нами модульний біполярний ендопротез голівки променевої кістки репрезентований трьома діаметрами голівок 20 мм, 22 мм і 24 мм. Висота голівки відображена двома типорозмірами – коротка 7 мм і подовжена 11 мм (рис.4.6, 4.7). Форма голівки біполярного модульного ендопротеза голівки променевої кістки максимально наближена до анатомічної, що дозволяє звести до мінімуму контактні напруги. Ніжки ендопротеза відображені двома типорозмірами 7 мм і 9 мм. Поперечні і поздовжні борозни ніжки з піскоструминним покриттям забезпечують можливість проростання кісткової тканини в разі безцементного типу фіксації.

Вигин ніжки ендопротеза дозволяє полегшити імплантацію ендопротеза, а також забезпечити додаткову ротаційну стабільність імплантата, що є частішим конструктивним елементом від інших ендопротезів, як було зазначено в розділі 1.

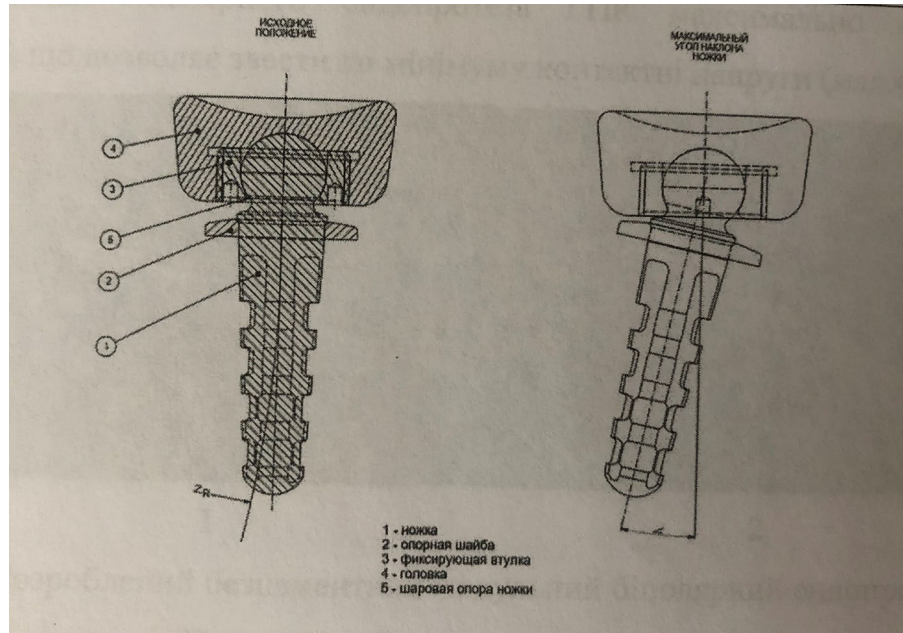


рис.4.6. Технічний малюнок модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки в зібраному вигляді з короткою голівкою: 1 – ніжка; 2 – опорна шайба; 3 – фіксувальна втулка; 4 – голівка; 5 – кульова опора ніжки.

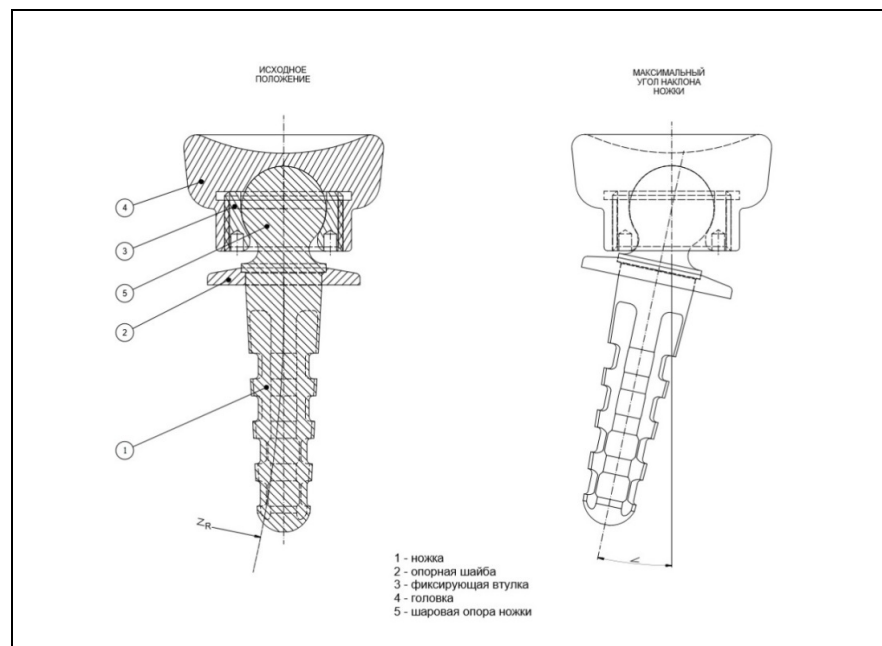
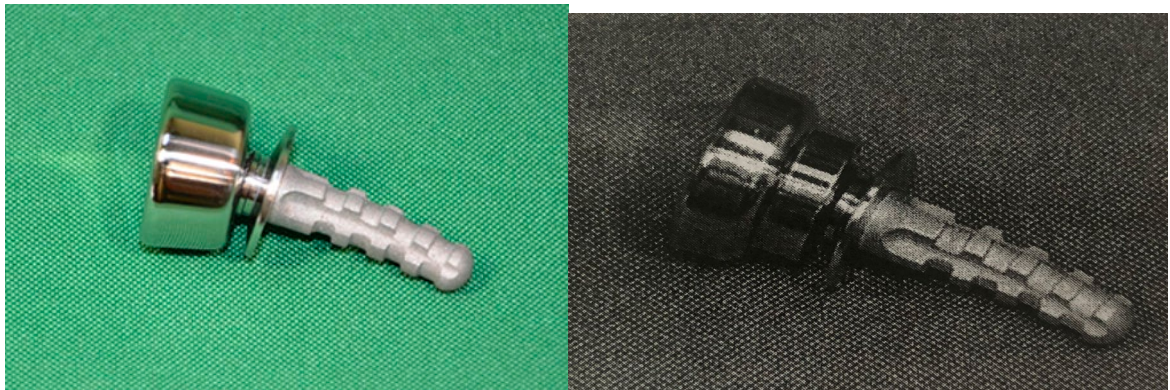


рис.4.6. Технічний малюнок модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки у зібраному вигляді з довгою голівкою: 1– ніжка; 2 –опорна шайба; 3 – фіксувальна втулка; 4–голівка; 5 –кульова опора ніжки.

Форма голівки біполярного ендопротеза голівки променевої кістки максимально наближена до анатомічної, що дозволяє звести до мінімуму контактні напруги (рис.4.8).



1

2

рис.4.8. Розроблений безцементний модульний біполярний ендопротез голівки променевої кістки у зібраному вигляді (Патент України №83334): 1 – з короткою голівкою; 2 – з подовженою голівкою.

4.2. Техніка операції ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним ендопротезом голівки променевої кістки

Для визначення можливого типорозміру голівки та діаметра ніжки виконують рентгенографію обох ліктьових суглобів у 2-х проекціях із використанням «маркера» збільшення. Як правило, збільшення відбитку на рентгенограмі становить 10%. Тому використовуються трафарети з відповідним збільшенням (рис.4.9).

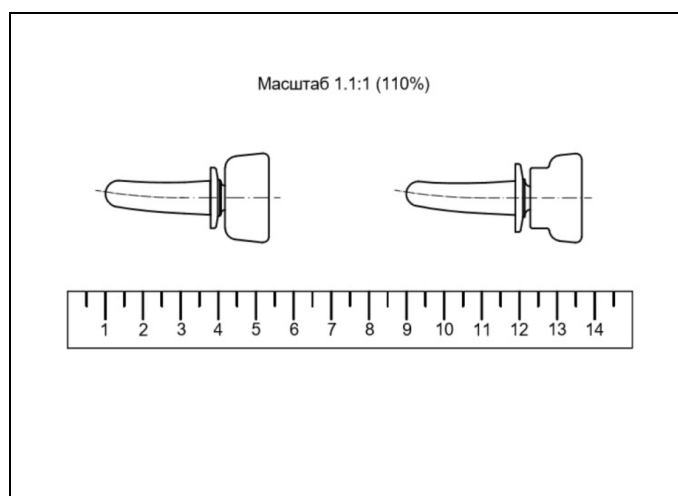


рис.4.9. Трафарет для планування ендопротезування голівки променевої кістки зі збільшенням 10%.

Оперативне втручання проводять під провідниковою (регіонарною) анестезією плечового сплетіння за Куленкампфу. Положення пацієнта на спині. Травмовану верхню кінцівку розміщують на приставному столику. Після стандартної обробки операційного поля здійснюють доступ до голівки променевої кістки. У разі ізольованого ушкодження голівки променевої кістки виконувався стандартний латеральний доступ Кохера (розріз шкіри довжиною 6-8 см виконується від верхівки латерального надвиростка плеча, перетинає лінію суглоба і продовжується до інтервалу між *m. Extensor carpi ulnaris* і *m. Anconeus*). У разі одночасного пошкодження голівки променевої кістки, ліктьового і \ або вінцевого відростка краще використовувати задньолатеральний доступ. У цьому разі розріз шкіри довжиною 6-8 см по задній поверхні ліктьового суглоба починається з рівня ліктьової ямки дещо

латерально і продовжується до рівня проксимального метафіза ліктьової кістки. Тупим і гострим шляхом здійснюється доступ між волокнами *m. triceps brachii*, *m. brachioradialis* і *m. extensor carpi radialis longus*, після чого відкривається латеральний виросток і капсула суглоба з колатеральним латеральним комплексом, що охоплює кільцевидну зв'язку, яка перетинається поперечно (рис.4.10, 4.11, 4.12.).



рис.4.10 Класичний доступ Кохера до голівки променевої кістки.

За будь-якого доступу обов'язково прошивають провізорними нитками латеральну колатеральну і кільцевидну зв'язки. У разі використання задньолатерального доступу латеральну колатеральну зв'язку з частиною *m. anconeus* частково відпластовують распатором від зовнішнього надвиростка плечової кістки, після чого розкривають капсулу суглоба і відкривають доступ до голівки променевої кістки. В обох доступах дуже важливо максимально пронувати передпліччя для захисту глибокої гілки променевого нерва.



*рис.4.11 Доступ між м'язовими волокнами *m. brachioradialis* і *mm. Extensorum carpi radialis longus et brevis* з одного боку і *m. extensor digitorum communis*.*

Візуалізується розрив латеральної колатеральної зв'язки. У разі задньолатерального доступу (рис.4.12) доступ здійснюють між *m. anconeus* и *m. extensor carpi ulnaris*.



рис.4.12 Задньолатеральний доступ для ендопротезування голівки променевої кістки.



рис. 4.13. Розтин капсули суглоба і видалення голівки променевої кістки.

Резекцію залишкової частини голівки променевої кістки виконують після попереднього вимірювання висоти резекції спеціальним мірником, відповідним двом різним за висотою типорозмірам голівки променевої кістки, розробленого біполярного ендопротеза (рис.4.14, 4.15). Резекцію здійснюють вузькою маятниковою пилкою в площині, строго перпендикулярній поздовжній осі шийки.



рис.4.14. Ручка з мірною голівкою ендопротеза голівки променевої кістки.

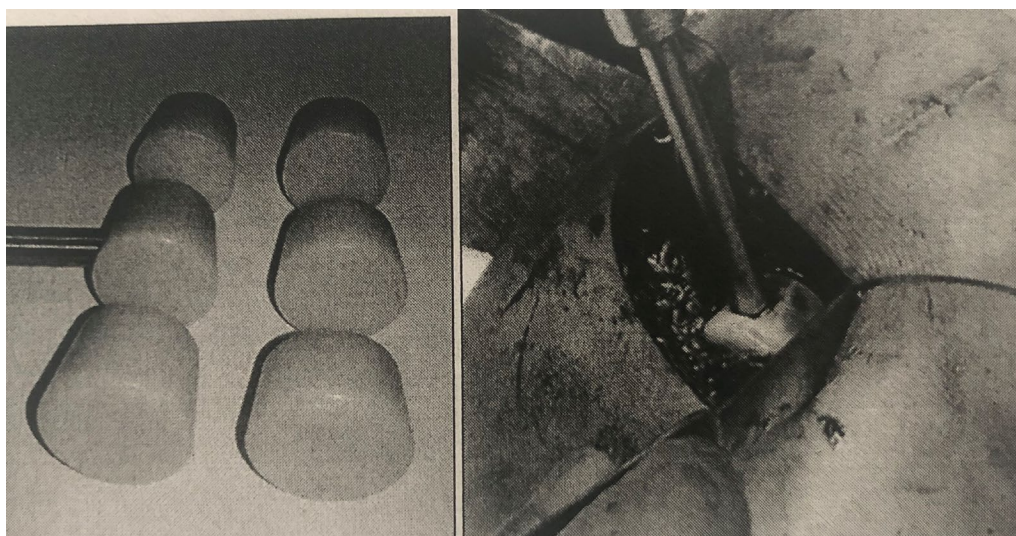


рис.4.15. Мірні голівки: 1– шість різних типорозмірів мірних голівок; 2– вибір типорозміру голівки ендопротеза за допомогою мірної голівки.

Спеціальним рашпілем (рис.4.16), відповідним кривизні ніжки ендопротеза, голівку променевої кістки розкривають кістково-мозковий канал променевої кістки. Видалені фрагменти голівки променевої кістки розміщують

в спеціальному вимірнику і визначаються остаточно з діаметром голівки ендопротеза.

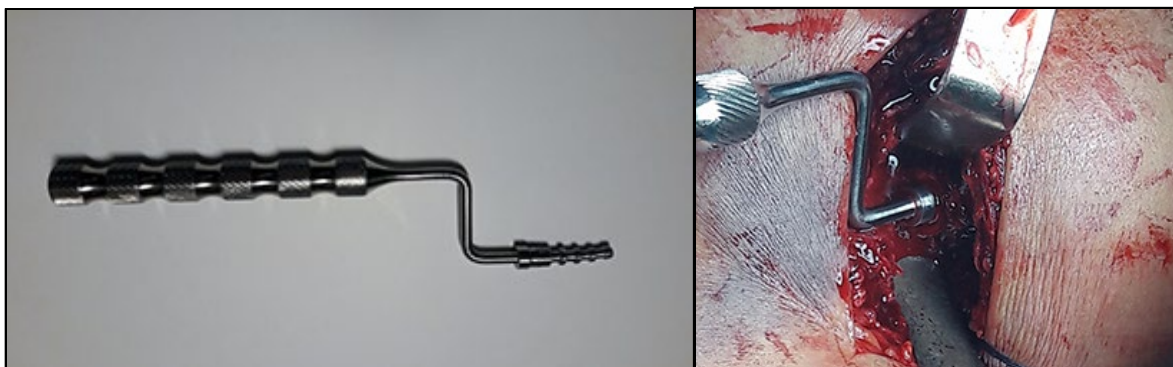
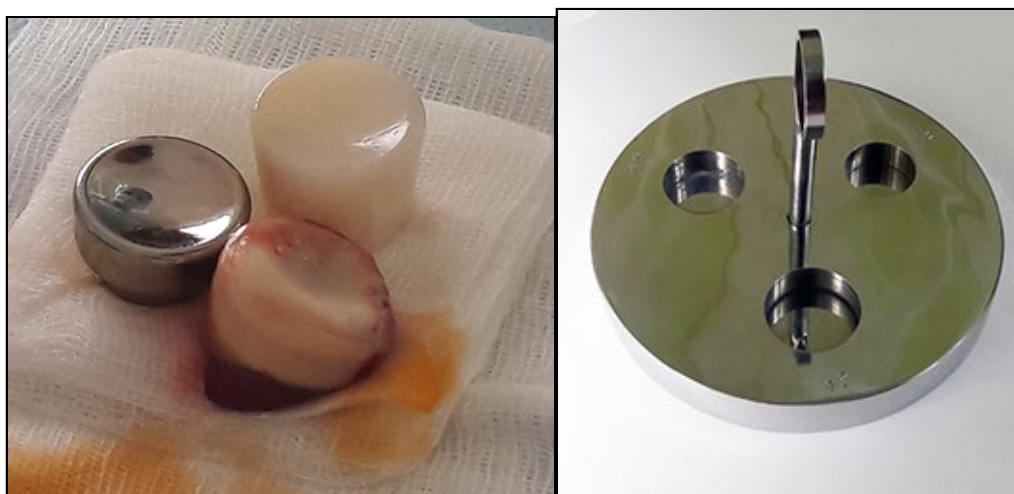


рис.4.16. Рашипель для підготовки кістково-мозкового каналу променевої кістки та підготовка кістково-мозкового каналу променевої кістки для імплантації ендопротеза голівки променевої кістки.

Фрагменти голівки променевої кістки видаляються і збираються разом для визначення розміру голівки ендопротеза на спеціальному планшеті-диску (рис.4.17).



1

2

рис.4.17. 1 – Видалення голівки променевої кістки, мірник голівки променевої кістки і голівка ендопротеза голівки променевої кістки; 2 – планшет-диск для вимірювання діаметра видаленої голівки променевої кістки.

Залишки голівки резеціюються на рівні шийки променевої кістки строго перпендикулярно згідно з попереднім заміром пробної голівки. Діаметр і висота голівки ендопротеза повинні бути рівні або дещо менші (на 1–2 мм) від

розміру вилученої голівки променевої кістки для забезпечення конгруентності голівочки плечової кістки і попередження розвитку контрактури через можливий розвиток імпінджмент-синдрому. У положенні максимальної пронації ніжку зібраного ендопротеза голівки променевої кістки вводять в кістково-мозковий канал променевої кістки, так, щоб опорна шайба увійшла в щільний контакт з торцевою частиною опиля шийки променевої кістки, після чого вправляють голівку для контакту з плечовою та ліктьовою кістками (рис.4.18).



рис.4.18. Вигляд операційної рани після вправлення біполярного ендопротеза голівки променевої кістки із довгою голівкою.

Для перевірки стабільності ліктьового суглоба після вправлення ендопротеза голівки променевої кістки під візуальним контролем здійснюється згинання та розгинання ліктьового суглоба з помірним варус- і вальгус-стресом в крайніх положеннях. Перевіряються також просупінаційні рухи. Всі рухи здійснюються без зусиль, до того ж положення голівки ендопротеза має строго відповідати голівочці плечової кістки без наявності діастазу між суглобовими поверхнями (допускається не більше 1-2 мм).

Перед введенням ніжки ендопротеза, в разі цементного ендопротезування, з спонгіозної тканини видаленої голівки виготовляють «пробку» для введення в кістково-мозковий канал на глибину, більшу на 5-10 мм від довжини ніжки ендопротеза. Готується цемент, і після повного

висушування каналу від крові здійснюють введення цементу, а потім і ендопротеза. Разом із цим кривизна ніжки повинна розташовуватися строго у фронтальній площині, збігаючись з кривизною проксимального каналу променевої кістки в положенні максимальної супінації передпліччя. Здійснюють вправлення за допомогою імпактора, після чого надлишки цементу видаляють.

Після вправлення голівки ендопротеза в обов'язковому порядку перевіряється її розташування в передньозадній і бічній проекціях, оцінюється обсяг згинально-розгинальних і просупінаційних рухів. Якщо після вправлення ендопротеза відзначається обмеження згинання або розгинання в ліктьовому суглобі особливістю конструкції розробленого ендопротеза, то можливо безпосередньо в рані зняти голівку ендопротеза й поміняти її на менший розмір за висотою або за діаметром. У разі пошкодження латерального колатерального комплексу здійснюється його відновлення за допомогою нитки Етібонд №5, яку проводять трансосально через отвори, виконані спицею в латеральному виростку плечової кістки, після чого рану промивають фізіологічним розчином і пошарово вшивають (рис.4.19).



рис.4.19. Зшивання кільцеподібної зв'язки і трансосальний шов колатеральної латеральної зв'язки ниткою Етібонд №5.

Активний дренаж використовують за необхідності. В післяопераційному періоді пацієнтам здійснюється іммобілізація зйомною задньою гіпсовою

шиною на 3-5-7 діб в позиції згинання ліктьового суглоба під кутом 90° і середньофізіологічному положенні між пронацією і супінацією. У випадку підтвердженого пошкодження медіальної колатеральної зв'язки – в положенні максимальної супінації. У більшості пацієнтів на 2-3 добу після операції починалася мобілізація рухів під контролем інструктора ЛФК. У випадку ізольованого фрагментарного перелому голівки променевої кістки через 2-3 доби після ендопротезування голівки променевої кістки гіпсова іммобілізація замінювалася м'якою пов'язкою типу Дезо. У разі перелоמו-вивихів голівки променевої кістки і / або проксимального відділу кісток передпліччя іммобілізація знімною гіпсовою шиною зберігалася до 7-14 діб. Рання мобілізація рухів у ліктьовому суглобі (усіх пацієнтів до 4-го тижня) дозволила отримати після операції обсяг згинання-розгинання 100° і більше (мінімальний функційний обсяг за Morrey) [1].

У післяопераційному періоді проводиться антибіотикопрофілактика протягом 5 діб і протизапальна терапія. Для профілактики гетеротопічної осифікації і відсутності у пацієнта виразкової хвороби шлунка і дванадцятипалої кишки в анамнезі застосовуються: індометацин – дозою 25 мг (диклофенак натрію 75 мг або ібупрофен 200 мг) двічі на добу 1 міс., обов'язкове призначенням гастропротекторів (пантопразол, рабепразол) – дозою 20 - 40 мг на добу, контроль загального аналізу крові та біохімічного аналізу крові – 1 раз на 10 діб. У пацієнтів із підвищеним ризиком шлунково-кишкової кровотечі застосовується Аркоксія протягом 1 тижня – дозою 120 мг 1 раз на добу, потім після їжі протягом 3-х тижнів – 60 мг 1 раз на добу із застосуванням гастропротекторів. Наводимо клінічний приклад. Хвора Ш., 61 років, домогосподарка, прибула до клініки на 2-у добу після травми з діагнозом – закритий перелоמו-вивих проксимального відділу кісток лівого передпліччя (тип 21-B3 за АО/ОТА) (рис.4.20).

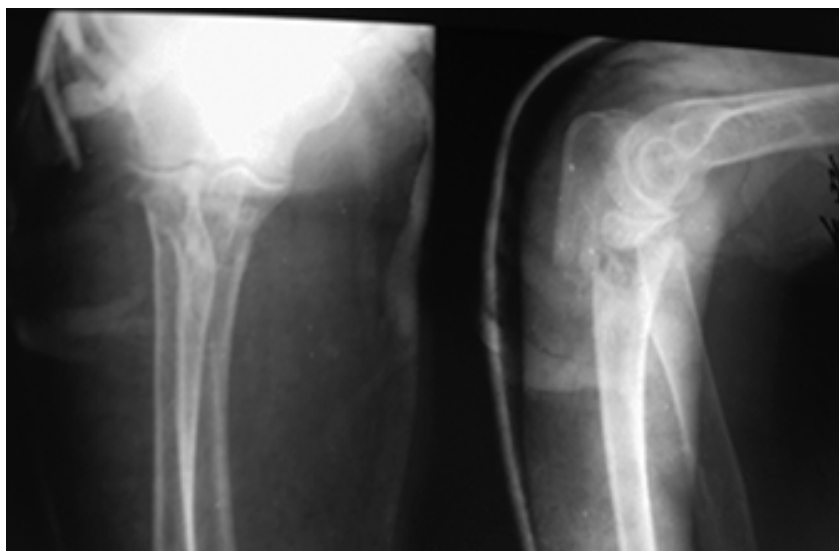


рис. 4.20. Фото рентгенограм хворої Ш. до операції.

Пацієнтці на третю добу після травми під провідниковою анестезією лівого плечового сплетення (за Куленкампфу) була зроблена операція: резекція голівки променевої кістки, відкрите вправлення вивиху, безцементне ендопротезування голівки лівої променевої кістки модульним біполярним ендопротезом, відкрита репозиція, накістковий МОС перелому проксимального відділу ліктьової кістки (рис.4.21).

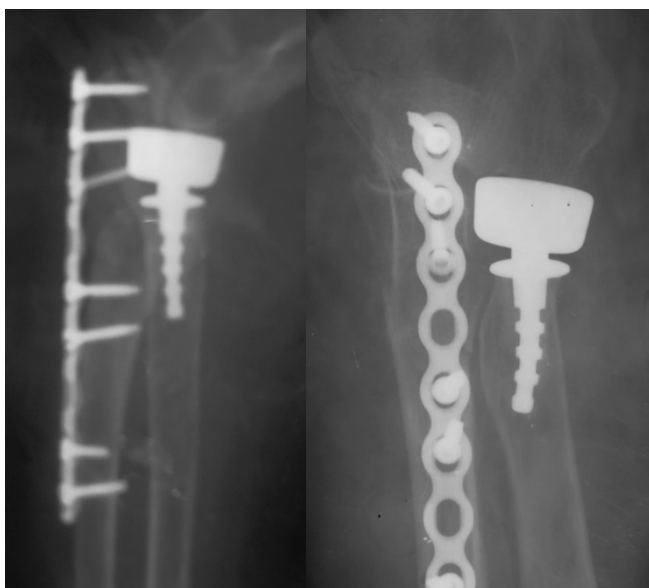


рис. 4.21. Фото рентгенограм хворої Ш. після операції. В післяопераційному періоді на 2-у добу розпочато ранню мобілізація рухів (рис.4.22).



рис.4.22. Функційний результат лікування хворої Ш. на другу добу після операції.



рис.4.23. Функційний результат лікування хворої Ш. через 12 міс. після операції.

Пацієнтка обстежена через 12 міс. , результатом операції задоволена (рис.4.23). У неї є скарги на періодичні неприємні відчуття в області лівого ліктьового суглоба після фізичного навантаження і в періоди зміни погоди.

Повністю себе обслуговує, крім того: причісує волосся, одягає сорочку, застібає гудзики і т.ін. Обсяг рухів у правому ліктьовому суглобі: згинання – 125°, розгинання – 0°, супінація – 75°, пронація – 80° (рис.4.23). Результат лікування, згідно з оцінкою клініки MEPS - відмінний (95 балів).

Наводимо ще один клінічний приклад. Пацієнт М., 47 років Наслідком падіння на витягнуту руку є закритий переломо-вивих ГПК типу IV за Mason-Hotchkiss і апікальний перелом вінцевого відростка лівого ліктьового суглоба (рис.4.24). Пацієнту М. на 2-у добу після травми під провідниковою анестезією лівого плечового сплетення за Куленкампу виконано оперативне втручання в такому обсязі: резекція голівки променевої кістки, видалення фрагментів апікального перелому вінцевого відростка, ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним безцементним ендопротезом (рис.4.25.), трансосальне відновлення колатерального латерального комплексу за допомогою нитки Етібонд №5.

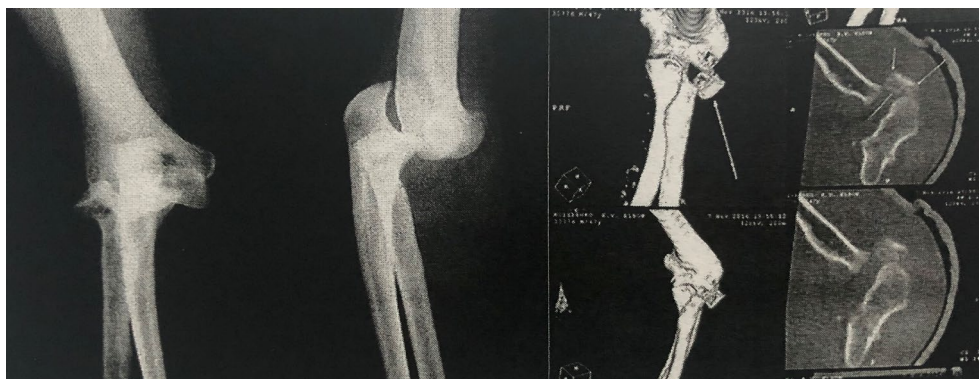


рис. 4.24. Фото рентгенограм і СКТ лівого ліктьового суглоба пацієнта М. до операції (переломо-вивих ГПК типу IV за Mason-Hotchkiss і фрагментний перелом вінцевого відростка).



рис. 4.25. Фото рентгенограм лівого ліктьового суглоба пацієнта М.: 1 – через 3 дні після операції; 2 – через 12 міс. після ендопротезування голівки променевої кістки розробленим безцементним біполярним ендопротезом.

Гіпсова іммобілізація проводилася протягом перших 3-х діб, після чого під контролем інструктора ЛФК розпочата мобілізація пасивних рухів, а з 7-ї доби – активних рухів в ліктьовому суглобі. Шви видалені на 14 добу. Повне відновлення функції ліктьового суглоба – через 2 міс. з моменту операції. Функційний висновок через 12 міс. згідно з системою оцінювання MEPS – 100 балів (рис.4.26).

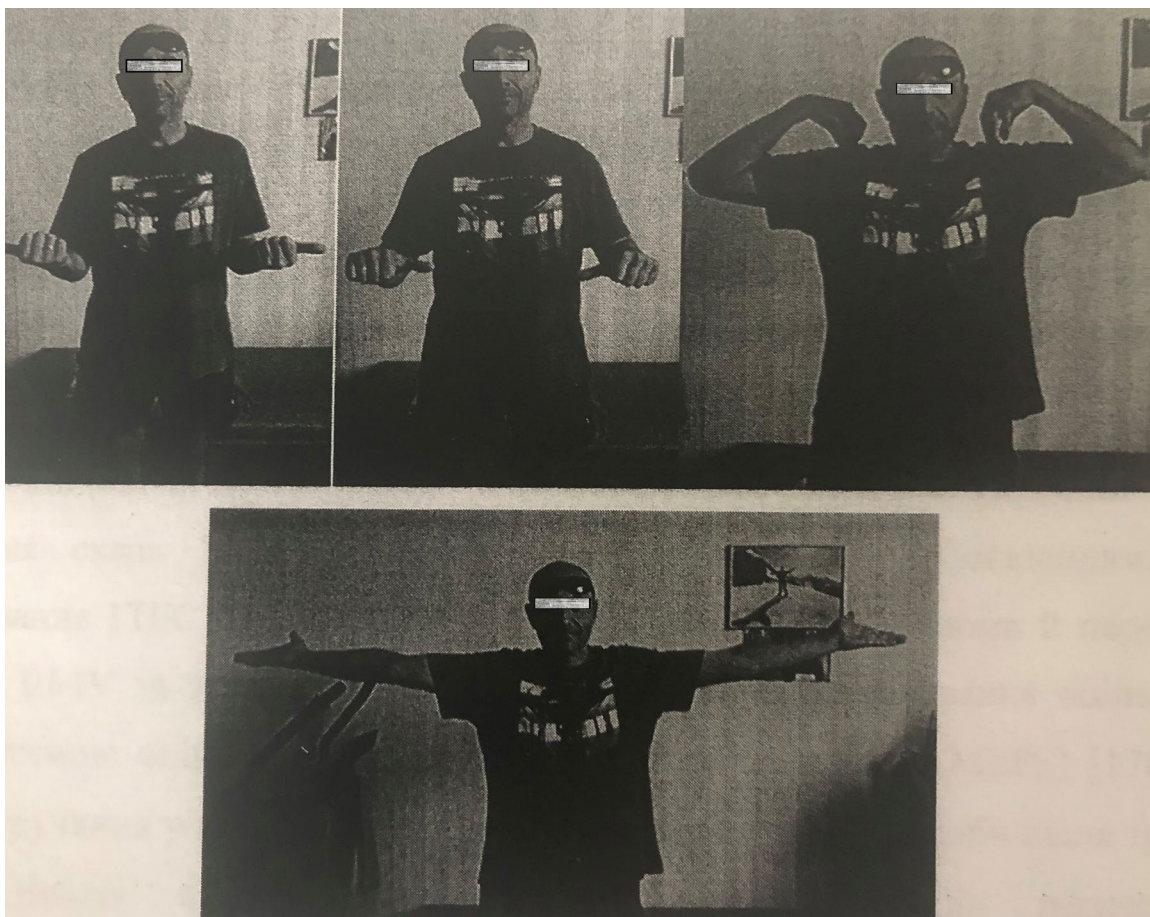


рис. 4.26. Фото пацієнта М. через 12 міс. , після ендопротезування голівки променевої кістки розробленим безцементним біполярним ендопротезом - функційний результат за оцінкою MEPS 100 балів.

Таким чином, розроблений модульний біполярний безцементний ендопротез голівки променевої кістки і особливості хірургічної техніки його імплантації у разі переломів і перелоμο-вивихів голівки променевої кістки типу III-IV, за Mason-Hotchkiss, дозволяють отримати позитивні результати за незаперечною оцінкою Mayo Elbow Performance Score. Клінічне застосування пропонованого модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки дозволить попередити розвиток асептичного запалення і подальшої нестабільності імплантата стосовно конструкційних особливостей і пари тертя метал-метал замість пари тертя поліетилен-метал і, таким чином, поліпшити віддалені функційні результати лікування. Диференційний підхід до вибору хірургічного доступу за різних пошкоджень голівки променевої кістки, рання мобілізація рухів в ліктьовому суглобі і відновлення капсульно-зв'язкового

апарата ліктьового суглоба – є визначальними факторами досягнення позитивних клініко-функційних результатів ендопротезування голівки променевої кістки за допомогою розробленого модульного біполярного ендопротеза голівки променевої кістки.

РОЗДІЛ 5 РЕЗУЛЬТАТИ КЛІНІЧНОЇ АПРОБАЦІЇ РОЗРОБЛЕНОГО МОДУЛЬНОГО БІПОЛЯРНОГО ЕНДОПРОТЕЗА ГОЛІВКИ ПРОМЕНЕВОЇ КІСТКИ

Розроблений модульний біполярний безцементний ендопротез голівки променевої кістки (Патент України №83334) [177] з парою тертя метал-метал (матеріал - медична нержавіюча сталь) був застосований в період з 2014-2017 рр. у 14 пацієнтів, середній вік яких складав 56 років (від 43 до 72 років). Чоловіків було 6, жінок – 8. Всі хворі давали добровільну згоду на установку їм експериментальної моделі ендопротеза голівки променевої кістки. Ендопротези були виготовлені із сертифікованої сталі марки 08X17N13M2 наданої ПП ДЦ «Олімпія Червоний Хрест». Також на імплантацію експериментальної моделі ендопротезу була дана згода етичної комісії. Середній термін спостереження склав 18 місяців (від 6 до 24 місяців). Показаннями для ендопротезування голівки променевої кістки у всіх пацієнтів були фрагментарні переломи й перелоמו-вивихи типу III-IV за Mason-Hotchkiss [24, 25]. Результат лікування оцінювався згідно з системою оцінювання Mayo Elbow Performance Score (MEPS) [178,179]. Хірургічне втручання у всіх пацієнтів здійснювалося в перші 2-3 доби після травми. У всіх пацієнтів ендопротезування голівки променевої кістки відбувалося під регіонарною (провідниковою) анестезією за Куленкампу. У всіх хворих котрим було виконане ендопротезування голівки променевої кістки МОС технічно було провести не можливо.

Наводимо клінічний приклад. Пацієнтка П. 43-х років, у наслідку падіння на витягнуту руку отримала закритий фрагментарний перелом голівки променевої кістки типу III за Mason-Hotchkiss (рис.5.1). Пацієнтці П. на 2-у добу після травми під провідниковою анестезією лівого плечового сплетення за Куленкампу здійснено оперативне втручання обсягом: резекція голівки променевої кістки, ендопротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним модульним безцементним ендопротезом. Гіпсова іммобілізація проводилася протягом перших 3-х діб, після чого під контролем інструктора ЛФК розпочато мобілізацію пасивних рухів, а з 7-ї доби – активних рухів в

ліктьовому суглобі. Шви видалені на 14 добу. Рентгенограма лівого ліктьового суглоба після операції через 12 міс. відображена в 2-х проекціях (на рис. 5.2.), а функційний результат поданий на рис.5.3. У пацієнтки – дефіцит розгинання в ліктьовому суглобі 15° . Згідно з системою оцінювання MEPS – 85 балів.

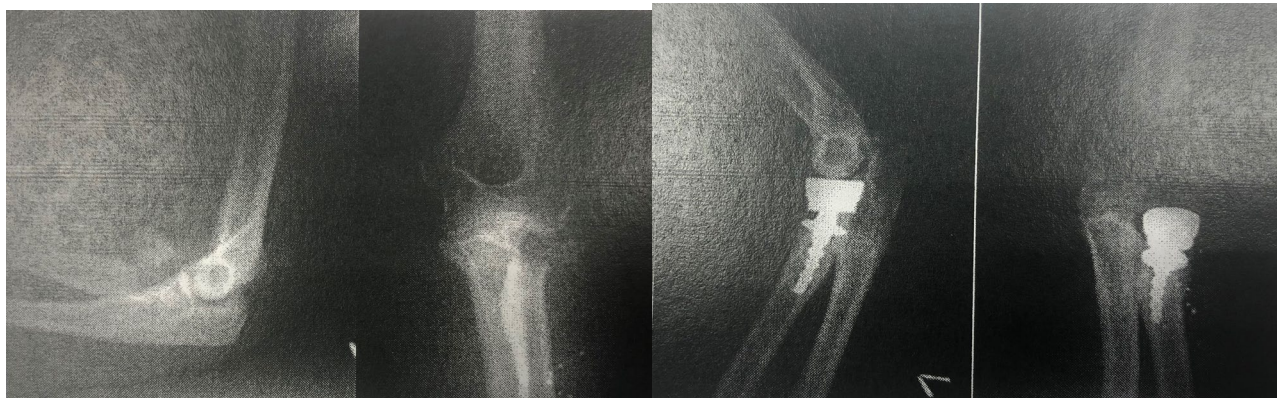


рис. 5.1. Фото рентгенограм хворої П. до операції.

рис. 5.2 Фото рентгенограм хворої П. через 12 мес. після операції.

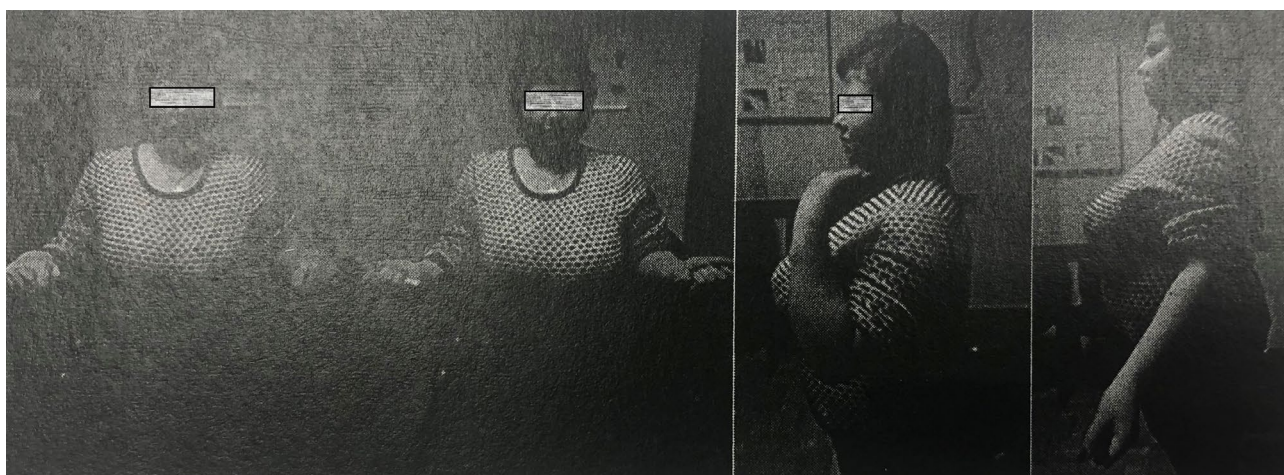


рис.5.3. Функційний результат лікування хворої П. через 12 міс. після операції.

Клініко-рентгенологічні результати оперативного лікування пацієнтів з переломами і перелоמו-вивихами голівки променевої кістки (терміном від 6 до 24 місяців) оцінені у всіх 14 пацієнтів. Встановлено, що у всіх хворих досягнутий достатній безболісний обсяг згинання-розгинання (100° і більше) і просупінаційних рухів (50° супінації і 50° пронації) в ліктьовому суглобі

необхідних для повсякденної життєдіяльності [1]. Обсяг рухів досягнутий у пацієнтів після ендопротезування голівки променевої кістки терміном через 6 міс. після операції поданий у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1.

Функційні результати пацієнтів через 6 міс. після ендопротезування голівки променевої кістки розроблених біполярним ендопротезом голівки променевої кістки

н\п	Згинання / розгинання в ЛС (□)	Супінаці/ пронація (□)	Обсягзгинання / розгинання (□)	Обсяг просупінаційних рухів (□)
1	125/0	75/75	125	150
2	125/5	75/75	120	150
3	135/0	80/80	135	160
4	125/5	70/70	120	140
5	120/10	70/70	120	140
6	135/0	80/80	135	160
7	140/0	80/75	140	155
8	110/10	70/70	100	140
9	140/0	80/90	140	170
10	140/0	80/90	140	170
11	135/0	75/75	135	140
12	135/0	80/90	135	170
13	130/10	80/80	120	160
14	125/5	70/70	120	140

Статистичні дані

	min	max	середнє X	Стат. відхилення	Δ	Коеф.Варі
Згинання / розгинання в ЛС (□)	110/ 0	140/ 10	130/ 3,21	8,77/ 4,21	5,06/ 2,43	7%/ 131%
Супінація/пронація (□)	70/ 70	80/ 90	76,07/ 77,86	4,46/ 7,52	2,58/ 4,34	6%/ 10%
Обсяг згинання / розгинання (□)	100	140	127,50	11,56	6,68	9%
Обсяг просупінаційних рухів (□)	140	170	153,21	12,03	6,94	8%

Кут згинання в середньому () склав 130□ (від 110□ до 140□), середнє квадратичне відхилення (σ) – 8,45□, середнє значення дефіциту розгинання () - 3,2□ (від 0□ до 10□), середнє значення дефіциту розгинання (σ) – 2,45□. За статистичною обробкою показників згинання отриманий коефіцієнт варіації 7%, довірчий критерій Стьюдента t - 4,88. Для показників розгинання відповідно –31% і t-1,41. Середнє значення пронації () – 77,86□ (от 70□ до 90□), середнє квадратичне відхилення (σ) – 7,25□, t- 4,19, середнє значення супінації () – 76,07□ (від 80□ до 70□), середнє квадратичне відхилення (σ) - 4,30□, t- 2,48, середнє значення обсягу згинання / розгинання () – 127□ (от 100□ до 140□), середнє значення просупінаційних рухів () – 153□ (від 140□ до 170□). Оцінюючи обсяги рухів згинання / розгинання, встановили, що середній обсяг склав () – 127,5□, середнє квадратичне відхилення (σ) –

11,14°, коефіцієнт варіації – 9%, критерій t-6,43. Для обсягу просупінаційних рухів отримані такі дані – середнє значення (\bar{x}) – 153,21°, середнє квадратичне відхилення (σ) – 11,59°, коефіцієнт варіації – 8%, критерій Стьюдента, t– 6,69. Порівняння обсягу рухів в ліктьовому суглобі прооперованої і контралатеральної верхньої кінцівок через 12 міс. – рік після оперативного втручання (табл. 5.2, 5.3) – засвідчило, що визначається міцний позитивний кореляційний зв'язок стосовно збільшення обсягу згинання та розгинання в ліктьовому суглобі і просупінаційних рухів (мал 5.4).

Таблиця 5.2.

Порівняння обсягу рухів в ліктьових суглобах у пацієнтів через 12 міс. в прооперованій і контралатеральній верхніх кінцівках

№ з\п	Обсяг згинання / розгинання (°) в ліктьовому суглобі прооперованої верхньої кінцівки	Обсяг просупінаційних рухів (°) в ліктьовому суглобі прооперованої верхньої кінцівки	Обсяг згинання / розгинання (°) в ліктьовому суглобі контралатеральної верхньої кінцівки	Обсяг просупінаційних рухів (°) в ліктьовому суглобі контралатеральної верхньої кінцівки
1	125	150	135	160
2	120	150	140	160
3	135	160	140	160
4	120	140	140	170
5	120	140	140	170
6	135	160	135	160
7	140	155	140	160
8	100	140	140	170
9	140	170	140	170
10	140	170	140	170
11	135	140	135	170
12	135	170	140	170

Продовження таблиці 5.2.

13	120	160	140	160
14	120	140	140	170

У таблиці 5.3 наведені середні значення величин (X), середньоквадратичні відхилення (σ), довірчі інтервали середніх значень з довірчою ймовірністю 0,95 ($\square\square X$), а також коефіцієнти варіації (V).

Таблиця 5.3.

Статистичні показники обсягу рухів у пацієнтів через 12 міс. в прооперованій і контралатеральній верхніх кінцівках(°)

Показники	min	max	X , мм	ΔX ,мм	σ	V ,%
Обсяг згинання/розгинання в ліктьовому суглобі оперованої кінцівки (°)	100	140	127,50	6,68	11,56	9%
Обсяг просупінаційних рухів в ліктьовому суглобі оперованої кінцівки (°)	140	170	153,21	6,94	12,03	8%
Обсяг згинання/розгинання в ліктьовому суглобі контралатеральної кінцівки (°)	135	140	138,93	1,23	2,13	2%

Продовження таблиці 5.3.

Обсяг просупінаційних рухів в ліктьовому суглобі контралатеральної кінцівки(°)	160	170	165,71	2,97	5,14	3%
Достовірна різниця р	0,003		0,002		0,01	
t Стюдента	3,76		3,87		3,05	

Установлено міцний позитивний кореляційний зв'язок між просупінаційними рухами в ліктьовому суглобі і згинанням / розгинанням в ліктьовому суглобі через 12 міс. після операції в прооперованій кінцівці (рис.5.5).

рис.5.5. Графік міцного позитивного кореляційного зв'язку між просупінаційними рухами в ліктьовому суглобі і згинанням / розгинанням в ліктьовому суглобі через 12 міс. після операції в прооперованій кінцівці.

Таким чином, проведений статистичний аналіз клінічних даних підтверджує ефективність виконаних оперативних втручань у пацієнтів із

переломами і переломо-вивихами голівки променевої кістки III-IV типу за Mason-Hotchkiss.

Ендопротез голівки променевої кістки не був видалений у жодного із пацієнтів унаслідок асептичного розхитування або глибокої інфекції. Оцінюючи рентгенологічні показники, ми встановили перевищення розміру голівки ендопротеза у 2-х пацієнтів, що призвело до зменшення обсягу рухів у порівнянні з іншими пацієнтами і періодичному больовому синдрому після фізичного перенапруження. В одного пацієнта виявлено ознаки розрідження кісткової тканини навколо ніжки ендопротеза і наявність гетеротопічного осифіката до 3 мм в області вінцевого відростка, що, однак, не вплинуло на функційний результат. У 2-х пацієнтів через 12 місяців після операції визначаються ознаки остеоартрозу I-II ст. У більшості хворих не відмічено розвитку гетеротопічних осифікатів (усі пацієнти отримували після операції протягом 4–6 тижнів: індометацин 25 мг двічі-тричі на добу або ібупрофен 200 мг– 400 мг двічі на добу і пантопразол 40 мг як гастропротектори). Згідно з системою оцінки MEPS, у 7 пацієнтів отримані відмінні результати, у 5-х – добрі і у 2-х пацієнтів задовільні результати; середній бал – 88,5 за системою MEPS. Функційні результати, згідно з системою оцінювання MEPS, отримані в пацієнтів через 12 міс., після ендопротезування голівки променевої кістки розробленим безцементним модульним біполярним ендопротезом, надані в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4.

Оцінка функційних результатів за системою MEPS через 12 міс

Н п	Біль	Рухи	Стабільність	Функція	Загальна оцінка в балах
1	45	20	10	25	100
2	30	20	10	25	85
3	45	20	10	25	100
4	30	20	10	25	85
5	30	20	10	25	85

Продовження таблиці 5.4.

6	30	20	10	25	85
7	45	20	10	25	100
8	15	15	10	20	60
9	45	20	10	25	100
10	45	20	10	25	100
11	15	20	10	15	60
12	45	20	10	25	100
13	30	20	10	25	85
14	45	20	10	20	95

Статистичні дані

Показники	min	max	X , мм	ΔX ,мм	σ	V,%
Біль	15	45	13,36	6,45	11,17	32%
Рухи	15	20	19,54	0,77	1,34	7%
Стабільність	10	10	10		0.00	0%
Функція	15	25	23,57	1,76	3,06	13%
Загальна оцінка в балах	60	100	88,57	8,04	13,93	16%

В одного пацієнта відзначалися явища травматичної нейропатії променевого нерва у вигляді легкого моторного блоку, і ще в однієї хворої була клініка травматичної нейропатії ліктьового нерва, що виявлялася в легкому порушенні чутливості. упродовж трьох місяців на тлі консервативної нейротропної терапії такі явища були усунені. Всі пацієнти задоволені проведеним оперативним втручанням.

Наводимо ще один клінічний приклад. Пацієнтка Ф. 67 років. У наслідку падіння на витягнуту руку отримала закритий фрагментний перелоμο-вивих голівки променевої кістки типу IV за Mason-Hotchkiss (рис.5.6). Пацієнтці Ф. на 2-у добу після травми під провідниковою анестезією лівого плечового сплетення за Куленкампфу проведено оперативне втручання обсягом:

видалення голівки променевої кістки, ендпротезування голівки променевої кістки розробленим біполярним модульним безцементним ендпротезом, відновлення зовнішньої колатеральної зв'язки (рис.5.7-5.9).

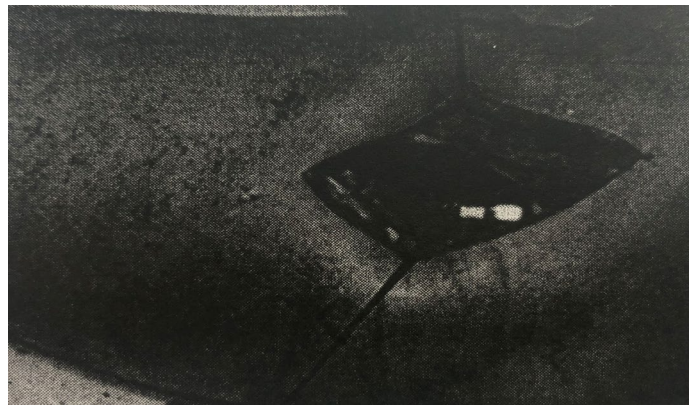


*рис. 5.6 Фото рентгенограм
хворої Ф. до операції.*

*рис. 5.7 Фото рентгенограм
хворої Ф. після операції.*



*рис. 5.8 Вимірювання
видаленої голівки
променевої кістки у хворої
Ф.*



*рис. 5.9 Вигляд операційної рани після
імплантації та вправлення біполярного ендпротеза
голівки променевої кістки у хворої Ф.*

Гіпсова іммобілізація проводилася протягом перших 5 діб, після чого під контролем інструктора ЛФК розпочато мобілізацію пасивних рухів, а з 7-ї доби – активних рухів у ліктьовому суглобі. Шви видалені на 14 добу. Фото

рентгенограми лівого ліктьового суглоба в 2-х проекціях – через 6 міс. після операції наведено на рис. 5.10, а функційний результат поданий на рис.5.11. Згідно з системою оцінки MEPS – 100 балів.

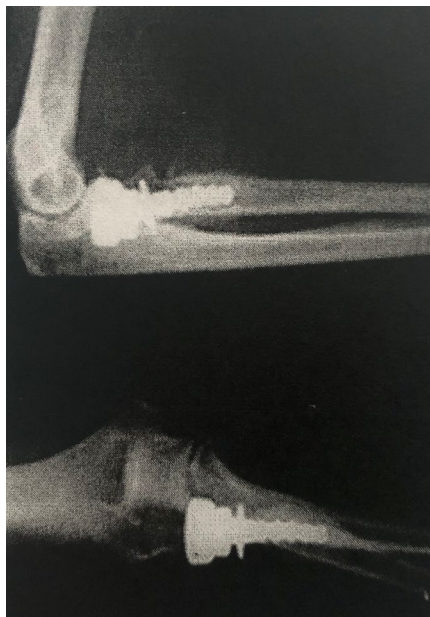


рис. 5.10 Фото рентгенограм хворої Ф. через 6 мес.після операції.



рис.5.11. Функційний результат лікування хворої Ф. через 6 міс. після операції.

Оперативне лікування пацієнтів із переломами й перелоμο-вивихами голівки променевої кістки типу Ш-IV за Mason-Hotchkiss завдяки розробленому безцементному модульному біполярному ендопротезу голівки променевої кістки з парою тертя метал-метал і пористим покриттям ніжки дозволило отримати у всіх хворих позитивні результати терміном до 2-х років. Конструктивні особливості розробленого модульного біполярного безцементного ендопротеза голівки променевої кістки дозволяють отримати необхідний функційний обсяг згинально-розгинальних і просупінаційних рухів, відновити стабільність ліктьового суглоба і довжину променевої кістки у всіх пацієнтів. Середній бал згідно з Mayo Elbow Performance Score склав 88,5. Рання мобілізація рухів в ліктьовому суглобі і відновлення капсульно-зв'язкового апарату ліктьового суглоба – є визначальними факторами досягнення позитивних клініко-функційних результатів. Подальше вивчення клінічних результатів терміном від 5 до 10 років після ендопротезування голівки променевої кістки дозволить отримати додаткову інформацію про «виживання» пропонованого ендопротеза голівки променевої кістки.

ВИСНОВКИ

1. Завдяки розробленій тривимірній моделі здорового ліктьового суглоба було вивчено сучасний стан проблеми і тенденції її розвинення завдяки проведених розрахунків напружено деформованого стану з різними кутами супінації і пронації. Дані показали, що локалізація напружень на суглобовій поверхні голівки променевої кістки не збігається з віссю діафізу променевої кістки. До того ж, чим більший кут повороту в бік пронації, тим більшим стає віддалення «плями» контакту від осі діафізу променевої кістки. Таким чином, голівка променевої кістки не має строго фіксованого радіуса переміщення щодо голівочки плечової кістки з різними кутами пронації-супінації. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації в нормі і при заміщенні голівки променевої кістки моноблоковим ендопротезом, встановили факт їхнього підвищення на 45-50%. Застосування монополярного ендопротеза голівки променевої кістки також збільшує контактні напруги на хрящових суглобових поверхнях на 114-207%. Теоретично можна стверджувати, що з метою зменшення або зниження до мінімуму наслідків переміщень голівки моноблочного ендопротеза голівки променевої кістки, імплантат повинен охоплювати додатковий простір між діафізарною частиною променевої кістки і голівкою ендопротеза.

2. При вивченні біомеханічних властивостей поведінки, було доведено, що відповідність суглобових поверхонь в здоровому ліктьовому суглобі забезпечується складною конфігурацією голівки променевої кістки і голівочкою плечової кістки. Тому застосування модульних ендопротезів голівки променевої кістки з "плаваючою голівкою" дозволяє максимально центрувати голівку променевої кістки щодо голівочки плечової кістки з різними кутами згинання-розгинання і пронації-супінації та зменшити навантаження на суглобові поверхні. Напруги в контактній області «плаваючої» голівки ендопротеза і плечової кістки не перевищували 3 МПа. Такі результати засвідчують значне розвантаження ліктьового суглоба стосовно напруги, що

виникають при розрахунках у нормальному ліктьовому суглобі. Порівнюючи максимальні напруження, що виникають у всіх розрахункових значеннях кута повороту променевої кістки в разі пронації-супінації в нормі і при заміщенні голівки променевої кістки розробленим ендопротезом голівки променевої кістки із «плаваючою» голівкою, встановили факт їхнього зменшення на 45-60%.

3. Завдяки МРТ обстеженню проксимального відділу променевої кістки простежено антропометричні характеристики висоти і діаметра голівки променевої кістки які дозволили пропонувати три варіанти діаметра голівки – 20мм, 22мм і 24мм. Висота голівки від 7мм до 11мм, два діаметра ніжки ендопротеза 7мм і 9мм, довжина ендопротеза в зібраному вигляді від 40мм до 46мм.

4. При опрацюванні нової удосконаленої моделі всі елементи розробленого біполярного ендопротеза голівки променевої кістки задовольняють вимогам працездатності конструкції що до міцності і жорсткості, та розміру для одночасного забезпечення повної стабільності і рухливості в ліктьовому суглобі.

5. Клінічне застосування удосконаленої конструкції ендопротезу голівки променевої кістки довело технічну простоту його імплантації та позитивні результати у всіх хворих при використанні в строки до 2-х років. Розроблений модульний біполярний безцементний ендопротез голівки променевої кістки, диференційований підхід до вибору хірургічного доступу в разі різних пошкоджень голівки променевої кістки і проксимального відділу кісток передпліччя, рання мобілізація рухів у ліктьовому суглобі і відновлення капсульно-зв'язкового апарату ліктьового суглоба у разі переломів і переломовивихів голівки променевої кістки типу III-IV за Mason-Hotchkiss дозволили отримати у всіх хворих позитивні результати терміном до 2-х років після операції; середній бал згідно з оцінкою Mayo Elbow Performance Score склав 88,5 балів.

Також в порівняльній характеристиці з моноблочним імплантом виявлені більш сприятливі результати, у вигляді значного зменшення післяопераційних контрактур та болі у ліктьовому суглобі.

Додаток А

№	пол	вік	R/L	h_1 (мм)		h_2 (мм)		d_1 (мм)		d_2 (мм)		h_3 (мм)	L_1 (мм)	k_1	k_2
				F	S	F	S	F	S	F	S				
1	ж	33	R	8,4	8,2	8,2	8,0	21,0	20,8	15,5	15,0	1,7	38,3	7,2	7,5
2	м	35	R	10,4	10,5	11,1	11,0	27,8	27,7	20,4	19,1	2,1	51,9	7,8	8,1
3	м	61	R	10,6	10,5	9,5	9,3	25,1	25,0	20,6	19,1	2,4	51,5	8,1	8,3
4	м	42	R	12,7	12,2	10,0	9,9	25,0	24,8	19,8	19,0	2,1	49,2	7,5	8,0
5	ж	57	R	6,8	6,7	5,9	6,0	21,2	21,0	17,5	17,0	2,3	39,6	9,1	9,5
6	ж	57	L	7,6	7,7	7,0	7,1	21,3	21,0	15,8	16,0	1,9	39,7	7,5	8,2
7	ж	67	R	9,2	9,0	8,2	8,4	23,5	23,2	18,4	17,9	2,5	51,1	8,2	8,6
8	ж	52	R	9,5	9,5	6,6	6,5	19,5	19,4	14,7	15,0	1,7	40,7	7,6	7,8
9	м	42	L	10,5	10,4	7,9	7,7	21,2	21,0	16,0	15,7	2,4	41,5	9,3	9,4
10	м	61	R	11,1	11,0	8,3	8,1	25,1	25,0	21,0	20,9	2,8	51,8	7,1	7,6
11	м	62	L	9,8	9,9	9,4	9,3	24,3	24,2	20,2	19,1	2,6	46,6	7,8	8,1
12	ж	76	R	8,8	8,7	6,9	6,8	19,2	19,0	15,0	16,1	1,4	32,7	6,6	7,3
13	ж	76	L	8,6	8,6	7,5	7,7	20,3	20,0	16,3	15,9	1,8	31,0	7,8	8,2
14	ж	75	R	8,9	9,0	6,7	6,8	20,9	21,0	15,1	15,0	2,0	43,0	8,3	8,5
15	ж	52	R	9,4	9,4	6,6	6,6	20,9	21,0	16,3	16,0	2,0	44,6	7,3	7,5
16	ж	52	L	9,4	9,5	7,6	7,5	21,1	21,0	16,1	15,9	1,8	42,9	8,2	8,4
17	м	53	R	10,7	10,7	8,2	8,1	25,1	25,2	18,4	18,1	2,5	50,6	9,1	9,5
18	ж	82	R	8,5	8,6	6,9	6,9	21,8	21,7	16,4	16,0	2,1	39,8	7,3	7,5
19	ж	82	L	9,2	9,0	7,6	7,4	19,2	19,0	14,3	14,3	2,2	35,6	7,1	7,5
20	ж	33	R	8,7	8,7	8,0	7,9	19,8	20,0	14,4	14,0	2,6	40,3	7,8	8,1
21	ж	33	L	9,8	9,7	9,0	9,1	21,9	22,0	16,7	16,4	2,4	39,1	7,4	7,8
22	м	51	R	10,2	10,4	9,4	9,2	23,4	23,2	18,4	18,0	3,1	47,2	9,3	9,8
23	ж	39	R	7,4	7,5	6,6	7,0	18,7	19,1	15,1	16,0	2,1	41,7	7,6	7,6
24	ж	55	R	9,4	9,3	9,2	9,1	22,8	22,0	18,5	18,0	2,9	47	6,8	7,1
25	м	50	R	8,9	8,8	8,9	8,9	23,3	24,0	17,9	18,1	2,1	51,3	7,1	7,8
26	м	50	L	11,0	11,2	9,1	8,9	23,4	23,5	18,4	18,2	2,5	49	8,1	6,7
27	ж	61	R	7,6	7,7	7,0	7,2	19,3	19,3	15,4	16,0	2,0	38,7	6,8	7,1
28	ж	62	L	7,9	7,8	7,5	7,3	19,7	19,5	15,2	16,2	1,8	35,2	7,5	7,6
29	м	29	L	11,9	12,0	8,9	9,0	25,7	25,6	11,9	12,1	2,6	42,5	9,4	9,8
30	ж	63	L	8,2	8,1	8,0	7,9	23,3	23,1	17,5	16,9	1,9	40,2	8,1	8,2
31	ж	63	R	8,5	8,5	8,3	8,3	21,3	21,5	21,3	21,5	1,8	42,8	7,6	7,8

Додаток Б

№	пол	вік	R/L	h_1 (мм)		h_2 (мм)		d_1 (мм)		d_2 (мм)		h_3 (мм)	L_1 (мм)	k_1	k_2
				F	S	F	S	F	S	F	S				
1	ж	57	L	7,6	7,7	7,0	7,1	21,3	21,0	15,8	16,0	1,9	39,7	7,5	8,2
2	м	42	L	10,5	10,4	7,9	7,7	21,2	21,0	16,0	15,7	2,4	41,5	9,3	9,4
3	м	62	L	9,8	9,9	9,4	9,3	24,3	24,2	20,2	19,1	2,6	46,6	7,8	8,1
4	ж	76	L	8,6	8,6	7,5	7,7	20,3	20,0	16,3	15,9	1,8	31,0	7,8	8,2
5	ж	52	L	9,4	9,5	7,6	7,5	21,1	21,0	16,1	15,9	1,8	42,9	8,2	8,4
6	ж	82	L	9,2	9,0	7,6	7,4	19,2	19,0	14,3	14,3	2,2	35,6	7,1	7,5
7	ж	33	L	9,8	9,7	9,0	9,1	21,9	22,0	16,7	16,4	2,4	39,1	7,4	7,8
8	м	50	L	11,0	11,2	9,1	8,9	23,4	23,5	18,4	18,2	2,5	49	8,1	6,7
9	ж	62	L	7,9	7,8	7,5	7,3	19,7	19,5	15,2	16,2	1,8	35,2	7,5	7,6
11	м	29	L	11,9	12,0	8,9	9,0	25,7	25,6	11,9	12,1	2,6	42,5	9,4	9,8
12	ж	63	L	8,2	8,1	8,0	7,9	23,3	23,1	17,5	16,9	1,9	40,2	8,1	8,2

Додаток В

№	пол	вік	R/L	h_1 (мм)		h_2 (мм)		d_1 (мм)		d_2 (мм)		h_3 (мм)	L_1 (мм)	k_1	k_2
				F	S	F	S	F	S	F	S				
1	ж	33	R	8,4	8,2	8,2	8,0	21,0	20,8	15,5	15,0	1,7	38,3	7,2	7,5
2	м	35	R	10,4	10,5	11,1	11,0	27,8	27,7	20,4	19,1	2,1	51,9	7,8	8,1
3	м	61	R	10,6	10,5	9,5	9,3	25,1	25,0	20,6	19,1	2,4	51,5	8,1	8,3
4	м	42	R	12,7	12,2	10,0	9,9	25,0	24,8	19,8	19,0	2,1	49,2	7,5	8,0
5	ж	57	R	6,8	6,7	5,9	6,0	21,2	21,0	17,5	17,0	2,3	39,6	9,1	9,5
7	ж	67	R	9,2	9,0	8,2	8,4	23,5	23,2	18,4	17,9	2,5	51,1	8,2	8,6
8	ж	52	R	9,5	9,5	6,6	6,5	19,5	19,4	14,7	15,0	1,7	40,7	7,6	7,8
10	м	61	R	11,1	11,0	8,3	8,1	25,1	25,0	21,0	20,9	2,8	51,8	7,1	7,6
12	ж	76	R	8,8	8,7	6,9	6,8	19,2	19,0	15,0	16,1	1,4	32,7	6,6	7,3
14	ж	75	R	8,9	9,0	6,7	6,8	20,9	21,0	15,1	15,0	2,0	43,0	8,3	8,5
15	ж	52	R	9,4	9,4	6,6	6,6	20,9	21,0	16,3	16,0	2,0	44,6	7,3	7,5
17	м	53	R	10,7	10,7	8,2	8,1	25,1	25,2	18,4	18,1	2,5	50,6	9,1	9,5
18	ж	82	R	8,5	8,6	6,9	6,9	21,8	21,7	16,4	16,0	2,1	39,8	7,3	7,5
20	ж	33	R	8,7	8,7	8,0	7,9	19,8	20,0	14,4	14,0	2,6	40,3	7,8	8,1
22	м	51	R	10,2	10,4	9,4	9,2	23,4	23,2	18,4	18,0	3,1	47,2	9,3	9,8
23	ж	39	R	7,4	7,5	6,6	7,0	18,7	19,1	15,1	16,0	2,1	41,7	7,6	7,6
24	ж	55	R	9,4	9,3	9,2	9,1	22,8	22,0	18,5	18,0	2,9	47	6,8	7,1
25	м	50	R	8,9	8,8	8,9	8,9	23,3	24,0	17,9	18,1	2,1	51,3	7,1	7,8
27	ж	61	R	7,6	7,7	7,0	7,2	19,3	19,3	15,4	16,0	2,0	38,7	6,8	7,1
31	ж	63	R	8,5	8,5	8,3	8,3	21,3	21,5	21,3	21,5	1,8	42,8	7,6	7,8

Додаток Г

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

11. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Раджабов О.С. Біомеханічне вивчення особливостей розподілу навантажень в голівці і шийці променевої кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2013.- №1 С. 22-27;
12. Щербаков Д.Є., Старфун С.С., Бойко І.В., Макаров В.Б., Раджабов О.С., Страфун А.С. Сравнительный анализ напряжений в системе «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости разными конструкциями. Травма - 2015.- Том 16 № 3.- С. 5-12;
13. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Зафт В.Б., Лазаренко Г.О., Макаров В.Б. Застосування ендопротезу голівки променевої кістки при різних патологіях ліктьового суглобу. Клінічна та профілактична медицина 2017 р.-№ 2.
14. Старфун С.С., Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Липовський В.І., Макаров В.Б. Сравнительный биомеханический анализ напряжений системы «кость-имплант» при эндопротезировании головки лучевой кости. Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 3 (608), С. 18-25;
15. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Лазаренко Г.О. Эндопротезирование головки лучевой кости (аналитический обзор литературы) Ортопедия, травматология и протезирование. - 2017 г.- № 4 (609), С. 90-98;
16. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Жердев І.І., Доманский А.Н., Лазаренко Г.О. Результаты клинической апробации разработанного модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости. Вісник ортопедії, травматології та протезування. - 2017.- №3.- С. 58-65.;
17. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Лазаренко Г.О. Применение модульного биполярного эндопротеза головки лучевой кости при переломовывихе проксимального отдела костей предплечья. Літопис травматології та ортопедії. – 2018. - № 1-2. – С. 31 – 34;
18. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Моргун О.В., Макаров В.Б. Изучение антропометрических параметров проксимального отдела лучевой кости с

помощью магнитно-резонансной томографии. Проблемы травматологии та остеосинтезу – 2018.; Травма – 2018

19. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Жердев І.І., Доманский А.Н., Лазаренко Г.О. Эндопротезирование головки лучевой кости биполярным бесцементным эндопротезом с парой трения металл-металл. Ортопедия, травматология и протезирование. – 2018 г.- № 1 (610), С. 72-78.;

20. Бойко І.В., Щербаков Д.Є., Макаров В.Б., Сабсай А.В., Малий І.В., Лазаренко Г.О. Эндопротезування головки променевої кістки біполярним эндопротезом з парою тертя метал-метал. Вісник ортопедії, травматології та протезування – 2018.

Стаття, що опублікована у зарубіжних журналах (Scopus)

2. Vladimir I. Lipovskyi, Igor V. Boiko, Dmytryi E. Shcherbakov, Vasyl B. Makarov, Hlib O. Lazarenko RADIAL HEAD ARTHROPLASTY WITH THE BIPOLAR IMPLANTS. „Wiadomości Lekarskie”-7/2021- С.1566 (Scopus)

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. The elbow and its disorders: Morrey. B.F. (ed.). 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2009. 1181 p.
2. An K., Morrey B. Biomechanics of the elbow. *The elbow and its disorders*. Ed. Morrey B. 3rd ed. Philadelphia: Saunders, 2000. P. 43-60.
3. Morrey B.F., Askew L.J., Chao E.Y. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg*. 1981. Vol. 63-A, Iss. 6. P. 872-877. PMID: 7240327
4. King G.J., Itoi E., Risung F., Niebur G.L., Morrey B.F., An K.N. Kinematics and stability of the Norway elbow. A cadaveric study. *Acta Orthop Scand*. 1993. Vol. 64, Iss. 6. P. 657-663. PMID: 8291413
5. Bernstein A.D., Jazrawi L.M., Rokito A.S., Zuckerman J.D. Elbow joint biomechanics: basic science and clinical applications. *Orthopedics*. 2000. Vol. 23, Iss. 12. P. 293-301. PMID: 11144501
6. Gunal I., Kose N., Erdogan O., Gokturk E., Seber S. Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects with special reference to side. *J Bone Joint Surg*. 1996. Vol. 78-A, Iss. 9. P. 1401-1404. PMID:8816658
7. Morrey B.F., Tanaka S., An K.N. Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin Orthop Relat Res*. 1991. Vol. 265. P. 187-195. PMID: 2009657
8. Бойко І.В. Хірургічне лікування і медико-соціальна експертиза хворих з наслідками травм ліктьового суглоба: автореферат дис. ... д-ра мед. наук / Ін-т травматології та ортопедії. Київ, 2009. 40 с.
9. Chantelot C., Wavreille G. Radial head fractures: Treatment by prosthetic replacement. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2009. Vol. 95, Iss. 6. P. 458-461. doi: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.07.001>
10. Jackson J.D., Steinmann S.P. Radial head fractures. *Hand Clin*. 2007. Vol. 23, Iss. 2. P. 185-193. doi: <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2007.01.009>

11. Pike J.M., Athwal G.S., Faber K.J., King G.J.W. Radial head fractures – an update. *J Hand Surg Am.* 2009. Vol. 34, Iss. 3. P. 557-565. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.12.024>
12. Ring D. Displaced, unstable fractures of the radial head: fixation vs. replacement – what is the evidence? *Injury.* 2008. Vol. 39, Iss. 12. P. 1329-1337. doi: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.04.011>
13. Mason M.L. Some observations on fractures of the head of the radius with a review of one hundred cases. *Br J Surg.* 1954. Vol. 42, Iss. 172. P. 123-132. PMID: 13209035
14. Kaas L., van Riet R.P., Vroemen J.P., Eygendaal D. The epidemiology of radial head fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010. Vol. 19, Iss. 4. P. 520-523. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.10.015>
15. Duckworth A.D., Clement N.D., Jenkins P.J., Aitken S.A., Court-Brown C.M., McQueen M.M. The epidemiology of radial head and neck fractures. *J Hand Surg Am.* 2012. Vol. 37, Iss. 1. P. 112-119. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2011.09.034>
16. Duckworth A.D., Clement N.D., Jenkins P.J., Will E.M., Court-Brown C.M., McQueen M.M. Socioeconomic deprivation predicts outcome following radial head and neck fractures. *Injury.* 2012. Vol. 43, Iss. 7. P. 1102-1106. doi: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.02.017>
17. Kaas L., Sierevelt I.N., Vroemen J.P., van Dijk C.N., Eygendaal D. Osteoporosis and radial head fractures in female patients: a case – control study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012. Vol. 21, Iss. 11. P. 1555-1558. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.03.007>
18. Van Riet R.P., Morrey B.F., O’Driscoll S.W., Van Glabbeek F. Associated injuries complicating radial head fractures: a demographic study. *Clin Orthop Relat Res.* 2005. Vol. 441. P. 351-355. PMID:16331026
19. [Sershon RA](#), [Luchetti TJ](#), [Cohen MS](#), [Wysocki RW](#). Radial head replacement with a bipolar system: an average 10-year follow-up. *J*

[Shoulder Elbow Surg.](#) 2018 Feb;27(2):e38-e44. doi: 10.1016/j.jse.2017.09.015. Epub 2017 Nov 8.

20. Essex-Lopresti P. Fractures of the radial head with distal radioulnar dislocation; report of two cases. *J Bone Joint Surg.* 1951. Vol. 33-B, Iss. 2. P. 244-247. PMID: 14832324

21. Edwards G.S., Jupiter J.B. Radial head fractures with acute distal radioulnar dislocation. Essex-Lopresti revisited. *Clin Orthop Relat Res.* 1988. Vol. 234. P. 61-69. PMID: 3409602

22. Deutch S.R., Jensen S.L., Tyrdal S., Olsen B.S., Sneppen O. Elbow joint stability following experimental osteoligamentous injury and reconstruction. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003. Vol. 12, Iss. 5. P. 466-471. doi: [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00062-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00062-4)

23. Johnston G.W. A follow-up of one hundred cases of fracture of the head of the radius with a review of the literature. *Ulster Med J.* 1962. Vol. 31, Iss. 1. P. 51-56. PMCID: PMC2384652

24. Hotchkiss R.N. Displaced fractures of the radial head: internal fixation or excision? *J Am Acad Orthop Surg.* 1997. Vol. 5, Iss. 1. P. 1-10. PMID:10797202

25. Hotchkiss R.N. Fractures of the radial head and related instability and contracture of the forearm. *Instr Course Lect.* 1998. Vol. 47. P. 173-177. PMID: 9571415

26. [Singh N.](#), [Pandey C.R.](#), [John R.](#), [Singh R.](#), [Tamang B.](#), [Bhandari S.](#) The effectiveness of a modified Metaizeau technique in fixation of adult radial neck fractures: a prospective study with a modification of the Broberg-Morrey classification. *J Shoulder Elbow Surg.* In press. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.09.035>

27. Broberg M.A., Morrey B.F. Results of delayed excision of the radial head after fracture. *J Bone Joint Surg.* 1986. Vol. 68-A, Iss. 5. P. 669-674. PMID: 3722222

28. Broberg M.A., Morrey B.F. Results of treatment of fracture dislocations of the elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 1987. Vol. 216. P. 109-119. PMID: 3102139

29. Muller M.E., Nazarian S., Koch P., Schatzker J. The Comprehensive classification of fractures of long bones. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1990. 202 p. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-61261-9>
30. Kodde I.F., Kaas L., Flipsen M., van den Bekerom M.P.J., Eygendaal D. Current concepts in the management of radial head fractures. *World J Orthop.* 2015. Vol. 6, Iss. 11. P. 954-960. doi: [10.5312/wjo.v6.i11.954](https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i11.954)
31. Shulman B.S., Lee J.H., Liporace F.A., Egol K.A. Minimally displaced radial head/neck fractures (Mason type-I, OTA types 21A2.2 and 21B2.1): are we “over treating” our patients? *J Orthop Trauma.* 2015. Vol. 29, Iss. 2. P. e31-e35 doi: [10.1097/BOT.0000000000000173](https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000000173)
32. Liow R.Y., Cregan A., Nanda R., Montgomery R.J. Early mobilisation for minimally displaced radial head fractures is desirable. A prospective randomised study of two protocols. *Injury.* 2002. Vol. 33, Iss. 9. P. 801-806. doi: [https://doi.org/10.1016/S0020-1383\(02\)00164-X](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(02)00164-X)
33. Bruinsma W., Kodde I., de Muinck Keizer R., Kloen P., Lindenhovius A., Vroemen J. et al. A randomized controlled trial of nonoperative treatment versus open reduction and internal fixation for stable, displaced, partial articular fractures of the radial head: the RAMBO trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014. Vol. 15. P. 147-151. doi: <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-147>
34. [Jordan R.W.](#), [Jones A.D.](#) Radial head fractures. *Open Orthop J.* 2017. Vol. 11, Suppl. 8. P. 1405-1416. doi: [10.2174/1874325001711011405](https://doi.org/10.2174/1874325001711011405)
35. Hausmann J.T., Vekszler G., Breitenseher M., Braunsteiner T., Vécsei V., Gäbler C. Mason type-I radial head fractures and interosseous membrane lesions: a prospective study. *J Trauma.* 2009. Vol. 66, Iss. 2. P. 457-461. PMID: 19204521
36. Mahmoud S.S., Moideen A.N., Kotwal R., Mohanty K. Management of Mason type-I radial head fractures: a regional survey and a review of literature. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2014. Vol. 24, Iss. 7. P. 1133-1137. doi: [10.1007/s00590-013-1386-8](https://doi.org/10.1007/s00590-013-1386-8)

37. Ditsios K.T., Stavridis S.I., Christodoulou A.G. The effect of haematoma aspiration on intra-articular pressure and pain relief following Mason I radial head fractures. *Injury*. 2011. Vol. 42, Iss. 2. P. 362-365. doi: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2010.09.003>
38. Chalidis B.E., Papadopoulos P.P., Sachinis N.C., Dimitriou C.G. Aspiration alone versus aspiration and bupivacaine injection in the treatment of undisplaced radial head fractures: A prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009. Vol. 18, Iss. 5. P. 676-679. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.003>
39. [Ertürer E.](#), [Seçkin F.](#), [Akman S.](#), Toker S., Sari S., Oztürk I. The results of open reduction and screw or K-wire fixation for isolated type II radial head fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2010. Vol. 44, Iss. 1. P. 20-26. PMID: 20513987
40. Kaas L., Struijs P.A., Ring D., van Dijk C.N., Eygendaal D. Treatment of Mason type II radial head fractures without associated fractures or elbow dislocation: a systematic review. *J Hand Surg Am*. 2012. Vol. 37, Iss. 7. P. 1416-1421. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2012.03.042>
41. Ring D., Quintero J., Jupiter J. Open reduction and internal fixation of fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg*. 2002. Vol. 84-A, Iss. 10. P. 1811-1815. PMID: 12377912
42. Ring D., Jupiter J.B., Zilberfarb J. Posterior dislocation of the elbow with fractures of the radial head and coronoid. *J Bone Joint Surg*. 2002. Vol. 84-A, Iss. 4. P. 547-551. PMID: 11940613
43. Ring D. Open reduction and internal fixation of fractures of the radial head. *Hand Clin*. 2004. Vol. 20, Iss. 4. P. 415-427. doi: <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2004.06.001>
44. Pearce M.S., Gallannaugh S.C. Mason type II radial head fractures fixed with Herbert bone screws. *J R Soc Med*. 1996. Vol. 89, Iss. 6. P. 340P-344P. PMID: 8758194, PMCID: [PMC1295827](#)
45. Akesson T., Herbertsson P., Josefsson P.O., Hasseriuss R., Besjakov J., Karlsson M.K. Displaced fractures of the neck of the radius in adults. An excellent

long-term outcome. *J Bone Joint Surg.* 2006. Vol. 88-B, Iss. 5. P. 642-644. doi: [10.1302/0301-620X.88B5.17226](https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B5.17226)

46. Akesson T., Herbertsson P., Josefsson P.O., Hasserijs R., Besjakov J., Karlsson M.K. Primary nonoperative treatment of moderately displaced two-part fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg.* 2006. Vol. 88-A, Iss. 9. P. 1909-1914. doi: PMID: 16951104

47. Van Glabbeek F., Van Riet R., Verstreken J. Current concepts in the treatment of radial head fractures in the adult. A clinical and biomechanical approach. *Acta Orthop Belg.* 2001. Vol. 67, Iss. 5. P.430-441. PMID: 11822071

48. Morrey B.F. Current concepts in the management of complex elbow trauma. *Surgeon.* 2009. Vol. 7, Iss. 3. P. 151-161. PMID: 19580179

49. Rosenblatt Y., Athwal G.S., Faber K.J. Current recommendations for the treatment of radial head fractures. *Orthop Clin North Am.* 2008. Vol. 39, Iss. 2. P. 173-185. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2007.12.008>

50. Yoon A., King G.J., Grewal R. Is ORIF superior to nonoperative treatment in isolated displaced partial articular fractures of the radial head? *Clin Orthop Relat Res.* 2014. Vol. 472, Iss. 7. P. 2105-2112. doi: [10.1007/s11999-014-3541-x](https://doi.org/10.1007/s11999-014-3541-x)

51. Helling H.J., Prokop A., Schmid H.U., Nagel M., Lilienthal J., Rehm K.E. Biodegradable implants versus standard metal fixation for displaced radial head fractures. A prospective, randomized, multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006. Vol. 15, Iss. 4. P. 479-485. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2005.10.010>

52. Antuña S.A., Sánchez-Márquez J.M., Barco R. Long-term results of radial head resection following isolated radial head fractures in patients younger than forty years old. *J Bone Joint Surg.* 2010. Vol. 92-A, Iss. 3. P. 558-566. PMID: 20194313

53. [Tarallo L.](#), [Mugnai R.](#), [Rocchi M.](#), [Capra F.](#), [Catani F.](#) Mason type III radial head fractures treated by anatomic radial head arthroplasty: Is this a safe

treatment option? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017. Vol. 103, Iss. 2. P. 183-189. doi: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2016.10.017>

54. [Jones A.D.R.](#), [Jordan R.W.](#) Complex elbow dislocations and the "Terrible Triad" injury. *Open Orthop J.* 2017. Vol. 11, Suppl. 8. P. 1394-1404. doi: [10.2174/1874325001711011394](https://doi.org/10.2174/1874325001711011394)

55. [Meena P.K.](#), [Gaba S.](#), [Bobade S.](#), [Verma R.](#), [Borade A.](#), [Sonaje J.](#), [Chouhan A.](#) Functional outcome of resection versus reconstruction in Mason II-III radial head fractures: A short-term prospective study. *Bull Emerg Trauma.* 2017. Vol. 5, Iss. 4. P. 266-272. PMID: 29177173, PMCID: [PMC5694599](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/PMC5694599/)

56. [Rineer C.A.](#), [Guitton T.G.](#), [Ring D.](#) Radial head fractures: loss of cortical contact is associated with concomitant fracture or dislocation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010. Vol. 19, Iss. 1. P. 21-25. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.05.015>

57. [Nalbantoglu U.](#), [Kocaoglu B.](#), [Gereli A.](#), [Aktas S.](#), [Güven O.](#) Open reduction and internal fixation of Mason type III radial head fractures with and without an associated elbow dislocation. *J Hand Surg.* 2007. Vol. 32, Iss. 10. P. 1560-1568. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhssa.2007.09.016>

58. [Bain G.](#), [Ashwood N.](#), [Baird R.](#), [Unni R.](#) Management of Mason type-III radial head fractures with a titanium prosthesis, ligament repair, and early mobilization. Surgical technique. *J Bone Joint Surg.* 2005. Vol. 87-A, Suppl. 1, Pt. 1. P. 136-147. PMID: 15743855

59. [Ruan H.-J.](#), [Fan C.-Y.](#), [Liu J.-J.](#), [Zeng B.-F.](#) A comparative study of internal fixation and prosthesis replacement for radial head fractures of Mason type III. *Int Orthop.* 2009. Vol. 33, Iss. 1. P. 249-253. doi: [10.1007/s00264-007-0453-3](https://doi.org/10.1007/s00264-007-0453-3)

60. [Wysocki R.M.](#), [Cohen M.S.](#) Surgical management of radial head fractures. *Am J Orthop.* 2007. Vol. 36, Iss. 2. P. 62-66. PMID: 17405633

61. [Beingessner D.M.](#), [Dunning C.E.](#), [Gordon K.D.](#), [Johnson J.A.](#), [King G.J.](#) The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability. *J Bone Joint Surg.* 2004. Vol. 86-A, Iss. 8. P. 1730-1739. PMID: 15292422

62. Jensen S.L., Olsen B.S., Søjbjerg J.O. Elbow joint kinematics after excision of the radial head. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999. Vol. 8, Iss. 3. P. 238-241. PMID: 10389079
63. Shepard M., Markolf K., Dunbar A. Effects of radial head excision and distal radial shortening on load-sharing in cadaver forearms. *J Bone Joint Surg.* 2001. Vol. 83-A, Iss. 1. P. 92-100. PMID: 11205864
64. Morrey B. Fractures of the coronoid and complex instability of the elbow. *Master techniques in orthopaedic surgery: The elbow.* Ed. Morrey B. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. P. 127-138.
65. O'Driscoll S.W., Jupiter J.B., King G.J., Hotchkiss R.N., Morrey B.F. The unstable elbow. *Instr Course Lect.* 2001. Vol. 50. P. 89-102. PMID: 11372363
66. Wallenbock E., Potsch F. Resection of the radial head: an alternative to use of a prosthesis? *J Trauma.* 1997. Vol. 43, Iss. 6. P. 959-961. PMID: 9420112
67. Harrington I.J., Sekyi-Otu A., Barrington T.W., Evans D.C., Tuli V. The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review. *J Trauma.* 2001. Vol. 50, Iss. 1. P. 46-52. PMID: 11231669
68. McKee M.D., Pugh D.M., Wild L.M., Schemitsch E.H., King G.J. Standard surgical protocol to treat elbow dislocations with radial head and coronoid fractures. Surgical technique. *J Bone Joint Surg.* 2005. Vol. 87-A, Suppl. 1, Pt. 1. P. 22-32. PMID: 15743844
69. [Shi X.](#), [Pan T.](#), [Wu D.](#), [Cai N.](#), [Chen R.](#), [Li B.](#), [Zhang R.](#), [Zhou C.](#), [Pan J.](#) Effect of different orientations of screw fixation for radial head fractures: a biomechanical comparison. *J Orthop Surg Res.* 2017. Vol. 12. P. 143-147. doi: <https://doi.org/10.1186/s13018-017-0641-9>
70. [Sanchez-Sotelo J.](#), [Morrey M.](#) Complex elbow instability: surgical management of elbow fracture dislocations. *EFORT Open Rev.* 2017. Vol. 1, Iss. 5. P. 183-190. doi: [10.1302/2058-5241.1.000036](https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000036)

71. [Nestorson J.](#), [Josefsson P.O.](#), [Adolfsson L.](#) A radial head prosthesis appears to be unnecessary in Mason-IV fracture dislocation. *Acta Orthop.* 2017. Vol. 88, Iss. 3. P. 315-319. doi: [10.1080/17453674.2017.1293440](https://doi.org/10.1080/17453674.2017.1293440)
72. [Iftimie P.P.](#), [Calmet G.J.](#), [de Loyola G.F.](#), Gonzalez P.J.E., Giné G.J. Resection arthroplasty for radial head fractures: Long-term follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011. Vol. 20, Iss. 1. P. 45-50. doi: [10.1016/j.jse.2010.09.005](https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.09.005)
73. Sowa D.T., Hotchkiss R.N., Weiland A.J. Symptomatic proximal translation of the radius following radial head resection. *Clin Orthop Relat Res.* 1995. Vol. 317. P. 106-113. PMID: 7671463
74. Lindenhovius A.L., Felsch Q., Ring D., Kloen P. The long-term outcome of open reduction and internal fixation of stable displaced isolated partial articular fractures of the radial head. *J Trauma.* 2009. Vol. 67, Iss. 1. P. 143-146. doi: [10.1097/TA.0b013e31818234d6](https://doi.org/10.1097/TA.0b013e31818234d6)
75. Gupta G., Lucas G., Hahn D. Biomechanical and computer analysis of the radial head prostheses. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997. Vol. 6, Iss. 1. P. 37-48. PMID: 9071681
76. Markolf K.L., Lamey D., Yang S., Meals R., Hotchkiss R. Radioulnar load sharing in the forearm. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg.* 1998. Vol. 80-A, Iss. 6. P. 234-239. PMID: 9655106
77. Morrey B.F., An K.-N., Stormont T.J. Force transmission through the radial head. *J Bone Joint Surg.* 1988. Vol. 70-A, Iss. 2. P. 250-256. PMID: 3343271
78. Morrey B. Chronic unreduced elbow dislocation. *The Elbow and its Disorders.* Ed. Morrey B. 4th ed. Philadelphia, PA: WB Saunders, 2009. P. 463-472.
79. Morrey B.F., An K.-N. Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med.* 1983. Vol. 11, Iss. 5. P. 315-319. doi: [10.1177/036354658301100506](https://doi.org/10.1177/036354658301100506)
80. Morrey B.F., An K.-N. Stability of the elbow: osseous constraints. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005. Vol. 14, Suppl. 1. P. 174S-178S. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.031>

81. King G., Morrey B.F., An K.-N. Stabilizers of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg.* 1993. Vol. 2, Iss. 3. P.165-174. doi: [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80053-0](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80053-0)
82. Bennett J. Unstable bony triad of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996. Vol. 5, Iss. 2, Pt. 2. P. S113 doi: [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80483-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80483-6)
83. [Chen NC](#). Elbow Fractures with Instability: Evaluation and Treatment Strategies. *Hand Clin.* 2018 Feb;34(1):75-83. doi: 10.1016/j.hcl.2017.09.008.
84. Jensen S.L., Olsen B.S., Tyrdal S., Søjbjerg J.O., Sneppen O. Elbow joint laxity after experimental radial head excision and lateral collateral ligament rupture : Efficacy of prosthetic replacement and ligament repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005. Vol. 14, Iss. 1. P. 78-84. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.05.009>
85. [Van Riet R.](#), [Morrey B.](#) Delayed valgus instability and proximal migration of the radius after radial head prosthesis failure. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010. Vol. 19, Iss. 7. P. e7-e10. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.04.046>
86. Burkhart K.J., Mattyasovszky S.G., Runkel M., Schwarz C., Kùchle K.R., Hessmann M.H., Rommens P.M., Lars M.P. Mid- to long-term results after bipolar radial head arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010. Vol. 19, Iss. 7. P. 965-972. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.05.022>
87. [Liu B.](#), [Lin Z.](#), [Cao L.](#), Kang Y. Effectiveness comparison between open reduction combined with internal fixation and artificial radial head replacement in treating Mason type-III comminuted fractures of radial head. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2010. Vol. 24, Iss. 8. P. 900-903. PMID 20839431
88. Kodde I.F., Kaas L., van Es N., Mulder P.G., van Dijk C.N., Eygendaal D. The effect of trauma and patient related factors on radial head fractures and associated injuries in 440 patients. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015. Vol. 16. P. 135-140. doi: [10.1186/s12891-015-0603-5](https://doi.org/10.1186/s12891-015-0603-5)
89. King G.J., Zarzour Z.D., Rath D.A., Dunning C.E., Patterson S.D., Johnson J.A. Metallic radial head arthroplasty improves valgus stability of the elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 1999. Vol. 368. P. 114-125. PMID: 10613159

90. [Lott A](#), [Broder K](#), [Goch A](#), [Konda SR](#), [Egol KA](#). Results after radial head arthroplasty in unstable fractures. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Feb;27(2):270-275. doi: 10.1016/j.jse.2017.10.011.
91. Pomianowski S., Morrey B.F., Neale P.G., Park M.J., O'Driscoll S., An K.-N. Contribution of monoblock and bipolar radial head prostheses to valgus stability of the elbow. *J Bone Joint Surg*. 2001. Vol. 83-A, Iss. 12. P. 1829-1834. PMID: 11741062
92. Duckworth A.D., Watson B.S., Will E.M., Petrisor B.A., Walmsley P.J., Court-Brown C.M., McQueen M.M. Radial head and neck fractures: functional results and predictors of outcome. *J Trauma*. 2011. Vol. 71, Iss. 3. P. 643-648. doi: [10.1097/TA.0b013e3181f8fa5f](https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3181f8fa5f)
93. Smits A.J., Giannakopoulos G.F., Zuidema W.P. Long-term results and treatment modalities of conservatively treated Broberg-Morrey type 1 radial head fractures. *Injury*. 2014. Vol. 45, Iss. 10. P. 1564-1568. doi: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2014.05.034>
94. Moro J.K., Werier J., MacDermid J.C., Patterson S.D., King G.J. Arthroplasty with a metal radial head for unreconstructable fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg*. 2001. Vol. 83-A, Iss. 8. P. 1201-1211. PMID: 11507129
95. Bruinsma W.E., Guitton T., Ring D., Science of Variation Group. Radiographic loss of contact between radial head fracture fragments is moderately reliable. *Clin Orthop Relat Res*. 2014. Vol. 472, Iss. 7. P. 2113-2119. doi: [10.1007/s11999-014-3592-z](https://doi.org/10.1007/s11999-014-3592-z)
96. Itamura J., Roidis N., Mirzayan R., Vaishnav S., Leach T., Shean C. Radial head fractures: MRI evaluation of associated injuries. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005. Vol. 14, Iss. 4. P. 421-424. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.11.003>
97. Kaas L., Turkenburg J.L., van Riet R.P., Vroemen J.P., Eygendaal D. Magnetic resonance imaging findings in 46 elbows with a radial head fracture. *Acta Orthop*. 2010. Vol. 81, Iss. 3. P. 373-376. doi: [10.3109/17453674.2010.483988](https://doi.org/10.3109/17453674.2010.483988)

98. McGinley J.C., Gold G., Cheung E., Yao J. MRI detection of forearm soft tissue injuries with radial head fractures. *Hand*. 2014. Vol. 9, Iss. 1. P. 87-92. doi: [10.1007/s11552-013-9561-2](https://doi.org/10.1007/s11552-013-9561-2)
99. Kaas L., van Riet R.P., Turkenburg J.L., Vroemen J.P., van Dijk C.N., Eygendaal D. Magnetic resonance imaging in radial head fractures: most associated injuries are not clinically relevant. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011. Vol. 20, Iss. 8. P. 1282-1288. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.06.011>
100. Guitton T.G., Brouwer K., Lindenhovius A.L., Dyer G., Zurakowski D., Mudgal C.S., Ring D.C. Diagnostic accuracy of two-dimensional and three-dimensional imaging and modeling of radial head fractures. *J Hand Microsurg*. 2014. Vol. 6, Iss. 1. P. 13-17. doi: [10.1007/s12593-013-0107-1](https://doi.org/10.1007/s12593-013-0107-1)
101. [Guitton T.](#), [van der Werf H.](#), [Ring D.](#) Quantitative three-dimensional computed tomography measurement of radial head fractures. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010. Vol. 19, Iss. 7. P. 973-977. doi: [10.1016/j.jse.2010.03.013](https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.03.013)
102. Van Leeuwen D.H., Guitton T.G., Lambers K., Ring D. Quantitative measurement of radial head fracture location. *J Shoulder Elbow Surg*. 2012. Vol. 21, Iss. 8. P. 1013-1017. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.08.056>
103. Sheehan S.E., Dyer G.S., Sodickson A.D., Patel K.I., Khurana B. Traumatic elbow injuries: what the orthopedic surgeon wants to know. *Radiographics*. 2013. Vol. 33, Iss. 3. P. 869-888. doi: <https://doi.org/10.1148/rg.333125176>
104. Clembosky G., Boretto J.G. Open reduction and internal fixation versus prosthetic replacement for complex fractures of the radial head. *J Hand Surg*. 2009. Vol. 34-A, Iss. 6. P. 1120-1123. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhssa.2008.12.031>
105. Dodds S.D., Yeh P.C., Slade J.F. Essex-Lopresti injuries. *Hand Clin*. 2008. Vol. 24, Iss. 1. P. 125-137. doi: <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2007.11.009>
106. Doornberg J.N., Parisien R., van Duijn P.J., Ring D. Radial head arthroplasty with a modular metal spacer to treat acute traumatic elbow instability. *J Bone Joint Surg*. 2007. Vol. 89-A, Iss. 5. P. 1075-1080. PMID: 17473146
107. Speed K. Ferrule cups for the head of the radius. *Surg Gynecol Obstet*.

1941. Vol. 73. P. 845-850.

108. Creyssel J., de Morgues G. Résection de la tete radiale avec endoprothèse en nylon. *Lyon Chir.* 1951. Vol. 46. P. 508.

109. Cherry J.C. Use of acrylic prosthesis in the treatment of fracture of the head of the radius. *J Bone Joint Surg.* 1953. Vol. 35-B, Iss. 1. P. 70-71. PMID: 13034874

110. Albonico P. Endoprotesi in Vitallium in sostituzione del capitello radiale asportato per frattura. *Chir Org Mov.* 1953. Vol. 37. P. 134-143.

111. Sanson A.B., Jaeger S.H., La Rochelle D. Comminuted fractures of the radial head. The role of silicone-implant replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1981. Vol. 63-A, Iss. 7. P. 1039-1049. PMID: 7276041

112. Mackay I., Fitzgerald B., Miller J.H. Silastic replacement of the head of the radius in trauma. *J Bone Joint Surg.* 1979. Vol. 61-B, Iss. 4. P. 494-497. PMID: 500763

113. Morrey B.F., Askew L., Chao E.Y. Silastic prosthetic replacement for the radial head. *J Bone Joint Surg.* 1981. Vol. 63-A, Iss. 3. P. 454-458. PMID: 7204446

114. Vanderwilde R.S., Morrey B.F., Melberg M.W., Vinh T.N. Inflammatory arthritis after failure of silicone rubber replacement of the radial head. *J Bone Joint Surg.* 1994. Vol. 76-B, Iss. 1. P. 78-81. PMID: 8300687

115. Carn R.M., Medige M.J., Curtain D., Koenig A. Silicone rubber replacement of the severely fractured radial head. *Clin Orthop Relat Res.* 1986. Vol. 209. P. 259-269. PMID: 3731608

116. Stoffelen D.V., Holdsworth B.J. Excision or Silastic replacement for comminuted radial head fractures. A long-term follow-up. *Acta Orthop Belg.* 1994. Vol. 60, Iss. 4. P. 402-407. PMID: 7847090

117. Дудко Г.Е. Эндопротезирование головки и шейки лучевой кости. Москва: Медицина, 1991. 124 с.

118. Мовшович И.А., Воскресенский Г.Л., Гаврюшенко Н.С. и др. Замещение головки лучевой кости силиконовым имплантатом. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 1986. № 8. С. 12-15.

119. Ring D., King G. Radial head arthroplasty with a modular metal spacer to treat acute traumatic elbow instability. Surgical technique. *J Bone Joint Surg*. 2008. Vol. 90-A, Suppl. 2, Pt. 1. P. 63-73. PMID: 18310687

120. Ruan H.-J., Fan C.-Y., Liu J.-J., Zeng B.-F. A comparative study of internal fixation and prosthesis replacement for radial head fractures of Mason type III. *Int Orthop*. 2009. Vol. 33, Iss. 1. P. 249-253. doi: [10.1007/s00264-007-0453-3](https://doi.org/10.1007/s00264-007-0453-3)

121. Stuffmann E., Baratz M.E. Radial head implant arthroplasty. *J Hand Surg*. 2009. Vol. 34-A, Iss. 4. P. 745-754. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2009.01.027>

122. Tejwani N.C., Mehta H. Fracture of the radial head and neck: current concepts in management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2007. Vol. 15, Iss. 7. P. 380-387. PMID: 17602027

123. Popovic N., Lemaire L.R., Georis G.P., Gillet G.P. Midterm results with a bipolar radial head prosthesis: radiographic evidence of loosening at the bone-cement interface. *J Bone Joint Surg*. 2007. Vol. 89-A, Iss. 11. P. 2469-2476. PMID: 17974891

124. Kachooei AR, Heesackers NAM, Heijink A, The B, Eygendaal D. Radiocapitellar prosthetic arthroplasty: short-term to midterm results of 19 elbows. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2018 Feb 1. pii: S1058-2746(17)30832-7. doi: [10.1016/j.jse.2017.12.013](https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.12.013).

125. Knight D.J., Rymaszewski L.A., Amis A.A., Miller J.H. Primary replacement of the fractured radial head with a metal prosthesis. *J Bone Joint Surg*. 1993. Vol. 75-B, Iss. 4. P. 572-576. PMID: 8331111

126. Small joint orthopedic implants and their manufacture : pat. US 8353965 B2, A 61F 2/38 (2006.01) / [Seitz W.H., Santilli A.N.](#); filed 02.09.2005; date 15.01.2015.

URL:https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/originalDocument?FT=D&date=20130115&DB=&locale=en_EP&CC=US&NR=8353965B2&KC=B2&ND=4
(last accessed: 03.02.2018).

127. Grewal R., MacDermid J., Faber K., Drosdowech D., King G. Comminuted radial head fractures treated with a modular metallic radial head arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2006. Vol.88-A, Iss. 10. P. 2192-2200. PMID: 17015596

128. Лоскутов А.Е., Жердев И.И., Макаров В.Б., Красовский В.Л. Эндопротезирование головки лучевой кости. *Ортопедия, травматология и протезирование.* 2004. № 3. С. 107-111.

129. Модульний ендопротез голівки променевої кістки : пат. 10903 Україна, МПК А 61F 2/38 (2006.01) /Лоскутов О.Є., Жердев І.І., Красовський В.Л., Макаров В.Б.; заявлено 09.11.2004; опубліковано 15.12.2005, Бюл. № 12. URL: <http://base.ukrpatent.org/searchinv/search.php?action=viewdetails&IdClaim=114033>
(дата звернення 03.02.2018).

130. [Abdulla I.N.](#), [Molony D.C.](#), [Symes M.](#), [Cass B.](#) Radial head replacement with pyrocarbon prosthesis: early clinical results. *ANZ J Surg.* 2014. Vol. 85, Iss. 5. P. 368-372. doi: [10.1111/ans.12908](https://doi.org/10.1111/ans.12908)

131. Marsh J.P., Grewal R., Faber K.J., Drosdowech D.S., Athwal G.S., King G.J. Radial head fractures treated with modular metallic radial head replacement: outcomes at a mean follow-up of eight years. *J Bone Joint Surg.* 2016. Vol. 98-A, Iss. 7. P. 527-535. doi: [10.2106/JBJS.15.00128](https://doi.org/10.2106/JBJS.15.00128)

132. Moro J.K., Werier J., MacDermid J.C., Patterson S.D., King G.J. Arthroplasty with a metal radial head for unreconstructible fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg.* 2001. Vol. 83-A, Iss. 8. P. 1201-1211. PMID: 11507129

133. Hartzler R., Morrey B., Steinmann S., Llusa-Perez M., Sanchez-Sotelo J. Radial head reconstruction in elbow fracture-dislocation monopolar or bipolar prosthesis? *Clin Orthop Relat Res.* 2014. Vol. 472, Iss. 7. P. 2144-2150. doi: [10.1007/s11999-014-3672-0](https://doi.org/10.1007/s11999-014-3672-0)

134. Athwal G.S., Frank S.G., Grewal R., Faber K.J., Johnson J., King G.J. Determination of correct implant size in radial head arthroplasty to avoid overlengthening: surgical technique. *J Bone Joint Surg.* 2010. Vol. 92-A, Suppl. 1, Pt. 2. P. 250-257. PMID: 20844180
135. Berschback J.C., Lynch T.S., Kalainov D.M., Wysocki R.W., Merk B.R., Cohen M.S. Clinical and radiographic comparisons of two different radial head implant designs. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013. Vol. 22, Iss. 8. P. 1108-1120. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.02.011>
136. King G., Zarzour Z., Pattersen S., Johnson J.A. An anthropometric study of the radial head: implication in the design of a prosthesis. *J Arthroplasty.* 2001. Vol. 16, Iss. 1. P. 112-116. doi: [10.1054/arth.2001.16499](https://doi.org/10.1054/arth.2001.16499)
137. Г.И. Жабин, С.Ю. Федюнина, А.В. Амбросенков, А.А. Бояров Замещение головки лучевой кости биполярным эндопротезом // Травматология и ортопедия России. 2011. No1. С. 42–46.
138. Dotzis A., Cochu G., Mabit C., Charissoux J.L., Arnaud J.P. Comminuted fractures of the radial head treated by the Judet floating radial head prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 2006. Vol. 88-B, Iss. 6. P. 760-764. doi: [10.1302/0301-620X.88B6.17415](https://doi.org/10.1302/0301-620X.88B6.17415)
139. Judet T., Garreau de Loubresse C., Piriou P., Charnley G. A floating prosthesis for radial-head fractures. *J Bone Joint Surg.* 1996. Vol. 78-B, Iss. 2. P. 244-249. PMID: 8666635
140. Judet T., Massin P., Bayeh P.J. Prothèse de tête radiale à cupule flottante dans les traumatismes récents et anciens du coude : Résultats préliminaires. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1994. Vol. 80, Iss. 2. P. 123-130. PMID: 7899628
141. Herald J., O'Driscoll S. Complete dissociation of a bipolar radial head prosthesis: A case report. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008. Vol. 17, Iss. 6. P. e22-e23. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.02.020>
142. Skalski K., Swieszkowski W., Pomianowski S., Kedzior K., Kowalik S. Radial head prosthesis with a mobile head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004. Vol. 13, Iss. 1. P. 78-85. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2003.09.014>

143. Swieszkowski W., Skalski K., Pomianowski S., Kedzior K. The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design. *Clin Biomech.* 2001. Vol. 16, Iss. 10. P. 880-887. doi: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00075-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00075-4)
144. Smets S., Govaers G.K., Jansen J.N., Van Riet R., Schaap S.M., Van Glabbeek F. Floating radial head prosthesis for comminuted radial head fractures: a multicentric study. *Acta Orthop Belg.* 2000. Vol. 66, Iss. 4. P. 353-358. PMID: 11103486
145. Popovic N., Djekic J., Lemaire R., Gillet P. A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis. *J Shoulder Elbow Surgery.* 2005. Vol. 14, Iss. 4. P. 433-440. doi: [10.1016/j.jse.2004.10.012](https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.10.012)
146. Allavena C., Delclaux S., Bonneville N., Rongièrès M., Bonneville P., Mansat P. Outcomes of bipolar radial head prosthesis to treat complex radial head fractures in 22 patients with a mean follow-up of 50 months. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014. Vol. 100, Iss. 7. P. 703-709. doi: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.019>
147. Kang S.H., Kim D.Y., Park H., Song H.S. Anthropometric study of the proximal radius: does radial head implant fit in all cases? *International Orthopaedics.* 2015. Vol. 39, [Iss. 8](#). P. 1553-1561. doi: [10.1007/s00264-015-2773-z](https://doi.org/10.1007/s00264-015-2773-z)
148. [Zwingmann J.](#), [Bode G.](#), [Hammer T.](#), [Südkamp N.P.](#), [Strohm P.C.](#) Radial head prosthesis after radial head and neck fractures – current literature and quality of evidence. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2015. Vol. 82, Iss. 3. P. 177-185. PMID: 26317287
149. Harrington I.J., Sekyi-Out S.A., Barrington T.W., Evans D.C., Tuli T.V. The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review. *J Trauma.* 2001. Vol. 50, Iss. 1. P. 46-52. PMID: 11231669
150. Lim Y.J., Chan B.K. Short-term to medium-term outcomes of cemented

Vitallium radial head prostheses after early excision for radial head fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008. Vol. 17, Iss. 2. P. 307-312. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.07.020>

151. Chien H.-Y., Chen A.C., Huang J.-W., Cheng C.-Y., Hsu K.-Y. Short- to medium-term outcomes of radial head replacement arthroplasty in posttraumatic unstable elbows: 20 to 70 months follow-up. *Chang Gung Med J.* 2010. Vol. 33, Iss. 6. P. 668-678. PMID: 21199612

152. Brinkman J.-M., Rahusen F.T.G., de Vos M.M., Eygendaal D. Treatment of sequelae of radial head fractures with a bipolar radial head prosthesis: good outcome after 1-4 years follow-up in 11 patients. *Acta Orthop.* 2005. Vol. 76, Iss. 6. P. 867-872. doi: <https://doi.org/10.1080/17453670510045516>

153. Скороглядов, А.В. Отдалённые результаты эндопротезирования головки лучевой кости у больных с многооскольчатыми переломами головки лучевой кости / А.В. Скороглядов [и др.] // Сборник тезисов IX съезда травматологов-ортопедов. – Саратов, 2010. – Том I. – С. 564.

154. [Sershon R.A.](#), [Luchetti T.J.](#), [Cohen M.S.](#), [Wysocki R.W.](#) Radial head replacement with a bipolar system: an average 10-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018. Vol. 27, Iss. 2. P. e38-e44. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.09.015>

155. [Orbay J.L.](#), [Mijares M.R.](#), [Berriz C.G.](#) The transverse force experienced by the radial head during axial loading of the forearm: A cadaveric study. *Clin Biomech.* 2016. Vol. 31. P. 117-122. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.007>

156. Johnson J.A., Beingessner D.M., Gordon K.D., Dunning C.E., Stacpoole R.A., King G.J. Kinematics and stability of the fractured and implantreconstructed radial head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005. Vol. 14, Iss. 1, Suppl. P. 195S-201S. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.034>

157. King G.J., Zarzour Z.D., Rath D.A., Dunning C.E., Patterson S.D., Johnson J.A. Metallic radial head arthroplasty improves valgus stability of the elbow. *Clin Orthop.* 1999. Vol. 368. P. 114-125. PMID: 10613159

158. Van Riet R.P., Van Glabbeek F., Baumfeld J.A., Neale P.G.,

Morrey B.F., O'Driscoll S.W., An K.-N. The effect of the orientation of the non-circular radial head on elbow kinematics. *Clin Biomech.* 2004. Vol. 19, Iss. 6. P. 595-599. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.03.002>

159. Schneeberger A.G., Sadowski M.M., Jacob H.A. Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow. *J Bone Joint Surg.* 2004. Vol. 86-A, Iss. 5. P. 975-982. PMID: 15118040

160. Chen X., Wang S., Cao L., Yang G., Li M., Su J. Comparison between radial head replacement and open reduction and internal fixation in clinical treatment of unstable, multi-fragmented radial head fractures. *Int Orthop.* 2011. Vol. 35, Iss. 7. P. 1071-1076. doi: [10.1007/s00264-010-1107-4](https://doi.org/10.1007/s00264-010-1107-4)

161. Lott A., Broder K., Goch A., Konda S.R., Egol K.A. Results after radial head arthroplasty in unstable fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018. Vol. 27, Iss. 2. P. 270-275. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.10.011>

162. Chen H., Wang Z., Shang Y. Clinical and radiographic outcomes of unipolar and bipolar radial head prosthesis in patients with radial head fracture: A systemic review and Meta-Analysis. *J Invest Surg.* 2017. P. 1-7. doi: <https://doi.org/10.1080/08941939.2017.1299262>

163. Laumonerie P., Reina N., Ancelin D., Delclaux S., Tibbo M.E., Bonneville N., Mansat P. Mid-term outcomes of 77 modular radial head prostheses. *J Bone Joint J.* 2017. Vol. 99-B, Iss. 9. P. 1197-1203. doi: [10.1302/0301-620X.99B9.BJJ-2016-1043.R2](https://doi.org/10.1302/0301-620X.99B9.BJJ-2016-1043.R2)

164. Carità E., Donadelli A., Cugola L., Perazzini P. Radial head prosthesis: results overview. *Musculoskelet Surg.* 2017. Vol. 101, Suppl. 2. P. 197-204. doi: [10.1007/s12306-017-0492-x](https://doi.org/10.1007/s12306-017-0492-x)

165. Laflamme M, Grenier-Gauthier P.P., Leclerc A., Antoniadis S., Bédard A.M. Retrospective cohort study on radial head replacements comparing results between smooth and porous stem designs. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017. Vol. 26, Iss. 8. P. 1316-1324. doi: [10.1016/j.jse.2017.04.008](https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.04.008)

166. Chwedczuk B., Piekarczyk P., Kwiatkowski K., Piątkowski K. Surgical treatment of radial head fractures: outcomes and complications. *Ortop Traumatol*

Rehabil. 2016. Vol. 18, Iss. 5. P. 435-444. doi: [10.5604/15093492.1224617](https://doi.org/10.5604/15093492.1224617)

167. Lópiz Y., González A., García-Fernández C., García-Coiradas J., Marco F. Comminuted fractures of the radial head: resection or prosthesis? *Injury*. 2016. Vol. 47, Suppl. 3. P. S29-S34. doi: [10.1016/S0020-1383\(16\)30603-9](https://doi.org/10.1016/S0020-1383(16)30603-9)

168. Karl J.W., Redler L.H., Tang P. Delayed Proximal Migration of the Radius Following Radial Head Resection for Management of a Symptomatic Radial Neck Nonunion Managed with Radial Head Replacement: A Case Report and Review of the Literature. *Iowa Orthop J.* 2016. Vol. 36. P. 64-69. PMCID: PMC4910801

169. Pogliacomi F., Schiavi P., Pedrazzini A., Nosenzo A., Tocco S., Ceccarelli F. Modified Mason type III and IV radial head fractures: results of different surgical treatments. *Acta Biomed.* 2015. Vol. 86, Iss. 3. P. 242-250. PMID: 26694151

170. Burkhart K.J., Wegmann K., Müller L.P., Gohlke F.E. Fractures of the radial head. *Hand Clin.* 2015. Vol. 31, Iss. 4. P. 533-546. doi: <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2015.06.003>

171. Cha J., York B., Tawfik J. Posterior interosseous nerve compression. *Eplasty*. 2014. Vol. 14. ic4. PMCID: PMC3919107

172. Saratsiotis J., [Myriokefalitakis E.](#) Diagnosis and treatment of posterior interosseous nerve syndrome using soft tissue manipulation therapy: a case study. [J Bodyw Mov Ther.](#) 2010. Vol. 14, Iss. 4. P. 397-402. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.11.002>

173. [Fedorka C.J.](#), [Oh L.S.](#) Posterolateral rotatory instability of the elbow. [Curr Rev Musculoskelet Med.](#) 2016. Vol. 9, Iss. 2. P. 240-246. doi: [10.1007/s12178-016-9345-8](https://doi.org/10.1007/s12178-016-9345-8)

174. [Price D.D.](#), [Staud R.](#), [Robinson M.E.](#) How should we use the visual analogue scale (VAS) in rehabilitation outcomes? II: Visual analogue scales as ratio scales: An alternative to the view of Kersten et al. *J Rehabil Med.* 2012. Vol. 44, Iss. 9. P. 800-804. doi: [10.2340/16501977-1031](https://doi.org/10.2340/16501977-1031)

175. Van Glabbeek F., Van Riet R.P., Baumfeld J.A., Neale P.G., O'Driscoll S.W., Morrey B.F., An K.-N. Detrimental effects of overstuffing or understuffing with a radial head replacement in the medial collateral-ligament deficient elbow. *J Bone Joint Surg.* 2004. Vol. 86-A, Iss. 12. P. 2629-2635. PMID: [15590846](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15590846/)

176. Hastings H., Graham T.J. The classification and treatment of heterotopic ossification about the elbow and forearm. *Hand Clin.* 1994. Vol. 10, Iss. 3. P. 417-437. PMID: 7962148

177. Ендопротез голівки променевої кістки : пат. 83334 Україна. МПК А 61F 2/38 (2006.01) / Бойко І.В., Макаров В.Б., Щербаков Д.С., Сабсай О.В.; заявл. 18.12.12; опублік. 10.09.13, Бюл. № 17. URL: <http://base.ukrpatent.org/searchinv/search.php?action=viewdetails&IdClaim=191326> (дата звернення 03.02.2018).

178. Longo U.G., Franceschi F., Loppini M., Maffulli N., Denaro V. Rating systems for evaluation of the elbow. *British Medical Bulletin.* 2008. Vol. 87, Iss. 1. P. 131-161. doi: <https://doi.org/10.1093/bmb/ldn023>

179. Cusick M.C., Bonnaig N.S., Azar F.M., Mauck B.M., Smith R.A., Throckmorton T.W. Accuracy and reliability of the Mayo Elbow Performance Score. *J Hand Surg Am.* 2014. Vol. 39, Iss. 6. P. 1146-1150. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2014.01.041>

180. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск: СТТ, 2001. 480 с.

181. Трушко А.В., Чижик С.А. АСМ-анализ хрящевых тканей. *Методологические аспекты сканирующей зондовой микроскопии – 2006: Материалы VII междунар. семинара (Минск, 1-3 ноября 2006).* Минск: ИТМО НАН Беларуси, 2006. С. 162-168.

182. Reilly D.T., Burstein A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975. Vol. 8, Iss. 6. P. 393-405. doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)

183. Rho J.Y., Tsui T.Y., Pharr G.M. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*. 1997. Vol. 18, Iss. 20. P. 1325-1330. doi: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00073-2)
184. Fung Y.C. *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. 2nd ed. New York: Springer, 1993. 567 p.
185. Hawkins D. *Tissue mechanics*. Human performance laboratory, University of California, Davis. 2001.
186. *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*. Hoffman A.S., Schoen F.J., Lemons J.E. (eds.). Academic Press, 1996. 484 p.
187. Mou Z., Chen M., Xiong Y., Fan Z., Wang A., Wang Z. Comminuted radial head fractures treated by the Acumed anatomic radial head system. *Int J Clin Exp Med*. 2015. Vol. 8, Iss. 4. P. 6327-6333. PMID:26131250, PMCID:PMC4483823
188. Standard Specification for Wrought 18 Chromium-14 Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673). Designation F138-13a, approved Oct 01 2013. ASTM International (West Conshohocken, PA, USA). 5 p. doi: 10.1520/F0138-13A, URL: <https://www.astm.org/Standards/F138.htm> (last accessed: 03.02.2018).
189. Kim S. Contact stress analysis of the native radial head and radial head implants: Doctoral Dissertation / Swanson School of Engineering. University of Pittsburgh, 2014. 119 p.
190. Beredjikian P.K., Nalbantoglu U., Potter H.G., Hotchkiss R.N. Prosthetic radial head components and proximal radial morphology: a mismatch. *J Shoulder Elbow Surg*. 1999. Vol. 8, Iss. 5. P.471-475. doi: [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90079-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90079-4)
191. Itamura J.M., Roidis N.T., Chong A.K., Vaishnav S., Papadakis S.A., Zalavras C. Computed tomography study of radial head morphology. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008. Vol. 17, Iss. 2. P. 347-354. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.07.019>

192. Captier G., Canovas F., Mercier N., Thomas E., Bonnel F. Biometry of the radial head: biomechanical implications in pronation and supination. *Surg Radiol Anat.* 2002. Vol. 24, Iss. 5. P. 295-301. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s00276-002-0059-9>

Сто дев'яносто дві статті

ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

Основні положення та результати роботи оприлюднені та обговорені на Вчених радах ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС (Київ 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020), наукових конференціях ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС (Київ 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020), засіданнях травматологів ортопедів м.Кривий Ріг, 19 зїзді ортопедів травматологів (м.Івано-Франківськ, 2019), 1-му Українському симпозіумі з біомеханіки опорно-рухової системи (Дніпропетровськ, 2012), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Лікування травм та захворювань верхньої кінцівки (Київ, 2012), науково-практичній конференції «Сучасні теоретичні та практичні аспекти ортопедії та травматології (Донецьк, 2012), науково-практичній конференції з міжнародною участю «Сучасні методи лікування навколо та внутрішньосуглобових ушкоджень» (Одеса, 2013), 2-й зїзд Української асоціації травматології та остеосинтезу (Київ, 2015), науково-практичній конференції «Сучасні питання тотального ендопротезування

кульшового та колінного суглобів» (Харків, 2017), науково-практичній конференції «Актуальні питання травматології та остеосинтезу» (Чернівці, 2017).