

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»

УДК 539.37 : 612.76

**Єщенко Віктор Олексійович**

**НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН  
БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ**

Спеціальність 01.02.04 - механіка деформівного твердого тіла

**АВТОРЕФЕРАТ**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

**КИЇВ – 2016**

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі динаміки і міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут” Міністерства освіти і науки України

**Науковий керівник:** доктор технічних наук, професор

**Кришук Микола Георгійович**, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», професор кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів

**Офіційні опоненти:** доктор технічних наук, член-кореспондент НАН України

**Штерн Михайло Борисович**, Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України, м. Київ, завідувач відділу мікромеханіки, реології та обробки тиском порошкових та композиційних матеріалів;

доктор фізико-математичних наук, професор

**Маслов Борис Петрович**, Інститут механіки ім. С.П. Тимошенко НАН України, м. Київ, головний науковий співробітник відділу механіки повзучості.

Захист відбудеться “31” жовтня 2016р. о \_\_\_\_годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д26.002.01 у Національному технічному університеті України “Київський політехнічний інститут” за адресою: 03056, м.Київ, вул.Перемоги, 37, корпус 1, ауд. №166.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут”, за адресою: 03056, м.Київ, вул.Перемоги, 37.

Автореферат розісланий “\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2016р.

Учений секретар спеціалізованої вченої ради

Д26.002.01, д.т.н., проф.



О.О.Боронко

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Широке впровадження досягнень науки і техніки в медичну практику сприяє динамічному розвитку біомеханіки в світі. Біомедична інженерія у 2000р. визнана Радою Європи стратегічним напрямком економічного і соціального розвитку ЄС. В Україні прийнятими постановами Кабінету Міністрів (2006р., 2010р.), створено науково-методичну підкомісію МОН України (2010р.) з розробки стандартів вищої освіти з біомедичної інженерії. В НТУУ «КПІ» прийнята до виконання з 2011р. «Комплексна програма розвитку інженерної складової охорони здоров'я».

Застосування конструкцій металоостеосинтезу та імплантатів з матеріалів технологічного походження для реконструкції пошкоджених кісток кінцівок, суглобів та щелепи при відновленні функціональності організму людини є стандартною практикою медицини ХХІ століття. За даними медичних реєстрів, щороку в Україні кількість людських травм сягає 2 млн., з них 150 тис. потребують проведення оперативного втручання на кістках. В даний час проблема залишається актуальною, так як тільки в заміні суглобів кісток людини в Україні потребують 47 тисяч чоловік щорічно, а виконується операцій до 6-7тисяч.

Фінансування лікування переломів кісток в США щорічно складає ~15 млрд. доларів. Середньостатистична частота переломів кісток на рік в світі складає 3,6 випадків на 100 чоловік, з них переважна більшість – переломи кінцівок (Donaldson L. J., 2008). Оперативного лікування потребують 46% хворих з переломами кінцівок, які лікуються стаціонарно (Brinker M.R., 2004). Пошкодження хряща між стегною і великою гомілковою кісткою становлять 10-24% від загальної кількості пошкоджень нижніх кінцівок людини (Корольов А.В., 2003), сягаючи 80% серед осіб молодого віку.

Актуальність вказаних проблем визначили вибір напрямку дослідження – розробку нових методик розрахунку напружено-деформованого стану, алгоритмів обчислень граничного біомеханічного стану та оцінки характеристик функціональності новостворених біомеханічних систем (БМС) металоостеосинтезу (з біосумісних матеріалів) кісток (кінцівок, щелепи) людини з ушкодженими біологічними структурами або таких, що потребують відновлення функціональності після травм, застосування інформаційних технологій і програмного забезпечення (ПЗ) для математичного моделювання остеосинтезу та розв'язку практичних задач біомеханіки.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Розробка даної тематики здійснювалася відповідно до наукових планів і науково-технічних програм: кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів (ДММ та ОМ), науково-дослідної лабораторії (НДЛ) "Математичного моделювання в механіці суцільних середовищ" механіко-машинобудівного інституту (ММІ) НТУУ "КПІ" з 2009р по 2015р; планових д/б НДР №2472-п "Розробка та впровадження систем остеосинтезу підвищеної ефективності для хірургічного лікування складних переломів кісток людини" (держреєстрація №0111U003306), №2650-п "Розробка та впровадження нових способів натурного та комп'ютерного контролю параметрів надійності БМС з пошкодженими кістками людини" (держреєстрація

№0113U000864) та №2862-п «Розробка нових засобів діагностики міцності та надійності БМС «кістка – суглоб - імплантат» з урахуванням пошкоджень біологічних тканин» (держреєстрація №0115U000643), договорів про спільну науково-дослідну діяльність між НТУУ «КПІ», НДЛ кафедри ДММ та ОМ, ММІ та Інституту ортопедії та травматології Академії медичних наук України (лабораторією біомеханіки), Української військово - медичної академії (кафедра військової хірургії), кафедрою стоматології післядипломної освіти Ужгородського національного університета, кафедрою щелепно-лицьової хірургії Національного медичного університету ім. О.О.Богомольця.

### **Мета і задачі дослідження.**

*Мета дослідження.* Розробка та вивчення біомеханічних моделей деформівних середовищ з ушкодженими біологічними структурами, конструкціями металоостеосинтезу та імплантами. Створення на єдиній методологічній основі нових методик та програмного забезпечення для оцінки напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічних систем при силових навантаженнях.

#### *Задачі дослідження:*

1. Проаналізувати результати експериментальних і розрахунково-теоретичних досліджень з вивчення біомеханічних властивостей, функціональних навантажень, механіки деформування та ушкодження кісткових тканин кінцівок, суглобів та щелепи людини, способів відновлення функціональності кісток за допомогою остеосинтезу спеціальними конструкціями фіксації розділених тіл і застосуванням імплантатів, виготовлених із біосумісних матеріалів.

2. Створити методику, алгоритми та адаптувати стандартне ПЗ для математичного моделювання деформування анізотропних пружних та в'язкопружних ізотропних тіл біомеханічних систем, розрахунку жорсткості та міцності контактуючих тіл БМС для кінцівок, суглобів та щелепи людини з пошкодженнями та імплантами при дії функціональних навантажень з метою визначення параметрів функціональної надійності.

3. Розробити алгоритм та ПЗ для аналізу силових навантажень поверхні контактуючих тіл на оклюзіограмах, відображених на полях тиску вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan).

4. Застосувати розроблені методики для створення імітаційних моделей (ІМ) БМС з ушкодженими біологічними структурами і апаратами остеосинтезу та імплантатами. Провести розрахунково-теоретичні дослідження практичних проблем біомеханіки остеосинтезу та здійснити порівняння отриманих результатів з відомими в літературі чисельними розв'язками і експериментальними даними; впровадити нові, такі, що принципово відрізняються від стандартних, методики оцінки міцності і функціональної надійності БМС з ушкодженими структурами кісток людини та результати досліджень у практику зацікавлених організацій.

*Об'єкт дослідження* – БМС контактуючих деформівних біологічних тіл кінцівок та щелепи людини з конструкціями металоостеосинтезу та імплантами при дії функціональних та експлуатаційних силових навантажень.

*Предмет дослідження* – розробка імітаційних моделей та вивчення біомеханічних характеристик контактуючих біологічних тіл (кістки, хрящі, зв'язки)

та імплантів для оцінки міцності, жорсткості та навантажувальної здатності БМС ушкоджених кінцівок та щелепи людини з метою обґрунтування їх функціональності.

**Методи дослідження.** Розрахунково-теоретичні дослідження проведені на основі: 1) достовірних гіпотез і адекватних математичних моделей; 2) інформаційних технологій побудови та дослідження БМС з пошкодженими кістковими тканинами, алгоритмів розв'язку початково-крайових контактних задач механіки деформівного твердого тіла; 3) застосування ПЗ спеціального призначення та власних розробок; 4) використання математичного апарата у формі проєкційно-сіткових чисельних методів, рівнянь механіки суцільних середовищ, теорії надійності.

**Наукова новизна одержаних результатів** полягає в наступному:

1. На єдиній науково-методологічній основі розроблено імітаційні моделі деформівних середовищ БМС, метод оцінки НДС і діагностики параметрів їх функціональної надійності.

2. Розроблені методики застосовано для вирішення ряду практичних задач оцінки параметрів функціональної надійності БМС з ушкодженими біологічними тканинами щелепи (кістки), суглобів (хрящів, зв'язок) і кінцівок (кістки) людини та апаратами фіксації кісткових відламків, імплантатами при функціональних силових навантаженнях, які орієнтовані на вирішення проблем передопераційного планування лікування травм та захворювань кісток людини.

3. Розроблено програмне забезпечення для розрахунку величин і площ контактних тисків на поверхнях спряження біологічних об'єктів із застосуванням експериментальних даних отриманих на плівках Fuji Prescale (Японія).

**Практичне значення одержаних результатів** полягає в розробці та реалізації:

1. Нового способу (підтверджено патентом на корисну модель № 68170 від 25.04.2012р) створення високоточної багатовимірної віртуальної імітації будови та функцій зубощелепного апарату людини, ортодонтичних апаратів, ортопедичних конструкцій зубних протезів, шин, шин-протезів, імплантів та їх протетичних елементів з метою експериментального моделювання їх функціонування”.

2. Нового способу (патент на корисну модель № 69520 від 12.03.2012) вимірювання сили прикусу зубів щелепи людини.

3. Нового ПЗ (підтверджено авторським свідоцтвом № 49485 від 18.05.2012) для аналізу розшифровки та кількісного представлення величин оклюзійних навантажень на оклюзіограмах, відображених на полях тиску вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Messuring System (Fuji Photo Film Co., ltd., Tokyo, Japan).

4. Методики оцінки визначення параметрів функціональної надійності і рекомендацій по вибору оптимальних типів апаратів фіксації кісткових відламків та раціональних конструкцій для транспортування постраждалих з переломами кінцівок ніг санітарним автомобілем по ґрунтовій дорозі. Закономірностей розподілу контактних напружень в хрящі наколінка в нормі та при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки при згинанні гомілки колінного суглобу.

5. Дослідженні та визначенні раціональних способів металоостеосинтезу кісткових відламків нижніх кінцівок та кісток щелепи, що розроблені за даними

комп'ютерних тестів НДС, оцінок міцності та функціональної надійності ІМ БМС металоостеосинтезу кісток та навантажувальної здатності зубних імплантатів під дією типових силових навантажень. Підтвердження адекватності застосування нових компресійних методик лікування остеосинтезу ушкоджених переломами кісток щелепи.

**Особистий внесок здобувача** полягає в: розробці алгоритму побудови комп'ютерних ІМ БМС; створенні тривимірних моделей деформівних тіл кісток, хрящів, зубів щелепи, суглобів та нижніх кінцівок по даним комп'ютерної томографії та конструкцій металоостеосинтезу за літературними даними; проведенні чисельних експериментів та детального аналізу НДС, оцінці параметрів міцності та характеристик функціональної надійності БМС в нормі та з пошкодженнями кісток, елементами фіксації кісткових відламків та імплантатами; проведенні обробки результатів чисельних експериментів; розробці ПЗ для розрахунку сил і площ контактних тисків за графічними даними на плівках Fuji Prescale.

#### **Апробація результатів дисертації.**

Матеріали дисертації доповідалися на: науково-практичній конференції з міжнародною участю «Современные теоретические и практические аспекты травматологи и ортопедии», (м.Урзуф, 2011р); XIII конгресі світової федерації українських лікарських товариств, (м.Львів, 2011р); I-й міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технології», (м.Київ, 2011р); Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Прогрессивная техника и технология», (м.Севастополь, 2012р); III-й міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія», (м.Київ, 2012р); I українському симпозиуму з біомеханіки опорно-рухової системи, (м.Дніпропетровськ, 2012р); Науково-технічному семінарі в інституті математики НАНУ «Математика та Медицина» (м.Київ, 2012р); Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Прогрессивная техника и технология» (м.Севастополь, 2013р); Всеукраїнській хірургічній науково-практичній та навчально-методичній конференції «Хірургія XXI сторіччя» VII Скліфосовські читання, (м.Полтава, 2013р); Міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства» (м.Київ, 2013р); Міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства», (м.Київ, 2013р); Науково-практичній конференції з міжнародною участю «Прогрессивная техника и технология», (Київ, 2014р); Науково-практичній конференції «Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015», (м. Київ, 2015р); Науково-технічних семінарах кафедри ДПМ і ОМ НТУУ "КПІ" (м.Київ, НТУУ "КПІ", 2011-2015р). Повністю робота доповідалась на засіданні кафедри ДММ та ОМ НТУУ "КПІ" в 2015р.

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 39 наукових праць, з них 7 статей в провідних фахових виданнях (з яких 6 в українських виданнях та 1 у іноземному виданні), 11 статей в науково-медичних журналах, розділ у навчальному посібнику з грифом МОН України, 16 тез доповідей, 3 патенти на корисні моделі, одне авторське свідоцтво на програмне забезпечення.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та 3 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 234 сторінки, у тому числі основного тексту дисертації

150 стрінок; 110 рисунків; 25 таблиць; список використаних джерел з 519 найменувань на 30 сторінках; додатки на 12 сторінках.

## **ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ**

**У вступі** обґрунтовано актуальність науково-практичної частини задачі дисертації, сформульовано мету, завдання досліджень, наукову новизну і практичну цінність отриманих результатів. Наведена інформація про структуру дисертації, публікації та апробацію роботи.

**У першому розділі** розглянуто розвиток та сучасний стан інженерних методів і методик, експериментального та ПЗ для створення імітаційних моделей БМС, дослідження НДС кісток щелепи та нижніх кінцівок людини з переломами, імплантами та конструкціями металоостеосинтезу.

Наведені основні відмінності задач біомеханіки від фундаментальних робіт механіки твердого деформівного тіла з точок зору стохастичної природи фізичних та механічних властивостей біологічних тканин, організації і проведення натурних та чисельних експериментів, унікальних для кожної людини даних про функціональні силові навантаження. Врахування взаємообумовлених явищ різної фізичної природи необхідне при розрахунках та аналізі НДС БМС.

Проведено аналіз літератури по дослідженням НДС БМС нижніх кінцівок з переломами та конструкціями остеосинтезу авторів Krauze A., Ingrassia T., Ramlee M.H., Tarniță D., Pochrzast M., Murali M.R., Windolf M., Jakob R.P. В роботах багатьох авторів використовуються ізотропні моделі механічних властивостей матеріалів кісток з переломом, для яких використовують лише один тип конструкцій фіксації без обґрунтування його застосування порівняно з іншими системами металоостеосинтезу.

Зазначено, що вагомий внесок у експериментальні та розрахунково-теоретичні дослідження НДС колінного суглобу з пошкодженнями меніска та суглобового хряща у місці з'єднання стегнової та великої гомілкової кісток зробили Pena E., Haut Donahue T. L., Kazemi M., Bendjaballah M.Z., Michael R., Yang N.H., Bellucci G., Seedhom B. B., Karen N., Weightman B., Roberts S. У відомих роботах немає інформації про залежність якісних і кількісних величин контактних тисків хряща від його пошкоджень. Також не знайдено праць по дослідженню НДС суглобового хряща в контакті з хрящем наколінка при функціональних навантаженнях гомілки та пошкодженнях бокових зв'язок колінного суглобу.

Дослідження НДС БМС остеосинтезу НЩ з переломами кісток та конструкціями імплантів, вчених Haessler D., Khoury F., Neugebauer J., Ming-Lun Hsu, Koriath T.W.P., Gaball C., Deslis A., Tanwongwan W., Kayabasi O., Кирюхин В.Ю., Мандзюк Т., Maeda Y. проведені для спрощених імітаційних моделей з пружними ізотропними механічними властивостями кісток при функціональних навантаженнях. Недоліком даних праць є неврахування анізотропії біомеханічних характеристик кісткових тканин НЩ в залежності від рентгенологічної щільності.

Аналіз літературних даних вказує на наявність ряду невирішених, але теоретично та практично важливих питань. Враховуючи недоліки існуючих праць

сформульовано ідею розробки методик, алгоритмів і ПЗ з використанням сучасних інформаційних технологій та систем інженерного аналізу для оцінки НДС та дослідження параметрів функціональної надійності БМС кісток щелепи, нижніх кінцівок і колінного суглобу з пошкодженнями травматичного характеру, конструкціями остеосинтезу та імплантатами.

У другому розділі дано опис методів та алгоритмів для обчислення НДС та характеристик функціональної надійності ІМ БМС з тілами природного походження (ушкоджені кістки щелепи та кістки, зв'язки, суглобові хрящі кінцівок людини) і апаратами остеосинтезу (лікувальні пристрої для репозиції, фіксації тіл кісткових відламків та відновлення функціональності), конструкціями імплантатів технологічного виробництва, як системи контактуючих неоднорідних масивних тіл із жорсткісними зв'язками при дії силових навантажень різного походження (рис.1).



Рис. 1. БМС нижніх кінцівок людини

Фізико-механічні характеристики матеріалів біологічних об'єктів наведено за літературними даними для середньостатистичних експериментальних величин модулів пружності для деформацій розтягу та зсуву в головних вісях ортотропії та в залежності від рентгенологічної щільності, границь міцності та інших величин за фактичними даними експериментальних випробовувань релаксації напружень взірців кісток щелепи та їх пружних характеристик, що

отримані НДЛ «Біомеханіки та композиційних матеріалів» кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів» НТУУ «КПІ».

Детерміновані величини механічних характеристик пружності та міцності матеріалів технологічного походження (Ti-6Al-4V, BT14, Ст3), що застосовуються для виготовлення елементів конструкцій лікувальних пристроїв, визначені для відповідних структур ІМ БМС металоостеосинтезу ушкоджених кісток людини за довідниковими даними виробників.

Функціональні та експлуатаційні силові навантаження розроблених ІМ БМС нижніх кінцівок і НЩ людини, що розглянуті в роботі, отримані за даними розрахунково-теоретичних та експериментальних досліджень та літературних джерел.

За прийнятою методикою створення зазначених типів ІМ БМС застосовано гіпотези про спрощення будови кістки та визначення її основних біомеханічних характеристик: 1) суцільності будови; 2) однорідності структури з анізотропними механічними властивостями; 3) кореляційного зв'язку між модулем пружності та характеристиками рентгенологічної щільності кістки; 4) можливості застосування лінійного закону зв'язку деформацій та напружень; 5) при навантаженнях, що діють тривалий час, мають місце в'язкопружні властивості кістки, які мають різну швидкість релаксації напружень для кожного типу шарів кісткових тканин; 6) при



напруженнях, що перевищують межу пропорційності в кістковій тканині виникають деформації, які зумовлюють її руйнування на мікрорівні.

Розроблені алгоритми представлені на прикладі створення узагальненої математичної моделі НДС БМС колінного суглобу з хрящами і зв'язками, як системи сполучених між собою жорсткісними та кінематичними зв'язками твердих (кістки) і деформівних (хрящі кісток) рухомих та нерухомих контактуючих тіл опорно-рухового апарату людини (рис. 2).

При формулюванні кінематичних, динамічних (закони збереження маси, кількості руху, моменту кількості руху) і визначальних (рівняння стану) рівнянь для ІМ БМС керувалися положеннями механіки суцільних середовищ.

Для опису процесів руху та деформування тіл БМС вибрано базовий тривимірний евклідовий простір з різними системами координат і класичний час. Як базис у просторі спостерігача використано нерухому тривимірну ортогональну систему декартових координат. Введено поняття "точка" і "частка" матеріального континуума  $\Omega_c$  сполучених елементів деформівних тіл, що займають область  $\Omega$  обмежену граничною поверхнею  $\Gamma$ . Абсолютне положення "точки" рухливого об'єму тіла у деформованому стані визначена вектором  $\underline{r} = \underline{\rho}_o + \underline{R} + \underline{u}(\bar{X}^i, t)$  (рис. 3), де  $\underline{\rho}_o$  – радіус-вектор, що визначає для моменту часу  $t$  відлікову конфігурацію часток тіла  $\Omega_c^r$ ;  $\underline{R}$  – радіус-вектор, що визначає відносне положення довільної "точки" сполучених тіл у недеформованому стані у відліковій конфігурації  $\Omega_c^r$ ;  $\underline{u}(\bar{X}^i, t)$  – вектор переміщення "точки" з відлікової  $\Omega_c^r$  в поточну  $\Omega_c$  конфігурацію.

Швидкість деформованого середовища тіла БМС в поточній конфігурації  $\Omega_c$  представлена геометричною сумою швидкостей поступального (переносного) і обертового рухів, а також швидкості деформацій часток матеріального континуума в "точці". Абсолютна швидкість часток визначена в системі координат з базовим декартовим базисом вектором  $\underline{v} = \frac{d\underline{r}}{dt} = \underline{v}^c + \underline{\omega}^c \times \underline{r} + \frac{d\underline{u}}{dt}$ . Просторовий градієнт швидкості  $\underline{v}$  в поточній конфігурації  $\Omega_c$  представлено у вигляді суми симетричної та косиметричної частин  $\underline{\nabla} \underline{v} = (\underline{\nabla} \underline{v})_s + (\underline{\nabla} \underline{v})_a = \underline{d} + \underline{w}$ . Симетрична частина  $\underline{d}$  визначає тензор швидкості деформування Ейлера, а косиметрична  $\underline{w}$  – тензор вихора.

Залежно від прийнятої системи координат, – лагранжевої (конвективної) або ейлерової компоненти тензора напружень можуть бути віднесені до недеформованого стану середовища в поточній  $\Omega_c$  або у відліковій  $\Omega_c^r$  конфігураціях. Для опису швидкості зміни напружень у випадку малих деформацій та скінченних величин обертань часток деформованого середовища тіл, що деформуються використано коротаційну похідну Яуманна-Нолла  $\widehat{\underline{\sigma}}(\rho) = d\underline{\sigma}(\rho)/dt + \underline{\sigma}(\rho) \cdot \underline{w} - \underline{w} \cdot \underline{\sigma}(\rho)$ .

Рівняння балансу імпульсу матеріального континуума за умови, що щільність  $\rho$  біологічних матеріалів БС не змінюється, використано у вигляді  $\rho \underline{\dot{v}} = \underline{\nabla} \cdot \underline{\sigma}(\rho) + \underline{f}$ .

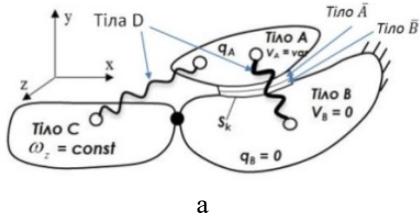


Рис. 2. Розрахункова схема (а) та ІМ БМС (б) колінного суглобу людини – система рухомих (тіло А, С) та нерухомих (тіло В) твердих тіл (кістки) з тілами, що деформуються (хрящі на поверхнях кісток, тіла  $\bar{A}$ ,  $\bar{B}$ ) і мають додаткові жорсткісні зв'язки (м'язи та зв'язки, тіло D)

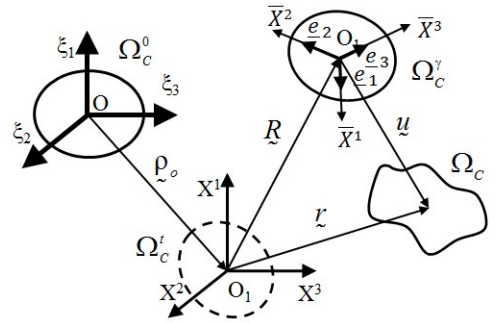


Рис. 3. Схема визначення абсолютного положення "точки" рухливого об'єму тіла у деформованому стані поточної конфігурації  $\Omega_C$  часток тіла

Для біологічних тканин компоненти тензора напружень  $\underline{\sigma}$  в кожній точці тіла БМС з координатами  $\vec{r}$  можуть бути уточнені у вигляді застосування рівнянь  $\sigma_{mn}(r, \rho) = C'_{mnpq}(r_i, \rho) \cdot \varepsilon_{pq}(r, \rho)$  з пружними константами для тензора  $C'_{mnpq}(r_i, \rho)$  за визначеною величиною густини  $\rho = \rho(\vec{r})$  та компонент тензора деформацій  $\varepsilon_{pq}(r, \rho)$ . Для обчислення величин анізотропних пружних характеристик біологічних матеріалів ІМ БМС щелепи коефіцієнти матриці  $C_{ijkl}(r'_i, \rho)$  в кожному  $i$ -му однорідному об'ємі різних шарів кістки з визначеними кутами  $\alpha$  вісей локального базису вісей ортотропії перераховано до єдиної глобальної системи декартових координат, а саме  $C'_{mnpq}(r_i, \rho) = \alpha_{mi} \alpha_{nj} \alpha_{pk} \alpha_{ql} C_{ijkl}(r'_i, \rho)$  за загальними правилами лінійних перетворень.

Для прийнятої моделі в'язкопружного ізотропного матеріалу БМС релаксацією об'ємних характеристик зневажали. Вибір такої апроксимації біомеханічного стану БМС ототожнювали з моделюванням напружень та деформацій біологічних тканин узагальненою моделлю Максвела. Для однорідного в'язкопружного матеріалу БМС напруження  $\underline{\sigma}(\rho, t)$  в момент часу  $t$  представили сумою внесків напружень від окремих величин деформацій за скінченні проміжки часу в інтервалі  $[0, t]$ . Відповідно до лінійного закону спадкоємної в'язкопружності та принципом суперпозиції Больцмана девіатор напружень  $\underline{\zeta}(\rho, t)$  представлено у вигляді

$$\underline{\zeta}(\rho, t) = 2G(\rho)\underline{\varepsilon}(\rho, t) - 2G(\rho) \int_0^t A_c(\rho, t - \xi) \underline{\varepsilon}(\rho, \xi) d\xi. \quad (1)$$

Зсувну функцію релаксації напружень в (1) апроксимували рядом експонент із від'ємними степенями  $G(\xi) = G_\infty + \sum_{i=1}^{n_G} G_i e^{(-\xi/\lambda_i^G)}$ ;  $G(\xi) = G_\infty + \sum_{i=1}^{n_G} G_i$ . При цьому для функції ядра релаксації –  $G(\xi)$  забезпечували умови нормування у вигляді  $\int_0^\infty G(\xi) d\xi = G_0$ .

Практична реалізація даної умови представлена рівнянням

$$G(t) = G_0 \left[ \alpha_\infty^G + \sum_{i=1}^{n_G} \alpha_i^G \alpha^{(-t/\tau_i^G)} \right], \quad (2)$$

де  $G(t)$  – модуль зсуву в поточний момент часу  $t$ ,  $G_0$  – модуль зсуву до релаксації,  $\alpha_\infty^G = G_\infty/G_0$  – відношення модулів зсуву після і до релаксації,  $\alpha_i^G = G_i/G_0$  – відношення модулів зсуву в момент часу релаксації  $\tau_i^G$  до модуля зсуву до релаксації.

Для знаходження невідомих коефіцієнтів функції ядра релаксації  $G(t)$  в рівняннях (2) використовували емпіричні дані, що представлені регресійними рівняннями приведенного зусилля від часу навантаження. В роботі приведено розраховані для різних величин рентгенологічної щільності кортикальної та губчастої кістки коефіцієнти рівнянь (2), що відповідають величинам модуля зсуву  $G_0$  в'язкопружної моделі даних шарів відповідно в інтервалах 600...6000 МПа та 39...394 МПа.

Загальний математичний опис крайової нелінійної задачі механіки деформівних сполучених твердих тіл (рис. 2) сформульовано для об'єму  $V = V_A \cup V_B \cup V_C \cup V_{\bar{A}} \cup V_{\bar{B}}$  із границею  $S = S_A \cup S_B \cup S_C \cup S_{\bar{A}} \cup S_{\bar{B}}$  і поверхнями сполучення  $\bar{S}_C \in S_C$  рухливих тіл  $A \cup \bar{A}$  і  $C \cup \bar{C}$  й нерухливого тіла  $B$ .

Систему проекційних рівнянь динамічної рівноваги БМС з урахуванням граничних (ГУ) та контактних умов для сполучених тіл у поточний момент часу  $t$  представлено у вигляді

$$\begin{aligned} \int_V (\nabla \cdot \underline{\sigma}) \cdot \underline{\varphi}^u dV + \int_V \underline{f}_{\text{екв}} \cdot \underline{\varphi}^u dV - \int_V \rho \dot{\underline{v}} \cdot \underline{\varphi}^u dV = \\ \int_{S_2} (\underline{\sigma} \cdot \underline{n} - \underline{P}_{\text{екв}}) \cdot \underline{\varphi}^u dS - \int_{S_k} (\underline{\sigma} \cdot \underline{n} - \underline{p}_\tau) \cdot \underline{\varphi}^u dS, \quad \forall \underline{\varphi}^u = \underline{\varphi}_i^u, i = A, B, C, \end{aligned} \quad (3)$$

де  $\underline{f}_{\text{екв}}$  – об'ємні сили різної фізичної природи;  $\underline{P}_{\text{екв}}$  – поверхневі (розподілені та зосереджені) сили;  $\underline{p}_\tau$  – сили тертя на контактних поверхнях тіл  $\bar{A}$  і  $\bar{B}$  залежні від умов їхнього сполучення при обмеженнях наведених нижче;  $\bar{V}_M = \bar{V}_M^A \cup \bar{V}_M^B \cup \bar{V}_M^C$ ,  $\bar{S}_{M2} = \bar{S}_{M2}^A \cup \bar{S}_{M2}^B \cup \bar{S}_{M2}^C$ ,  $\bar{S}_{M_k} = \bar{S}_{M_k}^A \cup \bar{S}_{M_k}^B$  відповідно величини об'ємів –  $V$  і поверхонь  $S$  сполучених тіл  $A, B$  і жорсткісних зв'язків  $C$ , базисні функції  $(\underline{\varphi}^u = \underline{\varphi}_i^u, i = A, B, C)$  проекційного базису, які задовольняють головним ГУ на  $S_1$   $\tilde{u}(r, t)|_{S_1} = \tilde{a}(r, t)$ . На поверхнях сполучення тіл БМС, без заданих триботехнічних умов, останній доданок в (3) відсутній.

Кінематичні умови в момент часу  $t$  для контактних поверхонь  $S'_k(t)$  відповідають заданим умовам: а) взаємного непроникнення  $[[\underline{u}]] \cdot \underline{n} = 0$  тіл кісток  $A$  і  $C$ , ротаційного обертання тіла  $C$   $\omega_z^C \neq 0$  навколо нерухомого тіла  $A$ ; б) взаємного непроникнення  $[[\underline{u}]] \cdot \underline{n} = 0$  сполучених тіл хрящів  $\bar{A}$  і  $\bar{B}$  кісток  $A$  і  $B$ , а силові умови мають обмеження для нормальної компоненти  $\underline{p}_n$  вектора контактних зусиль  $\underline{p}$  на  $S'_k(t)$

$$\int_{\bar{S}'_k(t)} (\underline{p}^\alpha \cdot \underline{n}^\alpha) dS \leq 0, \quad \forall \alpha = \bar{A}, \bar{B} \quad (4)$$

У випадку кінематичного зчеплення тіл  $\bar{A}$  і  $\bar{B}$  відносна швидкість зсуву поверхонь контакту двох тіл відсутня  $\underline{v}^A - \underline{v}^B = 0$ . На  $S'(t)$  реалізуються кінематичні умови спільності руху і силових умов у формі третього закону Ньютона. Коли умови

зчеплення сполучених тіл  $\bar{A}$  і  $\bar{B}$  у напрямку нормалі до поверхні  $S_M^{(k)}$  порушуються

$$|u_n^{\bar{A}} - u_n^{\bar{B}}| \neq 0, p_n^\alpha \leq 0, |\sigma_\tau^\alpha \cdot S_M^{(k)}| \geq |p_\tau^\alpha|, \forall \alpha = \bar{A}, \bar{B}, \quad (5)$$

відбувається відносно переміщення поверхонь контакту. Якщо виконуються нерівності (5), що реалізують умови взаємного проковзування контактуючих поверхонь сполучених тіл, то на відповідній частині поверхні  $S_M^{(k)}$  повинні бути задані умови нового силового навантаження величиною  $p_\tau$ . Для зв'язку між компонентами вектора дотичних  $p_\tau$  і нормальних  $p_n$  зусиль на контактній поверхні використовували закон Амонтона-Кулона. Початкові умови для вектора переміщень і початкових напружень представлені рівняннями

$$\tilde{u}(r, t)|_{t=0} = \tilde{u}^*(r); \quad \sigma(r, t)|_{t=0} = \sigma^*(r). \quad (6)$$

Просторова та часова дискретизація шуканих функцій початково-крайової задачі біомеханіки (3)-(6) виконувалась із застосуванням методу скінченних елементів (СЕ) та скінченних різниць. Генерація сітки СЕ для ІМ БМС проводилась при застосуванні тетраїдальних та гексагональних об'ємних СЕ, а при необхідності контактних СЕ та комбінованих СЕ у вигляді пружин.

Для довільного моменту часу  $t$  нестационарного силового навантаження сполучених тіл і пружних зв'язків БМС рівняння динамічної рівноваги у формі МСЕ представили у вигляді

$$\{\dot{u}\} = \left( [K_d^r] + [K_s^r] + [K_k^r] \right)^{-1} \left( \{\dot{F}_f^r\} + \{\dot{F}_q^r\} \right), \quad (7)$$

де  $[K_d^r]$  – матриця жорсткості тіл  $A, B$ , що деформуються;  $[K_s^r]$  – матриця жорсткості, що обумовлена початковими напруженнями;  $[K_k^r]$  – матриця жорсткості пружних зв'язків на поверхнях тіл БМС;  $\{\dot{F}_f^r\}$  – вектор швидкостей зміни вузлових сил різної фізичної природи;  $\{\dot{F}_q^r\}$  – вектор швидкостей зміни вузлових сил, еквівалентних дії нерівноважних напружень;  $\{\dot{u}\}$  – швидкість переміщень вузлів дискретної моделі сполучених тіл включаючи зсуви й обертання як твердого цілого, так і деформування рухливого середовища при переході від  $\Omega_c^r$  до  $\Omega_c^t$ .

Чисельні розв'язки нелінійних рівнянь (7) виконуються із застосуванням методу скінченних різниць з масштабуванням величин інтервалів силового навантаження та контролюванням кроку інтегрування.

При визначенні характеристик функціональної надійності БМС (“*dependability*”) при дії силових навантажень використовували числові дані розрахункових величин НДС, критерії граничного стану та теорію “слабкої ланки”. Граничний стан сполучених деформівних елементів БМС при силових навантаженнях, що мають пошкодження тіл з біологічними матеріалами та лікувальні пристрої без ушкоджень ототожнювали з граничним станом ланцюжка, ресурс працездатності якого визначається найменш слабкою ланкою в просторі координат області Парето для заданих параметрів функціональної надійності з обмеженнями: 1. Граничні величини еквівалентних напружень  $\sigma_{екв}^i(\rho)$  за критерієм Писаренко-Лебедева, що не перевищують межу пропорційності кортикальних тканин кісток  $\sigma_L(\rho)$  для  $n$  контактуючих тіл

$\chi = \min \chi_i(\rho) = 1 - \gamma \sigma_{екв}^i(\rho) / \sigma_L(\rho) \geq 0, i = 1, 2 \dots n$ ; 2. Граничні величини силових навантажень, що відповідають умовам міцності  $\sigma_M^k(\rho)$  для  $k$  структурних елементів БМС  $P_{\max} \leq [P] = \min(\sigma_M^i(\rho) / \gamma \sigma_{екв}^i(\rho)) \times \bar{P}, \bar{P} = 1, i = 1, 2 \dots k$ . 3. Граничні величини  $\varepsilon_N$ , деформацій або переміщень часток середовища кістки сполученого з лікувальним пристроєм (гвинти, імпланти) за розрахунковими  $\varepsilon_{eqv}$  та допустими  $\varepsilon_N$  даними, що не приводять до якісної зміни їх конфігурації в БМС  $\beta = 1 - \gamma \varepsilon_{eqv} / \varepsilon_N \geq 0$ ; 4. Рентгенівську щільність (гранична твердість) кістки  $\gamma = 1 - \rho / \rho_G \geq 0$ , що визначає задовільну опороздатність деформаціям лікувальних пристроїв при фактичних даних щільності  $\rho$  та гранично допустимих величинах  $\rho_G$ .

Параметри функціональної надійності БМС визначали з коефіцієнтом безпеки (КБ)  $\gamma = \gamma_f \cdot \gamma_m \cdot \gamma_a$ , де  $\gamma_f$  – КБ по визначенню величин силових навантажень конкретного об'єкту дослідження;  $\gamma_m$  – КБ по біомеханічним даним для визначення механічних властивостей матеріалу;  $\gamma_a$  – КБ за точністю проведення розрахунків НДС ІМ. Числові значення КБ  $\gamma = 1, 2$  визначали по аналогії з ДСТУ, ОСТ для відповідальних технічних конструкцій.

Алгоритм дослідження НДС ІМ БМС розроблений із застосуванням чисельних методів, сучасних інформаційних технологій, даних комп'ютерної томографії (СТ) та математичного забезпечення для їх обробки, прикладних CAD/CAE систем геометричного моделювання та інженерного аналізу, засобів комп'ютерної математики та ПЗ власної розробки. Основними етапами розробленого алгоритму побудови комп'ютерних ІМ БМС являються: 1) створення просторової моделі неоднорідних шарів біологічних тканин по даним КТ об'єкта дослідження в спеціальному ПЗ Materialize Mimics; 2) експорт цифрових даних просторової моделі у CAD середовище для створення об'ємної геометрії (Autodesk Inventor 11.0); 3) побудова геометрії об'ємів елементів конструкцій лікувальних пристроїв; 4) синтез збірок структурних елементів систем остеосинтезу та тривимірних моделей біологічних об'єктів; 5) експорт цифрових даних геометрії збірок структурних елементів ІМ БМС у CAE середовище (ANSYS 12.1); 6) задання біомеханічних властивостей та умов контактної взаємодії тіл ІМ БМС; 7) побудова СЕ ІМ БМС; 7) визначення силових або кінематичних навантажень, початкових напружень тіл ІМ БМС, використання ПЗ власної розробки «Chitach»; 8) задання початкових умов та ГУ для визначення НДС ІМ БМС; 9) комп'ютерне тестування НДС ІМ БМС та оцінка параметрів міцності і жорсткості її структурних елементів; 10) обробка числових даних та графічно представлених результатів чисельного експерименту; 11) побудова простору допустимих параметрів функціональної надійності БМС.

**В третьому розділі** наведено результати чисельних розв'язків прикладних статичних та нестационарних квазістатичних контактних задач біомеханіки для оцінки несучої спроможності БМС з різними типами конструкцій фіксації кісткових відламків нижніх кінцівок людини при вібраційних навантаженнях та колінного суглобу з пошкодженнями зв'язок при функціональних навантаженнях, розрахунково-теоретичні дослідження силового навантаження їх хрящів з дефектом

на основі експериментальних даних.

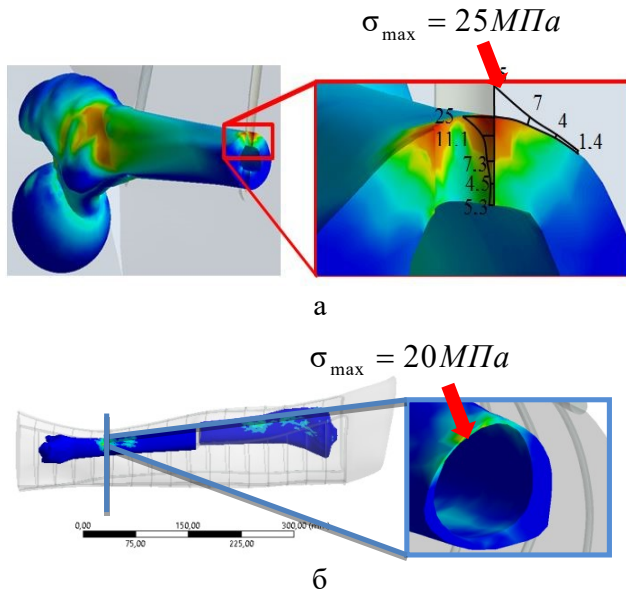


Рис.4.  $\sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}}$  в БМС нижніх кінцівок із СтА3Ф (а) та шиною Крамера (б) при транспортуванні постраждалих санітарним автомобілем

дорожнього покриття  $h(t)$ , щодо розрахункових максимальних середньоквадратичних величин (при нульовому математичному очікуванні) вертикальних прискорень  $45 \text{ м/сек}^2$  ( $4,59\text{g}$ ) постраждалого та дії сил гравітаційного тяжіння.

За результатами комп'ютерних тестів встановлено, що БМС нижніх кінцівок зі СтА3Ф зазнавала переважно деформацій згину. Величини еквівалентних за Мізесом напружень ( $\sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}}$ ) в елементах СтА3Ф в середньому становили  $166 \text{ МПа}$  та не перевищували межі текучості ( $250 \text{ МПа}$ ) їх матеріалу, напруження на інших стержнях були на 30–60% менші за амплітудою. Варіація максимальних величин інтенсивності напружень в однакових стержнях різних типів конструкцій СтА3Ф досягала 38%. В шині Крамера максимальні напруження  $172 \text{ МПа}$  виникали в тонких прутках металевго каркасу. Величини напружень в шині Дітеріхса не перевищували  $0,05 \text{ МПа}$ . Екстремальні величини напружень в небезпечних перерізах кортикального шару кісток нижніх кінцівок із СтА3Ф досягали  $20\text{--}25 \text{ МПа}$  (рис. 4а). Градієнти напружень по товщині кортикального шару кісток змінювались швидше, ніж на зовнішній поверхні кістки. Встановлено, що чим більша товщина кортикального шару кістки, тим менша вірогідність появи концентраторів напружень одночасно на зовнішній і внутрішній його поверхнях. В губчастому шарі кісток різних типів БМС із СтА3Ф величини  $\sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}}$  досягали значень, що були у 4,5–6,25 разів менші за граничну допустиму величину.

Визначено, що в БМС із шинами Крамера і Дітеріхса в найтонших місцях кортикального шару кісткових відламків гомілки та стегна величини напружень складали  $17\text{--}65 \text{ МПа}$  (рис. 4б), що є меншими їх границі міцності (табл. 1). Аналогічно в металевих конструкціях (СтА3Ф, шина Крамера)  $\sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}}$  не

Проведено дослідження НДС, міцності та оцінки параметрів функціональної надійності БМС для жорстко сполучених деформівних тіл стегнової (СтК) та велико-гомілкової (ВлК) кісток ушкоджених переломом і апаратами їх зовнішньої фіксації [21] при транспортуванні постраждалих санітарним колісним автомобілем (СКА). Величини вібраційних навантажень зумовлених вимушеними коливаннями БМС [7] визначались за жорсткісними та інерційно-масовими характеристиками динамічної ІМ СКА типу УАЗ-452, що рухається з найбільш несприятливою швидкістю  $50 \text{ км/год}$  на ґрунтових дорогах з дерново-підзолистим сухим ґрунтом та випадковим профілем нерівностей



перевищують 200МПа, а для деревини (шина Дітеріхса) менші, чим 50 кПа. Варіація коефіцієнтів запасів міцності розглянутих типів БМС складає від 1.8 до 6.0.

Таблиця 1.

Результати комп'ютерних тестів по визначенню НДС різних типів систем остеосинтезу БМС при транспортуванні постраждалих санітарним автомобілем

Кістка	Система остеосинтезу БМС	Переміщення відламків, мм	Напруження в системі остеосинтезу, МПа	Напруження в кортикальній кістці, МПа	Напруження в губчастій кістці, МПа	Запас міцності БМС
Гомілка	СТАЗФ (1 ряд)	1	148	20	0,8	6,0
	СТАЗФ (2 ряди)	0,6	151	25	0,7	4,8
	Шина Крамера	7,5	171,2	65	1,7	1,8
Стегн	СТАЗФ (1 ряд)	3,5	200	25	1,1	4,8
	Шина Дітеріхса	5	0,05	17	1,5	7,1

Встановлено, що за показниками жорсткості та міцності 4-х типів БМС остеосинтезу кісткових відламків гомілки або стегна при транспортуванні постраждалих СКА найбільш раціональним являється використання СТАЗФ з розташуванням стержнів в два ряди під кутом.

Верифікацію даних чисельних розрахунків НДС ІМ БМС проведено за допомогою експериментальних досліджень величин переміщень та кутів повороту перетину перелому натурного зразка великогомілкової кістки зі СТАЗФ при стискальному, згинальному, ротаційному силовому навантаженні [10]. Похибка результатів математичного моделювання НДС БМС зі СТАЗФ в порівнянні з натурними вимірюваннями становить 4–7%.

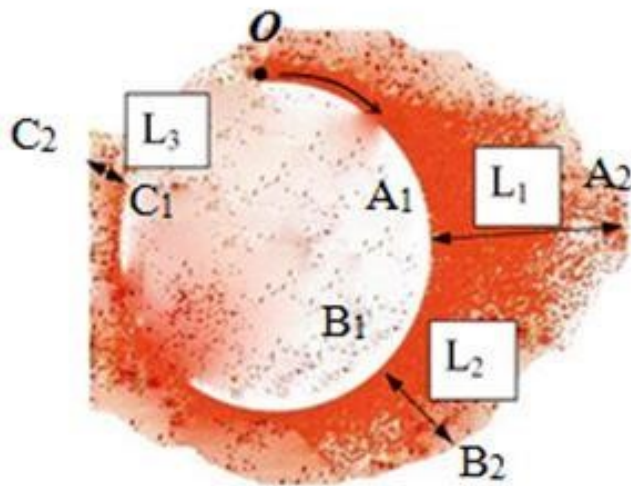


Рис. 5. Графічне зображення експериментальних даних типового розподілу інтенсивності контактних тисків уздовж твірної дефекту хряща

глибину зон крайового ефекту. Її протяжність змінюється в радіальному напрямку вздовж твірної дефекта хрящової тканини (рис. 5). Отримані геометричні характеристики площі зон концентрації контактних тисків:  $\sim 37,4 \text{ мм}^2$  з

В експериментально-розрахункових дослідженнях величин та площ контактних тисків на поверхні хряща БМС колінного суглобу людини використовувались дані натурних випробувань градієнтів тисків отриманих при функціональних навантаженнях на півці Fuji Prescale [8] для штучно змодельованих круглих дефектів суглобу діаметрами (d) 5, 10, 20 мм, з використанням MS Excel, та розробленого ПЗ «Chitach».

Встановлено, що регіони концентрації контактних тисків ушкодженого тіла хрящів мають різну

максимальною протяжністю  $\sim 2,74$  мм для дефекту  $d5$  мм;  $\sim 315,3$  мм<sup>2</sup> з максимальною протяжністю 10,27 мм для дефекту  $d20$  мм.

Дослідження показали, що існує кореляційна залежність між величинами діаметра дефекту  $d$  і максимальною довжиною зони концентрації контактних тисків  $L$  (крайовий ефект за Сен-Венаном,  $L=1\dots 8,5$  мм) виду  $L_{\min} = k \times d$ , ( $k = 0,5-2,0$ ) краю дефекту. Локалізація контактної зони і пікових величин тиску на поверхнях сполучення кісток з дефектом хряща залежить від кутового положення кісток суглобу і відповідно йому величини силового навантаження. В суглобі з відсутністю дефектів хряща між інтактними менісками зон концентрації напружень не виявлено.

У діапазоні згинання кісток гомілки від  $0^\circ$  до  $30^\circ$  (рис. 6а) в колінному суглобі без дефекту хрящів розподіл тиску по всій площі контактуючих поверхонь рівномірний. Площа контакту і середні величини контактного тиску змінюються пропорційно амплітуді силового навантаження хряща суглобу: – для кута нахилу гомілки  $\alpha = 0^\circ$  при  $P = 1500$  Н спостерігається збільшення площі контактної поверхні з 31,8 до 65,1 мм<sup>2</sup> ( $\Delta = 51\%$ ) в діапазоні величин контактного тиску 7,1–8,6 МПа; – для  $\alpha = 30^\circ$  при  $P=750$  Н площа концентрації напружень складає від 48,5 до 88,7 мм<sup>2</sup> ( $\Delta = 45\%$ ) в діапазоні величин контактного тиску 1,6–2,5 МПа; – для  $\alpha = 60^\circ$  при  $P = 1500$  Н відбувається збільшення площі концентрації напружень з 15,9 до 41,5 мм<sup>2</sup> ( $\Delta = 62\%$ ) в діапазоні величин контактного тиску 7,1 – 8,6 МПа.

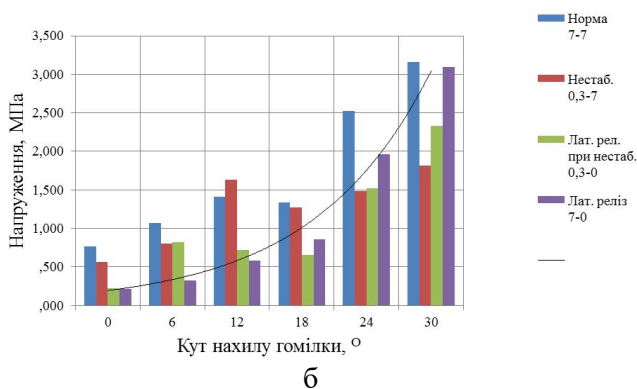
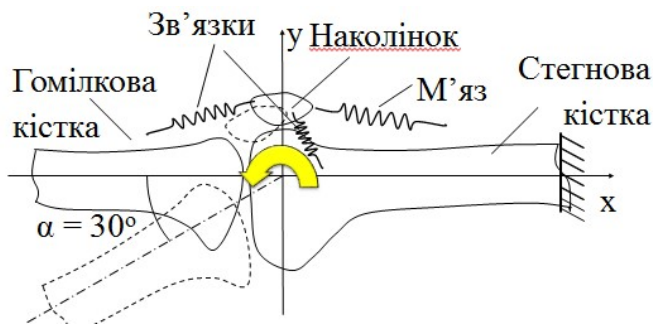


Рис. 6. Розрахункова схема ІМ колінного суглобу для дослідження НДС БМС (а), гістограма  $\sigma_{\text{Місес}}^{\text{екв}}$  в хрящі СтК типу А в залежності від кута згинання суглобу та біомеханічного стану бокових зв'язок наколінка (б)

Встановлено, що гранична величина дефекту суглобового хряща діаметром  $d \leq 10$  мм не викликає змін функціональних характеристик суглобу.

В розрахунково-теоретичних дослідженнях НДС і силового навантаження хрящів колінного суглобу при згинанні великогомілкової кістки з ушкодженнями зв'язок та різних формах контактної поверхні СтК застосовано методику, алгоритм та інформаційні технології розв'язку контактних задач біомеханіки для сполучених рухомих та нерухомих твердих та деформівних тіл з додатковими жорсткісними зв'язками, що приведені в розділі 2.

Для дослідження НДС БМС колінного суглобу побудовано 8 розрахункових схем (PC1-PC8) з 2 типовими формами (А і В) контактної поверхні СтК суглобів людини та 4 різними комбінаціями величин жорсткості (в нормі 7.0 Н/мм та з ушкодженнями



0-0.3Н/мм) бокових зв'язок наколінка. РС типу А характеризуються більшою кривизною профіля контактної поверхні.

За результатами комп'ютерних тестів НДС БМС суглобу встановлена нелінійна залежність величин еквівалентних за Мізесом напружень в інтервалі значень  $0 \leq \sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}} \leq 2,5 \text{ МПа}$  на контактній поверхні хрящів від кута згинання гомілки колінного суглобу від  $0^\circ$  до  $30^\circ$ . Екстремальні величини  $\sigma_{\text{екв}}$  хрящів виникали на кутах згинання суглобу в інтервалі  $24^\circ$ – $30^\circ$  (рис. 7.).

Максимальні величини поперечних переміщень та кутів нахилу центру маси тіла наколінка залежали від кінематики його руху по контактній поверхні хрящів СтК та досягали екстремальних величин найчастіше при кутах згинання суглобу при кутах нахилу ВлК в інтервалі  $15^\circ$ – $18^\circ$ .

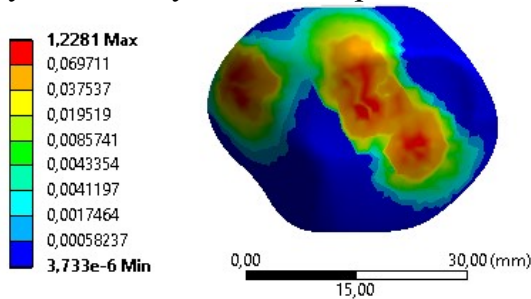


Рис. 7. Еквівалентні за Мізесом напруження хряща рухомого наколінка при куті нахилу суглобу  $24^\circ$

Напруження хрящів наколінка та СтК моделі з формою поверхні типу А (РС1-РС4), на відміну від моделей типу В (РС5-РС8), характеризуються наявністю багатьох точкових зон контактної взаємодії різною площею. Величини  $\sigma_{\text{екв}}$  в хрящі СтК, як правило, більші майже у 2 рази за  $\sigma_{\text{екв}}$  в хрящі наколінка, що може бути наслідком нерівномірного розподілу напружень в об'ємі хряща СтК викликаного кривизною контактної поверхні. Максимальні та

мінімальні величини  $\sigma_{\text{екв}}$  тіла хряща колінного суглобу відрізняються у 3...13 разів при формі поверхні типу А і у 4...15 разів при типу В, що при деградації його біомеханічних властивостей являється чинником зміни функціональних характеристик суглоба. По відношенню до моделей типу А для БМС з типом В контактної поверхні ВлК суглобу та впливом малих величин жорсткості зв'язок можуть виникати значні поперечні переміщення наколінка в медіальному напрямку  $u_{\text{В1}}=4,7 \text{ мм}$ , що супроводжувались також більшим кутом нахилу  $\alpha_{\text{В1}} = 10^\circ$ . Адекватність отриманих результатів чисельного експерименту по визначенню НДС

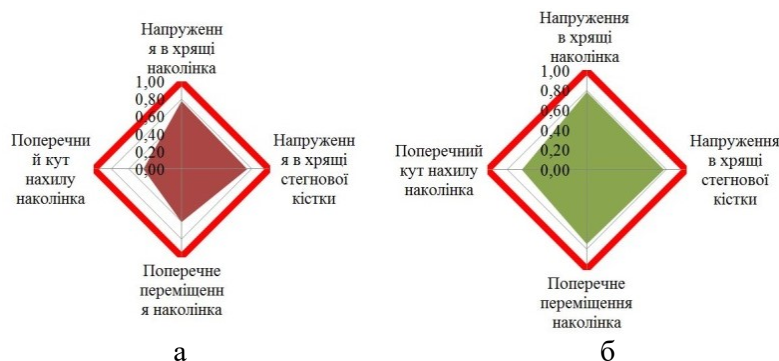


Рис. 8. Пелюсткові діаграми параметрів функціональної надійності РС-4 (а), РС-8 (б)

параметрів області Парето, що визначають простір параметрів функціональної надійності даної БМС, віднесені величини  $\sigma_{\text{Мізес}}^{\text{екв}}$  в хрящах наколінка та СтК,

Імітаційна модель БМС перевірялась збіжністю контрольованих параметрів величин напружень хрящів в зонах їх максимальних градієнтів та переміщень центру маси наколінка при 4-х кратному згущенні сітки СЕ.

До головних

поперечне переміщення центру маси наколінка відносно початкового положення та поперечний кут його нахилу. Визначені величини параметрів функціональності БМС колінного суглобу становлять: 0,44 для РС-4 форми поверхні типу А і 0,65 для РС-8 форми поверхні типу В відповідно (рис. 8).

**В четвертому розділі** приведено результати досліджень біомеханіки та несучої спроможності лікувальних пристроїв остеосинтезу для фіксації ушкоджених переломом кісток БМС НЩ та зубних імплантатів при пошкодженнях кісток зубощелепного апарату за розробленими показниками параметрів та критеріїв функціональної надійності.

В приведених результатах досліджень величин зусиль, площ контакту і закономірностей розподілу тисків зубощелепного апарату БМС НЩ застосовано розроблене ПЗ «Chitach» (Патент на корисну модель № 69520 від 25.04.2012) (рис. 9). У якості вхідних даних для аналізу в ПЗ «Chitach» використано експериментальні величини графічних зображень сканованих знімків розподілу площ та контактних тисків зубів НЩ на плівці Fuji Prescale.

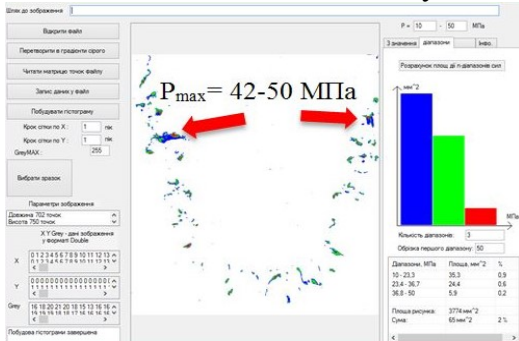


Рис. 9. Градієнти тисків для центральної оклюзії щелепи людини в ПЗ «Chitach»

При вирішенні практичних задач біомеханіки НЩ встановлено, що при центральній та передній оклюзії контактного з'єднання зубів типової щелепи в нормі, сила прикусу становить  $1086 \pm 193$  Н та  $265 \pm 70$  Н відповідно, питомий тиск змінюється від 37 до 50 МПа. Проведена верифікація розрахункових величин функціональних зусиль БМС НЩ та розподілу контактних тисків зубів щелепи. Встановлена відповідність середньостатистичним

літературним даним та інтервалу розподілу тисків за емпіричними даними випробувань, що були отримані в натурному експерименті на комплексі медичного обладнання Tekscan з похибкою, яка складала від 2 до 8,5%.

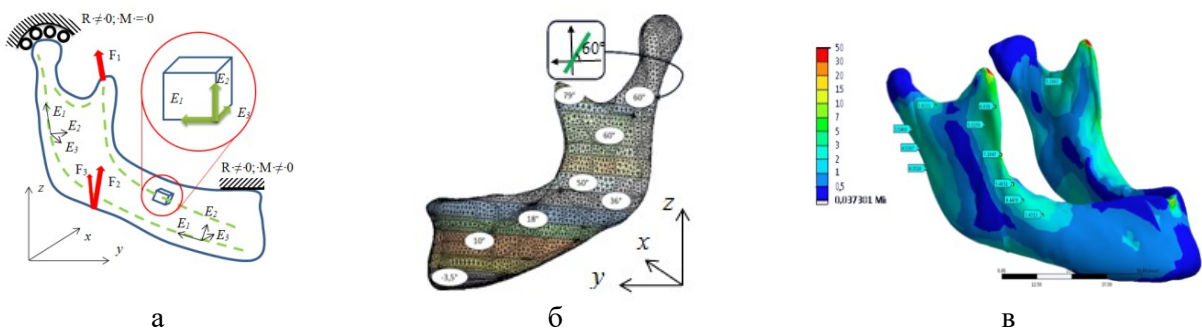


Рис. 10. Розрахункова схема НДС ІМ НЩ при функціональних навантаженнях (а), кутова орієнтація вісей площин ортотропії в локальній системі координат вздовж лінії максимальної жорсткості НЩ (б), поля еквівалентних за Мізесом напружень  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  в НЩ при функціональних навантаженнях (в)

Для дослідження впливу анізотропії механічних властивостей біологічних тканин на НДС НЩ було визначено біомеханічні пружні характеристики анізотропної моделі матеріалів ІМ НДС НЩ (Патент на корисну модель № 75393 від

26.11.2012). Кістку НЩ було розділено на 12 об'ємів (рис. 10б), для кожного з яких були задані кути вісей ортотропії в глобальній системі декартових координат, а співвідношення модулів пружності ( $9 < E_{i\_макс} < 11$  ГПа), зсуву та коефіцієнтів поперечної деформації в локальній системі координат відтворено за апріорними даними  $E_1 : E_2 = 1.65$ ,  $E_2 : E_3 = 1.2$ ,  $G_{1-2} : G_{1-3} : G_{2-3} = 1 : 0,75 : 0,68$   $\nu_{1-2}=0,28$ ,  $\nu_{1-3}=0,3$ ,

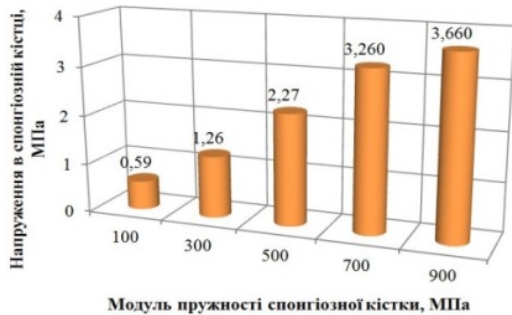


Рис. 11. Гістограми розподілу  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  в перетинах тіла губчастої кістки НЩ в залежності від зміни модуля пружності анізотропної моделі матеріалу

$\nu_{2-3}=0,2$ . Для глобальної системи координат ІМ НЩ величини пружних констант різних типів біологічних тканин кістки щелепи обчислені за правилами лінійних перетворень компонент тензора.

Встановлено, що при функціональному жувальному навантаженні максимальні величини концентрації напружень виникають на передньому краю гілки НЩ і зовнішньої косої лінії (рис. 10в). Для анізотропної моделі пружних властивостей матеріалів

кісток встановлено розбіжності обчислених величин  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  по відношенню до контрольної ізотропної моделі: 31-45% на ділянках тіла і підборіддя; 3-18% на ділянках гілки НЩ і зовнішньої косої лінії.

Для сталих біомеханічних характеристик кортикального шару НЩ та зростанні модуля Юнга губчастого шару кістки від 100 до 900 МПа напруження  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  часток її матеріалу збільшуються у 6,2 рази від 0,59 до 3,67 МПа (рис. 11), але у той же час градієнти  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  даних часток НЩ зменшуються. Даний факт підтверджують клінічні висновки медичних закладів України про підвищений ризик спонтанних пошкоджень кісток щелепи при надмірній деградації механічних властивостей губчастого шару кістки (остеопорозі).

Для кортикальної кістки НЩ градієнти напружень залежать від товщини  $t_{корт}$  кортикальної кістки в конкретній області НЩ. На ділянках з меншою товщиною кістки  $t_{корт}$  градієнти напружень змінюються значно більше.

Дослідження біомеханіки компресійного металоостеосинтезу кісткових відламків НЩ модельованими пластинами (рис. 12) проведено з урахуванням розрахункових величин початкових напружень та процесів їх релаксації у контактуючих тілах біологічного походження. Чисельні розв'язки контактних задач біомеханіки із застосуванням розробленого алгоритму обчислень за емпіричними даними в'язкопружних характеристик ушкоджених кісткових тканин в зоні перелому підборіддя НЩ.

Отримані результати чисельного моделювання НДС БМС НЩ (рис. 13) показують, що релаксація напружень  $\sigma_{Мізес}^{екв}$  відламків кортикальної кістки за даних умов навантаження може досягати  $\sim 3,40\%$  ( $\sigma_{Мізес\_кортикал} = 3,41$  МПа) та  $\sim 11,76\%$  ( $\sigma_{Мізес\_губчаста} = 0,15$  МПа) в зоні контакту кортикального та губчастого шару кісткових відламків;  $\sim 5,33\%$  ( $\sigma_{Мізес\_корт} = 11,05$  МПа) та  $\sim 18,52\%$  ( $\sigma_{Мізес\_губч} = 0,22$  МПа) в гвитових отворах відламків кортикальної та губчастої кісток.



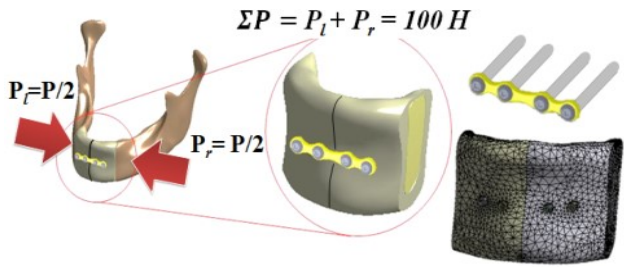


Рис. 12. розрахункова схема для дослідження біомеханіки компресійного металоостеосинтезу кісткових відламків нижньої щелепи модельованими пластинами

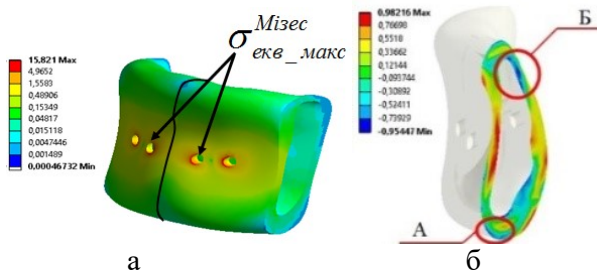


Рис. 13. Розподіл  $\sigma_{\text{Місес}}^{\text{екв}}$  в кортикалі (а), гвинтах (б), контактній поверхні кортикальної кістки з маркуванням деформацій розтягу в зонах А і Б (в) ІМ НДС НЩ з в'язкопружними механічними характеристиками біологічних тканин

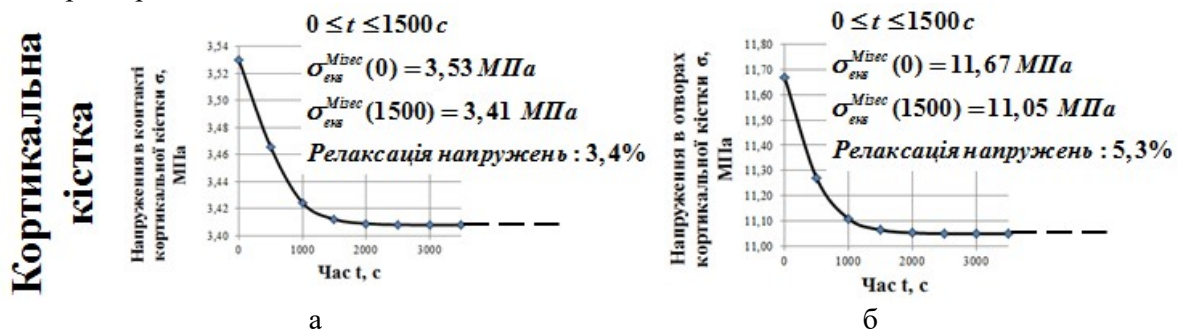


Рис. 14. Криві релаксації напружень на контактуючих поверхнях відламків кортикальної кістки (а); в отворах гвинтів кортикальної кістки (б); на контактуючих поверхнях відламків губчастої кістки (в); в отворах гвинтів губчастої кістки (г)

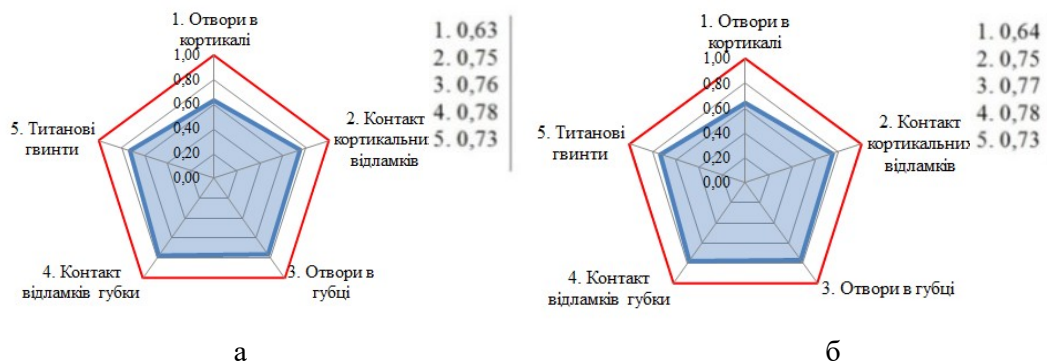


Рис. 15. Діаграми функціональної надійності БМС НЩ з лікувальними пристроями: без релаксації напружень (а), з релаксацією напружень кортикала і губчастої кістки (б)

Процеси релаксації напружень в губчастій кістці відбуваються швидше, ніж в кортикальній кістці НЩ:  $t_{\text{релакс}} \sim 1100\text{ с}$  для напружень в отворах гвинтів губчастої кістки;  $t_{\text{релакс}} \sim 1500\text{ с}$  для напружень в отворах гвинтів кортикальної кістки (рис. 14б).

Визначено, що процеси релаксації напружень суттєво не впливають на характеристики функціональності даної БМС (рис. 15а, б), які визначаються величинами напружень на поверхні отворів кортикальної кістки з відповідними величинами 0,63 для моделі з пружними анізотропними характеристиками та 0,64 з урахуванням релаксації напружень, та забезпечують необхідний рівень компресійних напружень кісткових відламків щелепи для фізіологічних процесів їх зрощування.

Дослідження несучої спроможності БМС “кістка щелепи - імплант зуба премолляра- супраконструкція” (КДІС) виконані на основі імітаційного моделювання частини ділянки об’єму нижньої щелепи людини контактуючої з моноблочною конструкцією титанового одновісьового імпланту (рис. 16а). Останній має відповідну супраконструкцію у вигляді коронки з типовою поверхнею для зуба премолляра людини.

При визначенні опороздатності КДІС пружним деформаціям розтягу-стиску, зсуву, згину та кручення для статичних функціональних навантажень імпланта в щелепі людини з різними товщинами кортикальної кістки моделювали фізіологічно

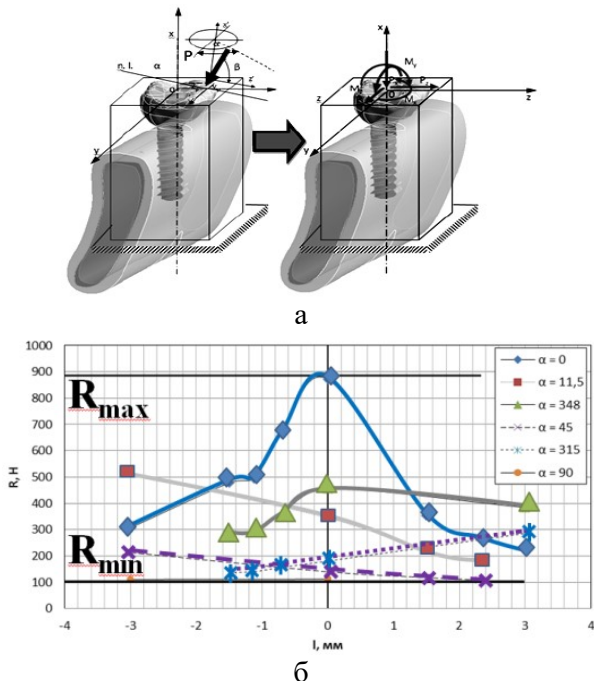


Рис. 16. Основна та еквівалентна схеми силового навантаження коронки імпланта (а); результати чисельних розрахунків несучої спроможності БМС “щелепа-зубний імплант-супраконструкція”(б)

шару кісток НЩ при куті дії головного вектора сил функціонального навантаження на коронку імпланта  $\alpha = 90^\circ$  з відповідними показниками функціональної надійності 0,36 для моделі щелепи з  $t_{\text{корт}} = 0,5$  мм та 0,42 для моделі щелепи з  $t_{\text{корт}} = 2,0$  мм.

## ВИСНОВКИ

1. На основі вхідних даних будови неоднорідних структур та анізотропних механічних властивостей тіл біологічного походження та конструкцій технологічного виготовлення БМС, використання інформаційних технологій та СТ/CAD/CAE систем комп’ютерної томографії та інженерного аналізу, алгоритмів і програми власної розробки, чисельних методів розв’язку початково-крайових задач механіки суцільного середовища розроблено та вивчено моделі деформування біомеханічних систем остеосинтезу з ушкодженими кістками нижніх кінцівок та щелепи людини при силових навантаженнях для задач біомеханіки.

можливі варіанти точок прикладання та кутів нахилу головного вектора зусиль на поверхні коронки зуба [16]. Величину максимально- допустимого зусилля визначали пропорційно результату лінійного масштабування величин еквівалентних за Мізесом напружень до граничної величини пропорційності відповідного матеріалу кістки. В результаті аналізу даних 48 комп’ютерних тестів по визначенню НДС БМС КДІС при різних видах силового навантаження поверхні коронки розраховано максимальні зусилля (R) для даного виду імплантату (рис 16б) та двох типів кортикальної кістки з товщинами  $t = 0,5$  мм і  $t = 2,0$  мм відповідно  $87 \text{ Н} \leq R \leq 659 \text{ Н}$  та  $100 \text{ Н} \leq R \leq 90 \text{ Н}$ .

Встановлено, що несучу спроможність БМС КДІС визначають величини напружень кортикального

2. Розроблено алгоритм оцінки показників граничного стану деформівних контактуючих тіл БМС та обчислення параметрів їх функціональної надійності.

3. Проведена оцінка параметрів функціональної надійності БМС “нижня кінцівка з переломом та зовнішнім апаратом фіксації кісткових відламків” при транспортуванні постраждалих СКА із застосуванням даних топографії структур БМС, результатів чисельного моделювання НДС. Верифікація параметрів жорсткості ІМ НДС БМС встановлена в межах  $\delta = 4\text{--}7\%$  за даними експериментальних випробовувань натурної моделі.

4. Вперше створено алгоритм та програмне забезпечення “Chitach” для визначення та біомеханічного аналізу площ та величин контактних поверхонь та градієнтів контактних тисків (авторське свідоцтво № 49485; заявл. 14.03.2012; зареєстр. 18.05.2012) за вихідними даними, що можуть бути отримані експериментально та зареєстровані у вигляді графічних зображень на плівках Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., LTD., Tokyo, Japan).

5. Проведено дослідження крайових ефектів в зоні травматичного дефекту суглобового хряща, встановлена величина максимальної протяжності зони концентрації напружень  $L$  та гранично-допустима величина пошкоджень суглобового хряща  $d \leq 10\text{мм}$  при дії функціональних навантажень на суглоб.

6. Вперше створено динамічну ІМ сполучених твердих деформівних рухомих і нерухомих тіл та жорскістних зв'язків БМС колінного суглобу з двома різними типами форми контактної поверхні кістки гомілки при функціональних навантаженнях. Досліджено закономірності НДС хрящів, кінематичних характеристик наколінка та параметрів функціональної надійності суглоба з різними типами пошкоджень зв'язок та геометричної форми кістки гомілки.

7. Розроблено алгоритм побудови СЕМ моделі БМС НЩ з анізотропними механічними властивостями (патент на корисну модель № 75393 від 06.02.2012). Встановлено, що неврахування впливу анізотропії механічних властивостей кортикальної і губчастої кісток може призводити похибки в розрахунках НДС НЩ до 43% при дії функціональних навантажень.

8. Вперше розроблено алгоритм побудови та оцінка функціональної надійності БМС металоостеосинтезу НЩ з в'язкопружними механічними властивостями кісток. Встановлено, що вплив релаксаційних процесів не показав істотних змін на перерозподіл поля градієнта напружень кісток, максимальні величини релаксації напружень при цьому досягали 18,52% для губчастої тканини. Рівень компресійних зусиль  $P=100\text{Н}$  забезпечує необхідну амплітуду напружень кісток НЩ для прискорення швидкості регенерації структур кістки НЩ та відновлення її цілості.

9. Розроблено алгоритм побудови моделей НДС БМС “щелепа-зубний імплант-супраконструкція” (патент на корисну модель № 68170. від 12.03.2012.). Визначено граничні величини силових навантажень для даного типу конструкцій імплантатів НЩ. Встановлено, що товщина кортикального шару кістки і площа її контакту із зубним імплантом являються головними параметрами, які визначають функціональну надійність БМС.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Крищук М.Г., Маланчук В.О., Копчак А.В., Єщенко В.О. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти человека при функциональной нагрузке. Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування", випуск 59, 2010, – С. 55–58. (Входить до Google Scholar, РІНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей щелепи людини з неоднорідними механічними властивостями при функціональному навантаженні з використанням плівок комп'ютерної томографії, сучасного комп'ютерного та програмного забезпечення).*

2. Крищук М.Г., Шидловський М.С., Лакша А.М., Єщенко В.О. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування", 2011, випуск 61, – С.76–80. (Входить до Google Scholar, РІНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей нижніх кінцівок людини з неоднорідними механічними властивостями і використанням плівок комп'ютерної томографії та сучасного комп'ютерного та програмного забезпечення. Підготовлені розрахункові дані для перевірки адекватності комп'ютерної математичної моделі біомеханічної системи нижніх кінцівок та СтАЗФ при навантаженнях розтягу, згину, кручення).*

3. Леоненко П.В., Крищук Н.Г., Єщенко В.О. Влияние парадонтоза при реконструкции биомеханических свойств многокорневого зуба с учетом его индивидуальной анатомии. Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування", випуск 65, 2012, – С.76-80. (Входить до Google Scholar, РІНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей щелепи людини з пошкодженнями шарів біологічних тканин кортикала, спонгіози і періодонта).*

4. Kryshchuk N.G. Buryanov A., Lykhodii V., Ieshchenko V.O. Computer modelling of patellar instability in association with trochea dysplasia. "Вісник НТУУ "КПІ". Машинобудування, 2013, вип. 67, – С. 61-67. (Входить до Google Scholar, РІНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей колінного суглоба людини з пошкодженими зв'язками при використанні плівок комп'ютерної томографії, сучасного комп'ютерного та програмного забезпечення).*

5. Леоненко П.В., Єщенко В.О. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат – супраконструкція. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. 2012. – №65, – С. 105–109. (Входить до Google Scholar, РІНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей "кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція" при варіаціях точок прикладання, кутів нахилу та величин зусиль до коронки імплантата).*

6. Єщенко В.О. Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний

інститут». Серія машинобудування. 2013, - № 2 (68). – С. 84-91. (Входить до Google Scholar, PИНЦ, Index Copernicus, DOAJ, OAJ, CiteFactor).

7. Kryshchuk N.G. (NTUU “KPI”), Malanchuk V.O. Kopchak A.V. Ieshchenko V.O. (NTUU “KPI”), The Finite Element Analysis of Stress and Strain Distribution in Patient-Specific Mandible for Various Occlusal Conditions. Journal Machine Dynamics Research, 2011, Vol. 35, No 4, p.62-73 (Входить до Google Scholar, OAI) *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей щелепи людини з використанням плівок комп’ютерної томографії, сучасного комп’ютерного та програмного забезпечення).*

8. Пат. 69520 Україна. МПК А61С 7/00. Спосіб вимірювання сили прикусу / Копчак А.В., Маланчук В.О., Єщенко В.О. – № 201114608; заявл. 09.12.2011; опубл. 25.04.2012, Бюл. № 8. *(Здобувачем виконано створення частини способу вимірювання сили прикусу, що включає розробку програмного забезпечення “Chitach”).*

9. Пат. 75393 Україна. МПК А61С 11/00. Спосіб створення індивідуальної імітаційної моделі напружено деформованого стану нижньої щелепи / Єщенко В.О., Крищук М.Г., Копчак А.В., Маланчук В.О. – № 201207070; заявл. 12.06.2012; опубл. 26.11.2012, Бюл. № 22. *(Здобувачем створена частина способу створення індивідуальної імітаційної моделі напружено деформованого стану нижньої щелепи на основі перетворень даних за допомогою програмного забезпечення).*

10. Пат. 68170 Україна. МПК G01N 3/00, А61С 19/04, G06N 3/00, G06N 7/00 Спосіб високоточної багатовимірної віртуальної імітації будови та функції зубощелепного апарату людини, ортодонтичних апаратів, ортопедичних конструкцій зубних протезів, шин, шин-протезів, імплантатів та їх протетичних елементів з метою експериментального моделювання їх функціонування / Єщенко В.О., Леоненко П.В., Леоненко Г.П. Крищук М.Г. – № 201115613; заявл. 29.12.2011; опубл. 12.03.2012, Бюл. № 5. *(Здобувачем створена частина даного способу що включає використання методів механіки та перетворень даних за допомогою сучасного програмного забезпечення).*

11. Авторське свідоцтво: Комп’ютерна програма для аналізу розшифровки та кількісного представлення величин оклюзійних навантажень на оклюзіограмах, відображених на полях тиску вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film CO., LTD., Tokyo, Japan). В.О. Єщенко, П.В., М.Г. Крищук, П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. А.с. 49228 Україна. - № 49485 ; заявл. 14.03.2012 ; зареєстр. 18.05.2012 *(Здобувачем створена головна ідея та програмна реалізація).*

12. Лакша А.М., Цибенко О.С., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Метод аналізу динамічних навантажень, що впливають на постраждалих при транспортуванні санітарним автомобілем. Проблеми військової охорони здоров’я: зб. наук. праць УВМА . – Київ, 2011. – No 1. – С. 205 – 213.

13. Страфун С.С., Лазарев І.А., Костогрыз О.А., Крищук Н.Г. Максимилишин А.Н., Єщенко В.А., Юрченко В.Т. Распределение контактного давления в тиббио – феморальной зоне в условиях дефекта суставного хряща. Науковий вісник «ТРАВМА», 2011, Том. 12, № 3. – С. 85–92 *(Здобувачем виконана розробка програмного забезпечення “Chitach” для аналізу величин та площ контактних тисків в колінному суглобі людини з використанням плівок Fuji Prescale).*



*На основі даної програми проведений аналіз різних пошкоджень менісків колінного суглоба людини).*

14. Бур'янов О.А., Крищук М.Г., Лиходій В.В., Єщенко В.О. Задніченко М.О., Соболевський Ю.Л. Імітаційне комп'ютерне моделювання впливу латерального релізу на нестабільність надколінка диспластичного генезу. Журнал "Травма", том 14, № 2. 2013, – 72с *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей колінного суглоба людини з пошкодженими зв'язками, аналізи результатів комп'ютерного моделювання слугують рекомендаціями при оперуванні пошкоджень зв'язок даного типу).*

15. Маланчук В.О., Копчак А.В., Крищук М.Г., Лазарев І.А., Єщенко В.А., Лисейко Н.В. Визначення величини та особливостей розподілу сили прикусу при різних варіантах оклюзії із використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale та системи Tekscan. Український стоматологічний альманах. 2011, –N 6. – С.43–49 *(Здобувачем виконана розробка програмного забезпечення "Chitach" для аналізу величин та площ контактних тисків в щелепі людини з використанням плівок Fuji Prescale. На основі даної програми проведений аналіз величин та площ розподілу контактних тисків прикусів людини).*

16. Крищук М.Г., Маланчук В.О., Копчак А.В., Єщенко В.О. Вивчення впливу анізотропії і неоднорідності кісткової тканини на розподіл напружень у нижній щелепі методом скінченних елементів. Наукові вісті НТУУ "КПІ". 2012, – № 6, – С. 71–76 *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей щелепи людини з варіаціями механічних властивостей біологічних тканин).*

17. Павленко О.В., Леоненко П.В., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Раціональне планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів шляхом створення індивідуальних імітаційних моделей біомеханічної системи з дентальними імплантатами. Вісник Української медичної стоматологічної академії.- П., 2013. – №21, Т.13, – С. 25 – 29 *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей "кісткова тканина – дентальний імплант – супраконструкція" при різних видах навантаження для виділення біомеханічних факторів ризику дентальної імплантації щелепи людини).*

18. Леоненко П.В., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Порівняльний біомеханічний аналіз конструкцій зубних шин в експериментальному моделюванні генералізованого пародонтиту. Ліки України плюс. 2013, - №2 (15), – С.60–64 *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей "кісткова тканина – шинуюча зубна конструкція" при зменшенні висоти біологічних тканин щелепи корти кала, спонгіози і періодонта).*

19. Леоненко П.В., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Аналіз функціональних наслідків дентальної імплантації у пацієнтів з метаболічними остеопатіями. Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика.- К.,2013*(Здобувачем виконана розробка алгоритму та створення моделей НДС біомеханічних систем "кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція" при варіаціях механічних властивостей кісткових тканин та навантажень в щелепі людини).*

20. Крищук М. Г., Копчак А. В., Єщенко В. О. Параметри надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини. Літопис травматології та

ортопедії. № 1-2 / 2014, С. 69 *(Здобувачем виконана робота по дослідженню параметрів надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини).*

21. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства”. Назва доповіді “Напружено-деформований стан біомеханічних систем "сегмент кінцівки – пристрій фіксації" при транспортуванні постраждалих”. Автори – Лакша А.М., Шидловский Н.С., Єщенко В.О.; Місце проведення – Київ 21 – 22 листопада 2013 “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”. *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей нижніх кінцівок людини з переломами та СтАЗФ при транспортуванні постраждалих санітарним транспортним колісним засобом по пересічній дорозі).*

22. Материалы научно-практической конференции с международным участием «Современные теоретические и практические аспекты травматологии и ортопедии»,; Назва доповіді - Распределение контактного давления в тибии – феморальной зоне в условиях дефекта суставного хряща. ; Авторы - Лазарев И.А., Максимилишин А.Н., Кришук Н.Г., Єщенко В.А., Юрченко В.Т.; Місце проведення - г. Урзуф, Донецкой области; Дата проведення: 12.05.2011 *(На основі розробленої здобувачем програми “Chitach” проведений аналіз різних пошкоджень тканин колінного суглоба людини).*

23. Матеріали II міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технології», с. 99-100; Назва доповіді - Дослідження деформацій та напружень в біомеханічних системах при пошкоджених нижніх кінцівках людини при транспортуванні постраждалих; Автори - Кришук М.Г., Єщенко В.О., Лакша А.М.; Місце проведення - Київ, Україна,; Дата проведення: 17.03.2011 *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей “Нижні кінцівки з переломами та системами остеосинтезу”).*

24. Матеріали XIII конгресу світової федерації українських лікарських товариств, с. 554; Назва доповіді - Комп'ютерне моделювання стабільності остеосинтезу переломів шийки стегнової кістки. ; Автори - Вадзюк Н., Кришук М.Г., Єщенко В.О.; Місце проведення - Львів, ВУЛТ, 2010,; Дата проведення: 10.09.2011 *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС моделей “шийка стегнової кістки з переломом та елементами остеосинтезу” для визначення надійності даних біомеханічних систем).*

25. Матеріали III науково-практичної конференції з міжнародною участю «Прогрессивная техника и технология. “Дослідження опороздатності дентальних імплантів за граничним станом матеріалів біомеханічної системи «супраконструкція – імплантат – кістка »” *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей “супраконструкція – імплантат - кістка ”).*

26. Матеріали III міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технології»“ Назва доповіді - Дослідження несучої здатності елементів системи зубний імплант-щелепа з варіюваними геометричними параметрами при навантаженнях коронки імпланта” Автори - Кришук М.Г., Леоненко П.В., Єщенко В.О., Місце проведення - Київ, Україна,; Дата проведення: 15-16 березня 2012 р *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей “супраконструкція – імплантат - кістка ” для визначення параметрів надійності даних конструкцій).*

27. Матеріали семінару “Математика та Медицина”. Назва доповіді “Імітаційне комп’ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії”. Автори – Маланчук В.О., Крищук М.Г., Копчак А.В., Єщенко В.О.; Місце проведення – Київ. Інститут математики 20 квітня 2012 р. *(Здобувач приймав участь в розробці методики побудови та аналізу НДС моделей “щелепи з переломами та елементами остеосинтезу” для визначення параметрів надійності даних біомеханічних систем).*

28. Матеріали III науково-практичної конференції з міжнародною участю «Біомедична інженерія і технології» Назва доповіді – “Комп’ютерне моделювання напружено-деформованого стану імітаційних моделей біологічних тканин з в’язкопружними властивостями” Автори – Єщенко В.О., Місце проведення - Київ, Україна; Дата проведення: 15 – 16 березня 2012 р.

29. Назва заходу - I український симпозіум з біомеханіки опорно-рухової системи. Назва доповіді "Напружено-деформований стан при остеосинтезі переломів шийки стегнової кістки спонгіозними гвинтами"с. 68. , Автори - Попов В.А., Вадзюк І.С., Крищук М.Г., Єщенко В.О., Дніпропетровськ. Дата проведення 13-14 вересня 2012р *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС моделей “шийка стегнової кістки з переломом та елементами остеосинтезу” для визначення параметрів надійності даних біомеханічних систем).*

30. Матеріали XIV науково-технічної конференції з міжнародною участю “Прогрессивная техника и технология”. Назва доповіді – Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану надійності біомеханічних систем з пошкодженнями. Автор – Єщенко В.О. Місце проведення – Севастополь; Дата проведення: 26.06.2013.

31. Маланчук В.О., Крищук М.Г., Копчак А.В., Єщенко В.О. Імітаційне комп’ютерне моделювання щелепно-лицьової хірургії. - К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – С. 62 – 67; – С. 159 – 165. українською мовою; № листа МОН 1/11-1127; дата 05.02.2013. *(Спільно із здобувачем написані розділи 2.4. та 5.2.)*

32. Матеріали XIV науково-технічної конференції з міжнародною участю “Прогрессивная техника и технология”. Назва доповіді – Імітаційне моделювання несучої спроможності біомеханічної системи "кістка-імпланти-шина", що застосовується в ортопедичній стоматології. Автор – Крищук М.Г. , д.т.н., проф., Леоненко П.В., к.м.н., доцент, Єщенко В.О. Місце проведення – Севастополь; Дата проведення: 26.06.2013. – с. 22 – 23. *(Здобувачем виконана розробка методик створення та аналіз НДС моделей типу “кістка-імпланти-шина”).*

33. Матеріали всеукраїнської хірургічної науково-практичної та навчально-методичної конференції «Хірургія XXI сторіччя» VII Скліфосовські читання. Рациональне планування хірургічних та ортопедичних реконструктивних заходів шляхом створення індивідуальних імітаційних моделей біомеханічної системи з дентальними імплантатами. Павленко О.В., Леоненко П.В., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Полтава 25 – 26 квітня 2013р. *(Здобувач приймав участь у розробці методики побудови моделей НДС типу “кістка-імплант”, аналізі результатів).*

34. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства”. Назва доповіді “Комп’ютерне моделювання нестабільності наколінка диспластичного генезу”. Бурянов О.А., Лиходій В.В., Крищук М.Г., Єщенко В.О. Київ 21 – 22 листопада 2013

“Інститут травматології та ортопедії НАМН України”. *(Здобувачем виконана розробка методики побудови та аналіз НДС моделей “колінного суглоба людини з пошкодженнями зв’язок та різними типами дисплазії” для визначення надійності даних біомеханічних систем).*

35. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю “Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства”. Назва доповіді “Порівняльний аналіз можливостей силового навантаження різних типів ортодонтичних мініімплантів”. Автори – Потапчук А. М., Крищук М. Г., Міщенко О. М., Рівіс О. Ю., Єщенко В. О.; Місце проведення – Київ 21 – 22 листопада 2013 “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”. *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей “щелепа- мініімплант”).*

36. Матеріали науково-практичної сесії “Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров’я 2015”. Назва доповіді “Біомеханіка компресійного металоостеосинтезу кісткових відламків нижньої щелепи модельованими пластинами”. Автори – Єщенко В.О., Крищук М.Г.; Місце проведення – Київ, “Головний військовий клінічний госпіталь” МО України; Дата: 18-19 грудня 2015 р. *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей нижньої щелепи з в’язкопружними властивостями та конструкцією остеосинтезу).*

37. Матеріали науково-практичної сесії “Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров’я 2015”. Назва доповіді “Аналіз напружено-деформованого стану хрящів суглобу при ушкодженнях зв’язок наколінка та різних геометричних формах контактної поверхні кістки стегна”. Автори – Крищук М.Г., Бур’янов О.А., Єщенко В.О.; Місце проведення – Київ, “Головний військовий клінічний госпіталь” МО України; Дата: 18-19 грудня 2015 р. *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей колінного суглоба людини з пошкодженими зв’язками, аналізи результатів комп’ютерного моделювання слугують рекомендаціями при оперуванні пошкоджень зв’язок даного типу).*

38. Попов В. А., Вадзюк Н. С., Крищук М. Г., Єщенко В. О. Аналіз напружено-деформованого стану при моделюванні остеосинтезу уламків шийки стегнової кістки. Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 1. – С. 59 – 63.

39. Бур’янов О. А., Крищук М. Г., Костогриз О. А., Лиходій В. В., Єщенко В. О., Задніченко М. О. Особливості структурно-функціональних порушень при нестабільності наколінка, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (клініко-експериментальне дослідження). Журнал “Травма”, том 14, – № 5. 2013, – С. 58 – 63. *(Здобувачем виконана розробка та аналіз НДС біомеханічних моделей колінного суглоба людини з пошкодженими зв’язками, аналізи результатів комп’ютерного моделювання слугують рекомендаціями при оперуванні пошкоджень зв’язок даного типу).*

## АНОТАЦІЯ

**Єщенко В.О.** Напружено-деформований стан біомеханічних систем металоостеосинтезу. - На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.02.04 - механіка деформівного твердого тіла. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» МОН України, Київ, 2016.

З використанням інформаційних технологій і систем СТ/CAD/CAE комп'ютерної томографії та інженерного аналізу розроблено та вивчено моделі неоднорідних анізотропних деформівних середовищ біомеханічних систем. Вперше розроблено метод обчислення параметрів функціональної надійності БМС з конструкціями металоостеосинтезу та імплантатами. На основі оцінок головних показників граничного стану БМС проведено оцінки параметрів функціональної надійності БМС "нижня кінцівка з переломом і зовнішнім апаратом фіксації кісткових уламків" при транспортуванні постраждалих санітарним колісним засобом, БМС колінного суглобу при втраті жорсткості зв'язок наколінка і двох типах дисплазії стегнової кістки, БМС нижньої щелепи з переломом і конструкцією остеосинтезу і БМС "щелепа - зубний моноблочний імплант - супраконструкція" при функціональному навантаженні.

Розроблено алгоритм і програмне забезпечення "Chitach" для аналізу площ контактних поверхонь і величин градієнтів контактних тисків (авторське свідоцтво № 49485; заявл. 14.03.2012; зареєстр. 18.05.2012).

Результати роботи застосовуються в обґрунтуванні достовірності стратегії планування хірургічного втручання для відновлення функціональності БМС людського тіла в провідних медичних закладах міста Києва.

**Ключові слова:** моделі деформівних тіл біологічного походження, біомеханічна система металоостеосинтезу, напружено-деформований стан, кісткова тканина, хрящі, зв'язки, функціональне навантаження, СТ, CAD, CAE інформаційні технології, обчислювальний експеримент.

## АННОТАЦИЯ

**Ещенко В.А.** Напряженно-деформированное состояние биомеханических систем металлоостеосинтеза. - На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.02.04 – механика деформированного твердого тела. Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт» МОН Украины, Киев, 2016.

Метод определения моделей деформирования сопряженных тел биомеханических систем при силовых нагрузках разработан на основе данных рентгенологической плотности и анизотропных биомеханических свойств неоднородных структур тел биологического происхождения сопряженных с конструкциями технологического изготовления, использования информационных технологий и систем СТ/CAD/CAE, алгоритмов и программ собственной разработки, численных методов решения начально-краевых задач биомеханики сплошной среды.

На основе изучения биомеханических характеристик и закономерностей деформирования сопряженных неоднородных тел разной физической природы

впервые разработан метод определения параметров функциональной надежности БМС с конструкциями металлоостеосинтеза и имплантами. На основе оценок главных показателей предельного состояния БМС установлены характеристики функциональной надежности следующих БМС:

- "нижняя конечность с переломом и внешним аппаратом фиксации костных отломков" при транспортировке пострадавших санитарным колесным средством по дерново-подзолистой почве. На примере четырех типов конструкций остеосинтеза (одно- и двух- рядных стержневых аппаратов внешней фиксации костных отломков (СтАЗФ), шин Крамера и Дитерихса) впервые разработаны имитационные модели НДС БМС нижних конечностей с использованием расчетно-теоретических данных по вибронагрузению пострадавших с использованием динамической модели санитарного колесного автомобиля, который движется. По критерию жесткости БМС определено, что наиболее функционально надежной среди трех типов БМС при данных условиях нагружения является СтАЗФ. Адекватность имитационных компьютерных моделей БМС нижних конечностей проверялась относительно результатов экспериментальных испытаний натурных моделей. Относительная погрешность расчетных данных лежит в пределах  $\delta = 4\text{--}7\%$ ;

- "коленный сустав с повреждениями связок и двумя формами мышечков бедренной кости". Впервые создана динамическая имитационная модель НДС БМС контактирующих подвижных твердых и деформируемых тел (костей, надколенника, связок, хрящей) при функциональных нагрузках пателлофemorального сустава нижних конечностей с поврежденными связками и двумя различными типами дисплазии поверхности бедренного мышечка, на основе которой исследованы характеристики функциональной надежности БМС сустава нижних конечностей. Получены параметры, позволяющие медицинским специалистам обосновать направления коррекции поврежденных связок при нестабильности надколенника для двух типов дисплазии мышечков бедренной кости

- "нижняя челюсть с переломом и конструкцией остеосинтеза". Впервые разработан алгоритм построения компьютерной модели БМС НДС нижней челюсти (НЧ) с вязкоупругими механическими свойствами. Применение пластины с винтами для реконструкции челюсти с предварительно сжатыми костными отломками воспроизводит случай остеосинтеза НЧ для использования компрессионных методов лечения. На основе разработанного алгоритма проведена оценка характеристик функциональной надежности имитационной модели БМС металлоостеосинтеза НЧ. Влияние релаксационных процессов в материалах костей НЧ не показало существенных изменений на перераспределение поля градиента эквивалентных за Мизесом напряжений. Амплитуды величин релаксации напряжений при этом достигали 11,85%;

- "челюсть-зубной моноблочный имплант - супраконструкция" при функциональной нагрузке. Разработан алгоритм построения имитационных моделей БМС "челюсть-зубной имплант-супраконструкция" и методика определения НДС и оценки предельного состояния контактирующих тел различной физической природы. Определено, что главным параметром, определяющим функциональность БМС "челюсть-зубной имплант-супраконструкция" является толщина и площадь контакта кортикального слоя кости и зубного импланта. На основе разработанного

алгоритма проведена оценка параметрической надежности БМС "челюсть-зубной моноблочный имплант-супраконструкция" при действии функциональной нагрузки.

На основе созданного алгоритма и программного обеспечения "Chitach" для анализа площадей контактных поверхностей и величин градиентов контактных давлений (авторское свидетельство № 49485; заявл. 14.03.2012; зареестр. 18.05.2012) проведены с использованием пленок Fuji Prescale (Tokyo Japan) исследования величин контактных напряжений (давлений) в коленном суставе человека при вариациях дефекта суставного хряща. Установлены закономерности между величинами дефектов, нагрузок и протяженностью зон краевого эффекта контактных давлений в радиальном направлении вдоль образующей дефекта хрящевой ткани.

Впервые разработан алгоритм построения имитационных моделей деформируемых тел БМС НЧ с анизотропными механическими свойствами. Проведено сравнение влияния изотропии и анизотропии механических свойств кортикальной и губчатой кости на НДС НЧ при функциональном силовом нагружении передней окклюзии. Результаты моделирования НДС показали схожие результаты качественного распределения напряжений с использованием изотропных и анизотропных моделей, но анализ количественных величин напряжений показал, что погрешность изотропных моделей может достигать 43%.

Результаты работы применяются в обосновании достоверности стратегии планирования хирургического вмешательства для восстановления функциональности БМС человеческого тела ведущими врачами города Киева.

**Ключевые слова:** модели деформируемых тел биологического происхождения, биомеханическая система остеосинтеза, напряженно-деформированное состояние, костная ткань, хрящи, связки, функциональная нагрузка, СТ, CAD, CAE информационные технологии, вычислительный эксперимент.

## ANNOTATION

**Yeshchenko V.** The stress-strain state of metal osteosynthesis biomechanical systems. – The manuscript.

The thesis to be defended for obtaining a scientific degree of PhD in Engineering specialty 01.02.04 – The Mechanics Of Deformable Solid Body. National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute” MES Ukraine, Kyiv, 2016.

Developed and studied the deformable environment models of damaged biological structures, metal osteosynthesis constructions and implants.

With the use of information technologies and numerical SSS simulation algorithms of biological structures connected with the manufactured bodies the first time developed a method for calculating the parameters of functional reliability biomechanical system (BMS) with osteosynthesis and implants. On the basis of estimates of the main indicators of the BMS limit state for the first time evaluated the functional reliability BMS "lower limb fracture and the external apparatus fixation of bone fragments" while transporting the patient in sanitary wheeled vehicle across the off-road, bending of knee BMS with loss of patella ties rigidity and two types of bone dysplasia, mandibular BMS with fracture and

osteosynthesis and BMS "jaw - mono-implant - supra-construction" under the functional load.

A software algorithm "Chitach" was created to analyze the surfaces contact areas and gradients values of contact pressure (copyright certificate № 49485; appl. 14.03.2012; registered 18.05.2012).

The results of this work are used in justification planning strategies of surgical intervention to restore biomechanical functionality of the BMS of the human body by leading doctors in Kyiv.

**Keywords:** deformable model of biological bodies, biomechanical osteosynthesis system, stress, deformation, bone, cartilage, ligaments, functional load, CT, CAD, CAE information technology, computational experiment.