

# МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ «ІМПЛАНТАТ-КІСТКА» З АЛОКОМПОЗИТНИМ ЕНДОПРОТЕЗОМ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

Вирва О.Є., Головіна Я.О., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В., Малик Р.В.

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

**Вступ.** На сьогоднішній день в арсеналі ортопедів є безліч технік для реконструкції великих дефектів кісток та суглобів. Серед методів кісткової пластики можна виділити аутопластику, алопластику та ксенопластику. Проте, на сьогоднішній день все більшої популярності здобувають комбіновані методи заміщення великих сегментарних дефектів кісток та суглобів. Серед них можна виділити метод дистракційного остеогенезу в комбінації із кістковою аутопластикою, а також алокомпозитне ендопротезування. Саме комбінація різних методик дозволяє звести до мінімуму недоліки обох методів та використати їхні переваги. Для підбору «ідеального» імплантату, який повинен відповідати вимогам біосумісності, механічної стабільності та бути безпечним, потрібно проводити безліч різних досліджень та тестів. Інтрамедулярний стрижень із замком є недостатньо ефективним для зрощення з'єднання в діяфізі довгої кістки. Несправжні суглоби виникли у всіх 12 випадках такої фіксації.

**Мета.** Обґрунтувати методику алокомпозитного ендопротезування на основі математичного моделювання методом кінцевих елементів.

**Матеріали та методи.** Проведено вивчення методом кінцевих елементів математичної моделі стегнової кістки з «пухлинним» ендопротезом. Вивчали напруженодеформований стан моделі при виконанні резекції стегнової кістки прямим розтином та розтином у вигляді сходинки. Була змодельована ситуація у різні терміни після оперативного втручання через 3 та 6 місяців. Для кожного типу резекції моделювали цементний та безцементний варіант фіксування ніжки ендопротеза.

**Результати.** При поперечної остеотомії та безцементному способі фіксації ніжки максимальні за величиною напруження (92,3 МПа) виникають в зоні остеотомії. В діяфізарній частині стегнової кістки зона максимальних напружень розташовується по медіальному боці, де вони набувають значень 10,5 та 10,1 МПа в дистальній та проксимальній частинах відповідно. Використання східцеподібної остеотомії в сполученні із безцементною фіксацією ніжки ендопротеза в найближчий післяопераційний період дозволяє знизити рівень напружень в зоні остеотомії до 59,1 МПа. В процесі набуття міцності кісткового регенерату після використання поперечної остеотомії в сполученні з безцементною фіксацією ніжки спостерігається зниження рівня напружень в зоні остеотомії - 75,6 МПа. В діяфізарній частині стегнової кістки вони визначаються в межах від 9,5 до 10,0 МПа. При використанні східцеподібної остеотомії та безцементному кріпленні ніжки ендопротеза діапазон напружень в діяфізарній частині стегнової кістки визначається від 7,9 до 13,8 МПа. Використання цементу в поєднанні з поперечною остеотомією в післяопераційний період 3 місяці не веде до принципових змін в напруженодеформованому стані моделі. Максимальна величина напружень (77,1 МПа) визначається в зоні остеотомії. При використанні східцеподібної остеотомії наявність цементного прошарку між нішкою ендопротеза та стінкою кістково-мозкового каналу дозволяє знизити рівень напружень в зоні остеотомії до позначки 31,5 МПа.

**Висновки.** Виконання східцеподібної остеотомії стегнової кістки дозволяє вдвічі знизити рівень механічних напружень саме в зоні остеотомії в порівнянні з моделями, з поперечною остеотомією. Використання кісткового цементу для фіксації ніжки ендопротезав теоретичній моделі, також дозволяє значно знизити рівень напружень во всіх варіантах досліджених моделей, за рахунок утворення демпферного прошарку між металом та кістковою тканиною. Набуття міцності кісткового регенерату з часом приводить до

вирівнювання величин напружень як між контрольними точками кожної з моделей, так і між моделями з різними видами остеотомії стегнової кістки