

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

На правах рукопису

ЄЩЕНКО ВІКТОР ОЛЕКСІЙОВИЧ

УДК 539.37 : 612.76

**НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ
МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ**

Спеціальність 01.02.04 - механіка деформівного твердого тіла

Дисертація на здобуття наукового ступеня

кандидата технічних наук

Науковий керівник:

Крищук Микола Георгійович

доктор технічних наук

професор

Київ – 2016

ЗМІСТ

Вступ	5
РОЗДІЛ 1. АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ З УШКОДЖЕНИМИ КІСТКАМИ КІНЦІВОК ТА ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ.....	17
1.1. Сучасний стан проблеми дослідження та основні положення.....	17
1.2. Методи дослідження міцності та функціональної надійності БМС.....	18
1.3. Структура біологічних тканин кінцівок та щелепи людини.....	24
1.4. Типи пошкоджень біологічних тканин кінцівок та щелепи людини.....	27
1.5. БМС ушкоджених кісток кінцівок, суглобів, щелепи та лікувальних пристроїв	29
1.6. Біомеханічні властивості біологічних матеріалів кінцівок та щелепи людини .	32
1.7. Фізико-механічні характеристики імплантаційних матеріалів.....	44
1.8. Функціональні навантаження БМС з ушкодженими кістками кінцівок та щелепи людини.....	46
1.9. Постановка задач дослідження.....	49
1.10. Висновки за розділом	50
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БМС З УШКОДЖЕНИМИ КІСТКАМИ НИЖНІХ КІНЦІВОК І ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ, ЕЛЕМЕНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА ІМПЛАНТАМИ	52
2.1. Біомеханічні характеристики міцності тіл біологічного походження в системах остеосинтезу	52
2.2. Математична модель напружено-деформованого стану БМС	56
2.3. Функціональна надійність БМС з ушкодженими кістками людини.....	65
2.4. Методика створення індивідуальної імітаційної моделі напружено – деформованого стану та оцінки функціональної надійності БМС тіл природного походження та технологічного виготовлення.....	79
2.5. Висновки за розділом.....	85
РОЗДІЛ 3. ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БМС З КОНСТРУКЦІЯМИ ФІКСАЦІЇ УШКОДЖЕНИХ	

ПЕРЕЛОМАМИ КІСТОК НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ ТА ПРИ ВІДНОВЛЕННІ НЕСУЧОЇ СПРОМОЖНОСТІ КОЛІННОГО СУГЛОБУ.....87

3.1. Дослідження параметрів функціональної надійності БМС з зовнішніми апаратами фіксації ушкоджених переломами кісток нижніх кінцівок при транспортуванні постраждалих	87
3.1.1. Динамічна модель санітарного колісного транспортного засобу з урахуванням статистичних характеристик профіля дороги	90
3.1.2. Імітаційні моделі бмс нижніх кінцівок з апаратами зовнішньої фіксації ушкоджених переломом кісток при транспортуванні постраждалих	94
3.1.3. Оцінка параметрів функціональної надійності бмс з апаратами фіксації ушкоджених переломом кісток нижніх кінцівок при динамічних навантаженнях	105
3.1.4. Математичне моделювання НДС БМС нижніх кінцівок з типовими конструкціями фіксації кісткових відламків при транспортуванні постраждалих	98
3.2. Розрахунково-експериментальні дослідження розподілу контактних тисків в суглобах нижньої кінцівки людини при наявності пошкоджень хрящів	111
3.2.1. Опис натурного експерименту	113
3.2.2. Цифровий аналіз експериментальних даних графічних зображень розподілу контактних тисків в колінному суглобі за допомогою плівок Fuji Prescale	115
3.2.3. Результати математичної обробки експериментальних даних та аналіз функціональності суглоба нижньої кінцівки з ушкодженнями хрящів	116
3.3. Імітаційне моделювання динамічних процесів нестабільності наколінка при наявності пошкоджень зв'язок та різних типах контактної поверхні суглоба стегнової кістки	121
3.3.1. Імітаційна модель кінематики контактуючих твердотільних та деформованих тіл суглоба нижньої кінцівки людини з ушкодженнями зв'язок наколінка	125
3.3.2. Дослідження НДС хрящів колінного суглобу стегнової кістки при біомеханічних навантаженнях наколінка з ушкодженнями зв'язок, нестабільності та різних формах контактної поверхні стегнової кістки	127

3.3.3. Оцінка параметрів функціональної надійності БМС колінного суглобу стегнової кістки при біомеханічних навантаженнях наколінка з ушкодженнями зв'язок та різними типами контактної поверхні суглоба стегнової кістки 133

3.4. Висновки за розділом 136

РОЗДІЛ 4. ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ З АПАРАТАМИ ФІКСАЦІЇ КІСТКОВИХ ВІДЛАМКІВ І ЗУБНИМИ ІМПЛАНТАМИ 139

4.1.1. Дослідження величин та розподілу сили прикусу щелепи людини при різних варіантах оклюзії із використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale та авторської програми “Chitach” 140

4.1.2. Дослідження впливу анізотропії механічних властивостей і неоднорідності структури кісткових тканин на НДС нижньої щелепи методом скінченних елементів 146

4.1.3. Оцінка функціональної надійності системи нижньої щелепи людини з переломом, елементами остеосинтезу та впливом релаксації напружень кісткової тканини..... 153

4.2.1. Комп'ютерне моделювання НДС та дослідження функціональної надійності БМС «кісткова тканина - дентальний імплантат - супраконструкція» 168

4.3. Висновки за розділом 174

ВИСНОВКИ 176

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 178

ДОДАТОК А. Результати імітаційного моделювання НДС колінного суглоба з різними типами дисплазії при повороті біомеханічної системи на кут від 0 до 30 градусів 223

ДОДАТОК Б. Програмна реалізація задання пружних і в'язкопружних механічних властивостей матеріалів біомеханічної системи щелепи з переломом та гвинтами на мові програмування APDL для САЕ пакету Ansys 12.1 227

ДОДАТОК В. Документи, що підтверджують ефективність впровадження результатів роботи 228

ВСТУП

Динамічний розвиток світової медицини на початку XXI сторіччя пов'язаний із широким впровадженням досягнень різних галузей науки і техніки в практику охорони здоров'я. Розробка новітніх лікувально-діагностичних пристроїв, методів хірургічних втручань базуються на фундаментальних досягненнях біології, фізики, хімії, матеріалознавства, комп'ютерних наук, нанотехнологій тощо. Медицина стає високотехнологічною галуззю, що використовує надбання інших наукових дисциплін та інтегрує їх з метою розробки нових методів розвитку та підвищення ефективності індивідуального підходу при лікуванні хворих, покращення якості життя, профілактики різноманітних захворювань. Розв'язання практичних і теоретичних проблем біомеханіки кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями необхідне для знаходження ефективних способів відновлення функціональності даних органів та пов'язано з імітаційним моделюванням напружено-деформованого стану (НДС) сполучених структурних елементів біомеханічних систем остеосинтезу (БМС) різного фізичного походження (біологічних тканин, лікувальних пристроїв для блокуючого або коригуючого компресійного *остеосинтезу* частин кісток, засобів імплантації) [1].

Застосування біоінертних матеріалів (титан, цирконій, тантал), удосконалення хірургічної техніки та лікувально-діагностичної апаратури дозволило зняти низку біологічних обмежень, пов'язаних із вживленням чужорідного тіла в організм людини і суттєво розширило перелік показань до проведення імплантації штучних конструкцій та матеріалів.

Розробка нових типів оперативних втручань призводить до того, що створені БМС для ушкоджених кісток кінцівок та щелепи людини можуть бути технічно складними, багатокомпонентними за структурними елементами і унікальними за своїми конструкційними характеристиками, що визначаються особливостями клінічної ситуації у конкретного хворого.

Більшість методів наукового дослідження БМС [2, 3] базується на ідеї використання чисельного моделювання, як розрахунково-теоретичного апарату, що здебільшого використовує математичні (аналітичні, комп'ютерні) моделі [4], так і

експериментального напрямку, що застосовують предметні (фізичні, біологічні) моделі Шпее (1890), А. Гізі (1914). Прогрес інформаційних технологій зумовив появу нового напрямку – комп'ютерного моделювання, що якісно змінило методологію досліджень БМС. Сучасні комп'ютерні технології дозволяють створювати моделі надзвичайної складності та забезпечити високу ступінь деталізації та точність розрахунків [5]. Комп'ютерне імітаційне моделювання в медицині, почало інтенсивно розвиватися наприкінці 80-х років 20-го століття, здебільшого, як метод наукових досліджень. Однак досягнення в цьому напрямку виявились настільки значними, що на сьогоднішній день ми стаємо свідками революційних змін, пов'язаних із широким впровадженням комп'ютерних технологій в медичну практику. Результатом застосування яких є не тільки поява нових методів планування та реалізації хірургічних втручань, а і взаємодія фахівців різних галузей для досягнення необхідного результату лікування.

Актуальність теми. Широке впровадження досягнень біомеханіки, інших галузей науки і техніки в медичну практику сприяє її динамічному розвитку. *Біомедична інженерія у 2000р. визнана Радою Європи стратегічним напрямком економічного і соціального розвитку ЄС. Україна також розпочала рух у напрямку вирішення інженерних проблем охорони здоров'я.* Прийняті постанови Кабінету Міністрів України (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».

За даними медичних реєстрів, щороку в Україні кількість людських травм сягає 2 млн., з них 150 тис. потребують проведення оперативного втручання на кістках (Калашніков А.В., 2007; Герасименко С.І., 2008; Корж А.А., 2008; Гайко Г.В., 2008). В даний час проблема залишається актуальною, так як тільки в заміні великих суглобів кісток людини в Україні потребують 47 тисяч чоловік щорічно, а виконується операцій до 6–7тисяч.

Середньостатистична частота переломів кісток на рік в світі складає 3,6 випадків на 100 чоловік, з них переважна більшість – переломи кінцівок, які

складають для чоловіків – 3,1, для жінок – 2,5 випадків на 100 чоловік (Donaldson L. J., 2008). Фінансування лікування переломів кісток в США щорічно складає ~ 15 млрд. доларів. 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 (Королев А.В., 2003), сягаючи 80% серед осіб молодого віку.

Актуальність вказаних проблем визначила вибір напрямку дослідження – розробку методик розрахунку НДС та оцінки параметрів функціональної надійності БМС кісток людини зі штучними біосумісними матеріалами, інформаційних технологій і програмного забезпечення для математичного моделювання 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, 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 2014р; планових д/б НДР "Розробка та впровадження систем остеосинтезу підвищеної ефективності для хірургічного лікування складних переломів кісток людини" (держреєстрація №0111U003306); "Розробка та впровадження нових способів натурного та комп'ютерного контролю параметрів функціональної надійності біомеханічних систем з пошкодженими кістками людини" (держреєстрація №0113U000864) та планових д/б НДР "Розробка нових засобів діагностики міцності та функціональної надійності біомеханічних систем «кістка – суглоб - імплантат" (держреєстрація № 0115U000643), договорів про спільну науково-дослідну діяльність між НТУУ "КПІ", НДЛ кафедри ДПМ 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; Інститутом стоматології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика.

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

Задачі дослідження. Для досягнення зазначеної мети в роботі були вирішені наступні задачі:

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 імплантатами 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 імплантатами 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 досліджень. 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 проекційно-сіткових чисельних методів, рівнянь механіки суцільних середовищ, теорії надійності.

Нові наукові результати і основні положення, що виносяться на захист.

1. Методи, алгоритми та інформаційні технології, що принципово відрізняються від стандартних, для автоматизованого створення віртуальних комп'ютерних прототипів елементів опорно-рухомого апарату людини та елементів фіксації кісткових відламків, конструкцій імплантів та проведення комплексного аналізу міцності та функціональної надійності біомеханічних систем даного типу.

2. Методи оцінки міцності та функціональної надійності біомеханічних систем остеосинтезу твердих тіл з ушкодженими кістками суглобів, щелепи, кінцівок та імплантів за даними імітаційного математичного моделювання НДС для неоднорідних рухомих і нерухомих контактуючих пружних та в'язкопружних тіл,

що мають анізотропні та ізотропні характеристики матеріалів, які орієнтовані на вирішення проблем біомеханіки і створення нових технологій лікування людини.

3. Математичне забезпечення (методи, алгоритми, програми) для розрахунку амплітуд статичних сил і площ контактних тисків опорно-рухомого апарату людини за експериментальними даними на плівках Fuji Prescale та оцінки динамічних навантажень для БМС кісткових відламків у постраждалого на основі даних математичної імітаційної моделі системи „дорога - санітарний колісний транспортний засіб - постраждалий”.

4. Розрахунково-теоретичне дослідження біомеханічного стану конструкцій остеосинтезу ушкоджених кісток кінцівок та щелепи людини та особливостей їх взаємодії з пристроями фіксації, що застосовують при лікуванні переломів та імплантатами.

5. Розрахунково-теоретичне дослідження розробленої імітаційної моделі НДС надколінка при пошкодженнях внутрішніх і зовнішніх зв'язок для оцінки стабільності його руху при функціональних навантаженнях, чисельні розв'язки нестационарної нелінійної контактної задачі теорії пружності для латерального релізу колінного суглоба, яка містить пружні тіла (хрящі), абсолютно тверді тіла (кістки), пружинні елементи (зв'язки, м'язи).

Наукова новизна одержаних результатів.

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).

Обґрунтування, вірогідність наукових положень, висновків і рекомендацій забезпечена в роботі адекватним вибором математичних моделей, коректним застосуванням проекційно-сіткових методів та багаторазовою перевіркою алгоритмів, дослідженнями збіжності чисельних розв'язків при варіюванні ступеня дискретизації розрахункових областей, задовільним узгодженням при порівнянні чисельних розв'язків задач, які отримані за допомогою розроблених методів розрахунку і ПЗ, з відомими аналітичними, чисельними та експериментальними даними; вибором методики та параметрів для оцінки надійності БМС.

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, імплантатів 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); восьмому конгресі світової федерації українських лікарських товариств, (м.Львів, 2011р); першій міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технології», (м.Київ, 2011р); науково-практичній конференції з міжнародною участю “Прогрессивная техника и технология”, (м.Севастополь, 2012р); третій міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія», (м.Київ, 2012р); першому українському симпозиуму з біомеханіки опорно-рухової системи, (м.Дніпропетровськ, 2012р); науковому семінарі “Математика та Медицина” (м.Київ, 2012р); науково-практичній конференції з міжнародною участю “Прогрессивная техника и технология” (Севастополь, 2013р); всеукраїнській хірургічній науково-практичній та навчально-методичній конференції «Хірургія ХХІ сторіччя» Сьомій 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-технічних семінарах кафедри ДПМ і ОМ НТУУ “КПІ” (м.Київ, НТУУ “КПІ”, 2011-2013р); повністю робота доповідалась на засіданні кафедри ДММ та ОМ НТУУ “КПІ” в 2015р; науково-практичній конференції “Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства” (Київ, 2013 р.); науково-практичній конференції з міжнародною участю “Прогрессивная техника и технология”, (Київ, 2014р).

Публікації. Основний зміст дисертації викладено в 39 наукових працях, 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, видання у навчальному посібнику з грифом МОН України, 16 тез доповідей, 3 патенти на корисні моделі, одне свідоцтво на авторську ПЗ.

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.

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 подано сучасний стан наукової проблеми дослідження функціональної надійності біомеханічних систем нижніх кінцівок та щелепи людини з переломами, елементами остеосинтезу та імплантатами. Наведено огляд літератури методів дослідження БМС. Представлено аналіз структур БМС нижніх кінцівок та щелепи людини, типи пошкоджень кісткових тканин. Описані фізико-механічні властивості біологічних тканин (кісток, хрящів, зв’язок, зубів, м’язів), функціональні силові навантаження в структурах біологічних систем та їх величини. Сформульовано основні задачі дослідження.

У другому розділі дано опис методів та алгоритмів для обчислень НДС та параметричної надійності функціональних характеристик 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.

Представлено загальну умову неперевищення граничного стану БМС, що характеризує її різні стани та використовується в методиках оцінки функціональної надійності БМС.

Розглянуто методики, інструменти та гіпотези, що використовувались при створенні індивідуальних імітаційних моделей НДС та оцінки параметрів функціональної надійності БМС. Для апроксимації біомеханічних властивостей НЩ еквівалентною моделлю в'язкопружного середовища шарів кістки з ізотропними характеристиками використано узагальнену модель Максвелла, константи для якої обчислені за даними експериментальних досліджень взірців кісток.

У третьому розділі приведено результати чисельних розв'язків прикладних статичних та динамічних 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.

Проведені дослідження НДС та функціональної надійності БМС «конструкція остеосинтезу - кістка» з використанням шини Дітеріхса, шини Крамера, системи зовнішньої фіксації кісткових відламків, стегнової та гомілкової кісток при транспортуванні постраждалих СКТЗ дорогою з дерново-підзолистим ґрунтом. Визначальним фактором в функціональній надійності даних систем є поперечне переміщення між кістковими відламками при транспортуванні постраждалого СКТЗ,

цей параметр забезпечують розглянуті в роботі одно- та дворядні варіанти СтАЗФ і не забезпечують шинуючи конструкції Крамера і Дітерікса.

Проведене дослідження зон контактних тисків і розподілів навантаження на контактній поверхні суглобових хрящів з використанням розробленого програмного забезпечення «Читач». Встановлено, що регіони концентрації контактних тисків мають різну глибину зон крайового ефекту. Визначено площі зон концентрації контактних тисків, які змінюються вздовж твірної дефекта хрящової тканини для дефектів хряща різного діаметру.

Розроблено імітаційну модель динамічних процесів нестабільності руху наколінка з ушкодженнями зв'язок для дослідження функціональної надійності БМС пателофеморального суглобу для двох типів (А та Б) дисплазії виростка стегнової кістки. За даними комп'ютерного тестування восьми імітаційних моделей колінного суглобу БМС з різними типами дисплазії А і В та НДС двох тіл хрящів, що деформуються, встановлена нелінійна залежність максимальних величин напружень на їх поверхні при зміні кута нахилу колінного суглоба від 0° до 30° . Визначено найнебезпечніші біомеханічні моделі колінного суглоба з пошкодженими зв'язками за їх діаграмами функціональної надійності.

У четвертому розділі розроблено програмне забезпечення “Chitach” для визначення величин амплітуд, градієнтів та площ контактних тисків для дослідження величин та розподілу сили прикусу щелепи конкретної людини використовуючи вимірювальні плівки Fuji Prescale.

Проведена перевірка результатів величин сил прикусу отриманих за допомогою розробленого програмного забезпечення “Chitach” та плівок Fuji Prescale з аналогічними даними отриманими за допомогою комплексу Tekscan.

Розроблено імітаційну модель НЩ людини, досліджено вплив неоднорідності та анізотропії механічних властивостей кісткової тканини на характер розподілу напружень та їх величин, що виникають в НЩ людини.

Досліджено НДС НЩ при функціональному навантаженні та варіаціях пружних ізотропних та анізотропних констант на прикладі чотирьох розрахункових схем.

Проаналізовано розбіжність отриманих результатів величин напружень при моделюванні ізотропних та анізотропних матеріалів кісток.

Досліджено функціональну надійність біомеханічної системи НЩ з урахуванням релаксації напружень в кістках з переломом та конструкцією остеосинтезу. Дослідження складалось з двох етапів та чотирьох розрахункових схем.

Отримані результати чисельного моделювання даної задачі показали, що релаксація напружень в контактні відламків кортикальної кістки за даних умов навантаження може досягати 3,4%, на контактній поверхні спонгіозної кістки - 11,76%.

Проведене покрокове дослідження функціональної надійності біомеханічної системи “кісткова тканина – дентальний імплант – супраконструкція” (КДІС) людини в умовах фізіологічної норми властивостей біологічних тканин при використанні удосконаленої методики біоінженерного аналізу із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії, механіки твердого тіла та CAD/CAE інформаційних технологій.

Визначено мінімальні коефіцієнти функціональної надійності, які виникають при кутах дії вектора сил функціонального навантаження на коронку імпланта $\alpha = 180^\circ$ і $\alpha = 90^\circ$.

У висновках сформульовано головні результати дисертаційної роботи.

У додатках наведено результати чисельного моделювання НДС хрящів колінного суглоба; програмний алгоритм задання пружних і в'язкопружних властивостей кісток на мові APDL в CAE пакеті ANSYS; документи, що підтверджують ефективність впровадження результатів роботи.

РОЗДІЛ 1

АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ З УШКОДЖЕНИМИ КІСТКАМИ КІНЦІВОК ТА ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ

1.1. Сучасний стан проблеми дослідження та основні положення

Розв'язок сучасних задач біомеханіки потребує створення нових методів і методик дослідження біомеханічних систем “кістка-суглоб-імплантат” (КСІ), що утворені з контактуючих тіл живої природи (кістки, м'язи, зв'язки) та елементів конструкцій штучного походження (лікувальні пристрої, імплантати) для відновлення функцій життєдіяльності людини.

Обчислювальний експеримент, відомий своєю ефективністю при проектуванні технічних систем в різних галузях науки [1–42], завдяки базовим складовим математичного моделювання [43,44], методологічної частини – теорії обчислювальних алгоритмів [45–50] та сучасного комп'ютеризованого обладнання в даний час лежить в основі сучасних досліджень більшості проблем в галузі біомеханіки [51,52].

Основою розрахунково-теоретичних досліджень сучасних проблем біомеханіки є методи розв'язування крайових задач механіки деформівних пружних тіл з ізотропними властивостями на основі детерміністичної моделі, що побудовані на припущенні про однозначність причинно-наслідкових зв'язків між усіма елементами модельованої системи та її взаємодії із зовнішнім середовищем [53–62].

На відміну від фундаментальних робіт механіки твердого деформівного тіла, задачі біомеханіки виявляються більш складними з точки зору організації і проведення чисельного експерименту, завдяки необхідності врахування стохастичної природи біологічних, фізичних та механічних властивостей біологічних тканин, що залежать від стану мінералізації, вологості, пористості, віку та адекватного вибору моделей деформування неоднорідних матеріалів сполучених тіл, даних про силові функціональні навантаження. У зв'язку з цим виникає

необхідність розглядати велику кількість взаємообумовлених явищ різної фізичної природи.

Задачі біомеханіки в загальному випадку мають нелінійний характер зв'язків між деформаціями та напруженнями. На даний час відомо не так багато робіт в яких використовуються нелінійні математичні моделі НДС біомеханічних систем [63–67]. Дослідження біомеханічних систем типу КСІ з анізотропними пружними, в'язкопружними та гіперпружними механічними властивостями біологічних тканин вибірково представлені в роботах [68–78].

Біомеханіка – наука, котра вивчає на основі ідей та методів механіки властивості біологічних об'єктів (м'язових і кісткових тканин), закономірності їх адаптації до навколишнього середовища, деформаційну поведінку та механічні рухи в них на всіх рівнях організації та в різних станах, включаючи періоди розвитку й старіння, а також при патологіях [79].

Основною задачею біомеханіки є визначення функціональних величин, що впливають на особливості розподілу напружень і деформацій у біомеханічних системах, вивчення закономірностей зміни параметрів фізичного та механічного стану біологічних структур при силових навантаженнях.

1.2. Методи дослідження міцності та функціональної надійності БМС

Перші роботи по біомеханіці зустрічаються ще за античних часів, так Арістотелем (384 – 382 рр. д.н.е.) був написаний труд «De Motu Animalium» «Про рух тварин», де тварини представлені як механічні системи. У часи епохи відродження, за своє життя, Леонардо да Вінчі (1452 – 1519 рр.) вперше досліджував анатомію людини в контексті механіки. В своїх працях він аналізував дію сили вздовж кісток та досліджував функцію суглобів – як шарнірів. А Галілео Галілей (1564 – 1642 рр.), досліджуючи кістки в перетині, відзначив ефективність полої будови кістки, яка дає максимальну її міцність при зменшеній масі. Великим поштовхом в формуванні фундаменту біомеханіки була ідея Рене Декарта (1596 – 1650 рр.), що система “людське тіло” – є звичайною машиною, яка працює за тими ж самими законами. Італійський фізіологіст і математик Джованні Альфонсо

Бореллі (1608 – 1679 рр.) був першим збагнувшим, що важелі опорно-рухового апарату збільшують рух, а не силу, таким чином м'язи створюють більшу силу ніж ту, яка припадає на кістки.

Поширення індустріальних революцій в провідних країнах світу XIX ст. значно пришвидшило розвиток інженерної механіки матеріалів та біомеханіки. Натхненні винайденням «головних напружень» французьким математиком і механіком Огюстеном Коші (1789 – 1857 рр.) інженер – залізничник Карл Кульманн і анатоміст Герман вон Мейер порівнювали розподіл ділянок напружень в стегновій кістці з тими, які присутні у подібних геометричних формах кранів рис.1.1.

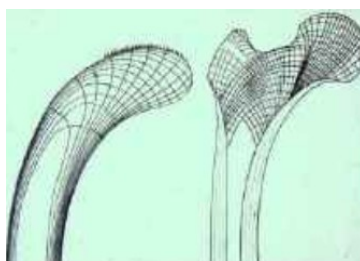


Рис. 1.1. Експериментальне порівняння градієнтів полів напружень у стегновій кістці та геометрично подібній формі крану [355]

На основі цього дослідження та новітніх досягнень в біомеханіці зародився, так званий, «закон Вольфа» (Юліус Вольф 1836 – 1902 рр.) про перебудову кісткової тканини, який зазначає, що кістка здорової особи чи тварини адаптується відповідно прикладеного до неї навантаження [80].

Кінець XIX – початок XX ст. в біомеханіці відзначений широким створенням і використанням фізичних моделей у дослідженнях в натурних експериментах. Моделі представляли гіпсові, пластмасові, трупні кістки різних ділянок тіла з штучними переломами, імплантати та апаратами для остеосинтезу, а також тяги, пружини та спеціальні механізми і машини для імітації сил, м'язів та зв'язок. До цих досягнень відносяться такі фамілії як Бонвіль (1865), Шпеє (1890), Лестгафт (1905), Газі (1914) та інші.

Для відтворення і дослідження рухів та особливостей функціонування жувального апарату створювали моделі із застосуванням різних матеріалів таких як: гіпс, пластмаса, тканини та кістки трупного походження та кістки тварин із переломами створеними штучним шляхом. Дослідження проводилось за допомогою

спеціального обладнання, що дозволяло створити умови подібні до фізіологічного навантаження.

Подальший розвиток експериментальних методів та досягнень механіки у другій половині XX ст. призвів до поширення методів фотопружності, електротензометрії та лазерної інтерферометрії для дослідження особливостей розподілу напружень і деформацій у біомеханічних системах. Кінець XX ст. відзначився впровадженням методів швидкого прототипування та застосування новітніх композиційних матеріалів для виготовлення штучних імітаційних моделей біологічних об'єктів. Низка фундаментальних досліджень була проведена у 70–90х роках для нижньої щелепи (Н. Luhr, М. Champy, В.И. Семенников, В.А. Загорський, І.М. Матрос-Таранець). Дослідження розподілу напружень і деформацій у протетичних конструкції (Є.І. Гаврилов, В.Ю. Курляндський).

З другої половини XX ст. розпочався бурхливий розвиток методів чисельного аналізу, завдяки яким стали можливими розрахунки будівельних конструкцій та деталей машин будь-якої складності при різних умовах навантаження.

До найбільш відомих в біомеханіці слід віднести проекційно-сіткові методи у формі методу скінчених елементів (МСЕ) [81–87]. Даний метод дозволяє звести вихідну крайову задачу біомеханіки до системи алгебраїчних рівнянь щодо дискретних значень шуканої функції у вузлах сітки, апроксимуючої задану область.

Розвиток метода пов'язаний з роботами закордонних авторів Р.Клафа, Х.Мартіна, Л.Толла, Дж.Аргіріса, Е.Вілсона, М.Айронса, У.Дженкінса, О.Зінкевича, Дж.Одена, Г.Стренга, Дж.Фікса, К.Батэ, Р.Галагера та інших. Значний внесок в теорію і практику МСЕ внесли також радянські вчені: А.В.Александров, В.Г.Корнеев, Л.А.Розін, В.А.Постнов, Н.Н.Шапошников, И.Я.Хархурім, Е.М.Морозов, А.Г.Угодчиков, Б.Е.Победря, И.Ф.Єршов, Б.А.Куранов, В.И.Мяченков, И.Ф.Образцов та українські дослідники: Д.В.Вайнберг, А.С.Кравчук, В.Г.Піскунов, А.Л.Квітка, Ю.Н.Шевченко, В.Г.Савченко, А.С.Сахаров, В.Н.Кислоокий, П.П.Ворошко, С.Э.Уманський, О.С.Цибенко, К.М.Рудаков та багато інших [13,14,16,17,20,25,30,92,99,147,151,205,207,378].

До основних переваг МСЕ слід віднести: – можливість автоматичної

дискретизації досліджуваних областей з границями різної кривизни; – природне врахування різних типів граничних умов, можливість врахування контактних умов, а також межі неоднорідностей матеріалів досліджуваних областей; – симетрію і гарну обумовленість матриць систем рівнянь МСЕ; – можливість використання широкого класу алгоритмів для врахування фізичної та геометричної нелінійності; – високий ступінь універсальності обчислювальних операцій; – наочну фізичну інтерпретацію результатів обчислень. МСЕ дозволяє з високою точністю визначати розподіл напружень, напрямки і величину деформацій в окремих об'ємах та точках (вузлах) моделі, запас міцності та особливості її руйнування при дії граничних навантажень [116,117]. Література, присвячена теорії та практичній реалізації МСЕ, вельми обширна. Вкажемо, тільки на найбільш повні видання, які містяться в роботах [88–112].

У ортопедичній біомеханіці МСЕ було застосовано в 70-х роках 20-го сторіччя. Мета проведених досліджень пролягала в оцінці співвідношення між механічними властивостями і морфологією кісткової тканини, а також в задачах оптимізації конструкцій імплантатів [113–115]. Але впродовж декількох десятиріч широке застосування СЕМ в біомеханіці було обмежено через відсутність на той час потужних комп'ютерів і програмних комплексів.

Сучасні дослідження біомеханічних систем широко використовують томографічне обладнання. Вперше запропонований Алланом Кормаком і Годфрі Хаунсфільдом у 1972 році метод комп'ютерної томографії дозволив отримувати зображення структур живого організму в залежності від ослаблення рентгенівського випромінювання щільністю біологічних тканин. Основними різновидами даного обладнання є магніто-резонансна томографія (МРТ), об'єктом використання якої є м'які структури живого організму, та комп'ютерна томографія (КТ), розроблена для відтворення знімків кісткових щільних структур. Томографічні сканери дуже поширені в медицині, це дороге обладнання виготовляється кращими компаніями світу, які спеціалізуються на виготовленні електронних пристроїв (Siemens [118], Philips [118], Hitachi [119], General Electric [120], Toshiba [121] та інші).

Окрему увагу в даний час привертають методи та програмне забезпечення для опрацювання знімків КТ/МРТ для відтворення реалістичних комп'ютерних моделей просторової та об'ємної геометрії об'єктів дослідження біомеханічних структур. Принцип дії оснований на опрацюванні послідовності знімків КТ/МРТ, створенні єдиної хмари точок, застосуванні інтерполяційних алгоритмів для формування поверхневого шару просторової геометрії та об'єму елементів біологічних структур. Вхідними даними є комп'ютерні формати зображень з полями точок(у більшості випадків DICOM [122] – стандарт сканерів КТ/МРТ для передачі даних). Серед існуючих варіантів стандартного програмного забезпечення для візуалізації даних біологічних тканин можна виділити Materialize Mimics [123], Siplant [124], 3D-Doctor [125].

Останнє двадцятиріччя відзначено появою низки універсальних обчислювальних систем, призначених для геометричного моделювання та інженерного аналізу процесів різної фізичної природи для суцільних середовищ. Програмні CAD системи геометричного проектування: Inventor [126], Solidworks [127], CATIA [128], КОМПАС [129], AutoCAD [130] є досить зручними при вирішенні задач таких як: створення реалістичних “збірок” елементів конструкцій біомеханічного походження; створення штучних переломів та розташування кісткових відламків; створення та позиціонування елементів остеосинтезу та імплантатів. CAE системи інженерного аналізу конструкцій використовуються для вирішення складних інженерних і наукових задач механіки суцільного середовища: ANSYS [133], NASTRAN [134], PATRAN [135], ADINA [136], ADAMS [137], MARC [138], ABAQUS [139], PRO/Engineer [131], UNIGRAPHICS [132].

Ефективне вирішення контактних задач біомеханіки стало можливим лише з розвитком потужного математичного апарату для розв'язання крайових задач механіки суцільного середовища у формі МСЕ і сучасних швидкодіючих ЕОМ. Поява останніх відкрила практично необмежені можливості для моделювання найскладніших фізичних процесів механіки суцільних середовищ. Математичне формулювання контактних задач теорії пружності, в'язкопружності та чисельні методи їх вирішення викладені в роботах [140–158].

Підвищений інтерес до неklasичних контактних задач біомеханіки останнім часом пояснюється, по-перше, їх актуальністю для потреб розвитку сучасної техніки і технологій, по-друге, наявністю потужної обчислювальної бази, що стимулює розвиток раціональних алгоритмів рішення.

З проведеного аналізу випливає, що перші роботи в області чисельного моделювання контактних задач механіки для сполучених неоднорідних середовищ відносяться до початку 70 -х років [159–164]. З тих пір з'явилося безліч алгоритмів. До теперішнього часу всю сукупність методів можна приблизно розбити на чотири великі групи: 1) група методів, заснованих на перетворенні матриць жорсткості контактуючих тіл за допомогою матриці перетворення, побудованої, з геометричних міркувань [165,166]; 2) методи, засновані на побудові матриці граничної податливості [167–170]; 3) зведення задач механіки про контакт декількох тіл до варіаційних рівнянь і їх розв'язок оптимізаційними методами (метод множників Лагранжа, метод штрафу, релаксаційні схеми) [171–173]; 4) методи, засновані на роздільному розгляді тіл з організацією ітераційного процесу з виконання умов сполучення тіл [174, 175].

Теоретичного обґрунтування методологічних питань ефективної розробки обчислювальних систем, орієнтованих на вирішення різних класів прикладних задач математичної фізики і біомеханіки, приділяється велика увага. Рекомендації щодо ефективної реалізації на ЕОМ проекційно - сіткових методів даються в роботах [175–198]. У СНД і за кордоном розроблено низку універсальних програмних систем, призначених для дослідження фізико- механічних процесів в елементах конструкцій на основі проекційно - сіткових методів з урахуванням довільної зміни властивостей матеріалів, різної геометрії розрахункової області і видів навантаження [199–231].

Інформаційне середовище інженерних комп'ютерних технологій в системах підготовки даних, проектування біомеханічних систем КСІ, імітаційного моделювання та інженерного аналізу їх біомеханічного стану повинно включати програмне забезпечення для розпізнавання даних комп'ютерних томограм біологічних об'єктів, геометричного моделювання поверхонь і об'ємів неоднорідних

тіл, ідентифікації фізико-механічних властивостей матеріалів побудови дискретних 3D моделей, сучасного графічного інтерфейсу користувача для обробки цифрової інформації і процесорів для розв'язку різного типу початково-крайових задач біомеханіки для контактуючих тіл на основі гіпотез механіки суцільного середовища.

Результати досліджень НДС біомеханічних об'єктів значно залежать від методичного забезпечення та експериментального обладнання. Методи розрахунку міцності та функціональної надійності БМС кісток людини з пошкодженими структурами представлені в роботах [357–362].

1.3. Структура біологічних тканин кінцівок та щелепи людини

Кістки кінцівок і щелепи людини виконують захисну і опорно-механічні функції. Кістка – неоднорідна багатошарова біологічна структура. Серед багатьох її функцій можна виділити захисну та опорно-рухову. Для спрощення дослідження міцності та функціональної надійності біомеханічних систем у більшості відомих робіт [232–237] виділяють два типи функціональних шарів кістки – кортикальний і спонгіозний.

Кортикальна кістка (щільна і компактна) є зовнішньою шаром всіх скелетних структур. Поперечний переріз складається з багатьох циліндрів (рис. 1.2) [238], створених концентричними кістними пластинками, в центрі кожного такого циліндра є гаверсовий канал, разом з яким вони складають гаверсову систему, чи остеон. Через один гаверсовий канал проходить одна артерія, вена, лімфатичний судини, нервові волокна. Кортикальна кістка складає 80% відсотків кісткової тканини людини.

До основних структур колінного суглобу відносять: кістки, хрестоподібні зв'язки, меніски, м'язи, нерви, кровоносні судини. Колінний суглоб формують дві довгі трубчаті кістки: стегнова (зверху) і велика гомілкорова (знизу). В передній частині колінного суглобу розташована невелика кістка округлої форми – надколінок (рис. 1.3).

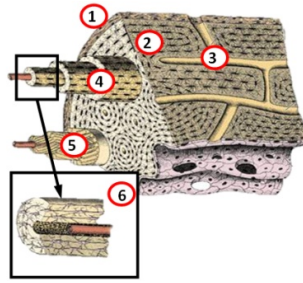


Рис. 1.2. Структура кістки людини: надкісниця (1); зовнішня радіальна ламель (2); канал волкмана (3); остеони (4); гвинтова хода колагенових волокон (5); кровеносні судини (6); ендоста (7)

Рух надколінка обумовлений натягом зв'язок та скороченнями стегнового м'яза. Складна траєкторія руху надколінка обумовлена його геометрією та геометрією пателофemorального заглиблення.

Суглобовий хрящ покриває кінці кісток в будь якому суглобі. Товщина суглобового хряща 5–6 мм. Функція суглобового хряща полягає в зменшенні сил тертя при руху суглоба, а також в амортизації ударних навантажень. Таким чином, суглобовий хрящ необхідний там, де виникає рух двох кісткових поверхонь відносно один-одного.

Меніски – це хрящові прокладки, які виконують роль амортизаторів в суглобі, а також стабілізують колінний суглоб і сприяють рівномірному розподілу зусиль по контактуючим поверхням. При русі в колінному суглобі меніски стискаються, їх форма та об'єм деформаційно змінюється.

Зв'язки кісток суглобу (рис. 1.3) – це щільні утворення із сполучної тканини, які необхідні для фіксації поверхні тіл кісток один з одним. Поблизу кожного колінного суглобу, в бокових відділах, знаходяться медіальна і латеральна колатеральні зв'язки. Вони додатково зміцнюють суглобову капсулу, обмежуючи бічні рухи в колінному суглобі [239–242].

Структура кісток нижньої щелепи людини (рис. 1.4) має змінний поперечний перетин по всій її довжині [243]. Анатомічно складна будова кістки має явно виражені лінії жорсткості вздовж кісток, зубні чашки та кровеносні канали. З основних шарів нижньої щелепи можна виділити кортикальний та спонгіозний. Кортикальна кістка служить для сприйняття функціональних навантажень, а спонгіозна для їх рівномірного розподілу по довжині кісткового каналу.

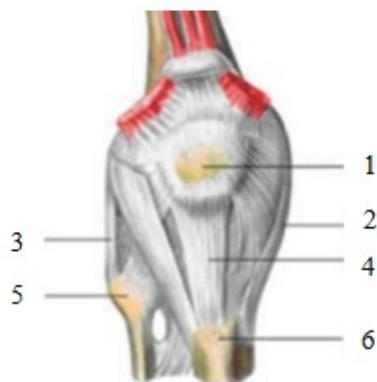


Рис. 1.3. Будова колінного суглобу людини: надколінок (1); велика гомілкорова коллатеральна зв'язка (2); мала гомілкорова коллатеральна зв'язка (3); зв'язка надколінка (4); бугристість малої гомілкової кістки (5); бугристість великої гомілкової кістки (6)

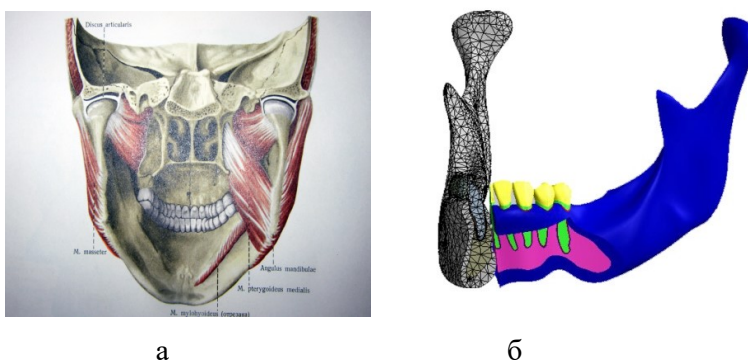


Рис. 1.4. Анатомічна структура (а) та імітаційна модель (б) нижньої щелепи із зубним рядом

В структурі конструкції зубів щелепи людини анатомічно виділяють коронкову частину (видима частина зуба), шийкову і корневу (знаходяться в щелепі). Всі зуби розташовані в кортикальних поглибленнях і утримуються за допомогою періодонтальних зв'язок, складених за структурою волокнистих тканин слугуючих для амортизації кінематичних переміщень зуба. За допомогою періодонтального зв'язкового апарату і рідинного вмісту її волокон корінь зуба і внутрішня кортикальна пластинка альвеоли щелеп максимально захищені від вертикальної і горизонтальної величини складової вектора силових перевантажень. Рецептори в тканинах пародонту дозволяють нормувати навантаження, створювану жувальними м'язами. Структурно виділяють наступні шари конструкції зуба: емаль, дентин, цемент, пульпа. Типи зубів в щелепі людини поділяють на різці, премоляри, моляри.

Макроскопічна будова зубів, різноманітна і визначається їх функцією, що сформувалася в процесі розвитку. У групі однокоренових зубів, розташованих в

альвеолярному відростку щелепи, коронка різця має виражену долотоподібну форму і орієнтована на відкушування і розрізування шматків їжі. Різці мають більший корінь і коронку та пристосовані для дроблення їжі. Моляри мають два корені та більше і не менше чотирьох горбків на їх коронці, яка слугує для розтирання і пережовування їжі. Жувальні навантаження і прийом різноманітної їжі викликали подібну диференціацію зубів за типом конфігурації коронки зуба та кількості коренів. Найвіддаленіші зуби мають 3 корені і сприймають найбільші функціональні навантаження [244,245].

Основними біомеханічними вимогами [292–295] до конструкції зуба є:

- механічна міцність власне твердих тканин зуба; – зносостійкість робочої поверхні;
- стійка система кріплення тканин пародонта зубів і сприйняття ними опорних силових реакцій.

1.4. Типи пошкоджень біологічних тканин кінцівок та щелепи людини

Середньостатистична частота переломів кісток людини на рік в світі складає 3,6 випадків на 100 чоловік, з них переважна більшість – переломи кінцівок, які складають для чоловіків – 3.1, для жінок – 2.5 випадків на 100 чоловік (Donaldson L. J., 2008). За даними медичних реєстрів, щороку в Україні 150 тис. людських травм потребує проведення оперативного лікування переломів кісток кінцівок та щелепи людини [246].

Пошкодження хрящів 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.

Пошкодження суцільності структури кісткових тканин характеризується травматичними переломами кісток кінцівок або щелепи людини, втратою чи зміною геометричної форми кортикального шару кісток щелепи при захворюваннях пародонта, м'яких тканин і зв'язок суглобів кінцівок людини, що забезпечують їх функціональність.

Причинами переломів кісток кінцівок або щелепи людини є надмірні не функціональні статичні та динамічні силові навантаження. Серед наслідків

вирізняють переломи, оскольчасті переломи, надломи, тріщини, зміщення кісткових відламків, вивихи, присутність сторонніх тіл (рис. 1.5).



Рис. 1.5. Різновидні типи пошкоджень кісток кінцівок людини внаслідок травматичних переломів

За літературними даними хрящова тканина може бути пошкоджена силами при ударі по суглобу [247]. Але епідеміологічні свідчення показують, що більш важливими при пошкодженнях хрящів є внутрішні сили, що генеруються м'язами ніг при активних глибоких згинаннях коліна [248,249]. Пошкоджені хрящова тканина та зв'язки колінного суглоба можуть також приводити до нестабільності надколінка, нерівномірного перерозподілу зусиль [250], що впливає негативно на форму міжвиросткової борозни стегнової кістки, надколінка, хрящових тканин, може приводити до вивиху надколінка і порушує функціональність колінного суглоба вцілому.

Меніск слугує для важливих функцій в колінному суглобі людини включаючи несівну здатність та передачу зусиль на його поверхні завдяки своїй складній геометрії (Walker and Erkman, 1975; Shrive et al., 1978; Radin et al., 1984, Fithian et al., 1990; Renstrom and Johnson, 1990; Setton et al., 1999). Пошкодження суглобового хряща становить 48–61,5% [251]. Пошкодження суглобового хряща призводить до дегенеративних змін суглобових поверхонь, за це відповідають збільшені пікові контактні зусилля та зменшення контактної зони [252–254].

Пошкодження пародонта у поверхні сполучення зубів кісток щелепи людини дуже поширені серед населення земної кулі. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я вони займають друге місце після карієсу [255–259]. Під пародонтом розуміють комплекс тканин, що утворюють морфологічну і функціональну єдність: ясна, альвеолярна кістка, періодонт і зуб (рис. 1.6).

Основними захворюваннями пародонта є пародонтоз і пародонтит, що призводять до зменшення висоти кортикального шару кістки щелепи, оголення та більшої рухливості зуба, послаблення механічних властивостей біологічних тканин навколо пошкодженої зони, а при тривалому дегенеративному процесі – втрати зуба [260–262].

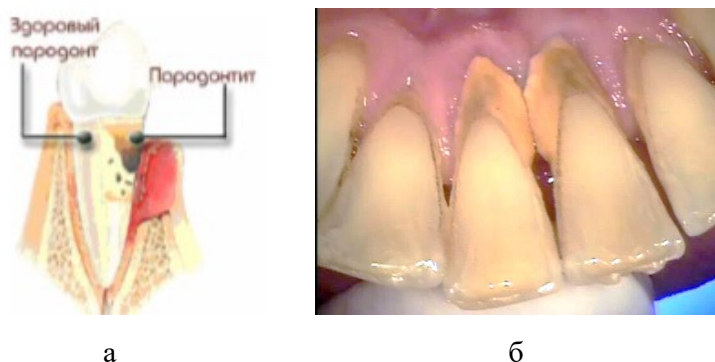


Рис. 1.6. Схема неушкодженого кортикального шару кістки щелепи (а) та її пошкоджень (б) при захворюванні пародонта

Внутрішні пошкодження біологічних тканин кісток щелепи та кінцівок людини є наслідком тривалих дегенеративних внутрішніх процесів [353]. Параметри пошкоджень визначаються деградацією біомеханічних властивостей кісткових тканин, що виражається у зміні їх характеристик опороздатності деформаціям та механічної міцності, в'язкопружності тканин біологічного походження при старінні та хворобах. Основними чинниками впливу є зміна мінерально-органічного складу кістки, зволоженість (гідратація), вік людини навантаженість кістки.

1.5. БМС ушкоджених кісток кінцівок, суглобів, щелепи та лікувальних пристроїв

Біомеханічна система остеосинтезу ушкоджених кісток та лікувальних пристроїв — спрощена копія їх структур, імітаційна модель кінцівок, суглобів, щелепи та штучних виробів (імплантатів, шурупів, пластин) для відновлення їх функціональних можливостей, за допомогою якої можна вивчати закономірності її НДС, міцності, несучої спроможності та функціональної надійності. Вона має ідентифіковані основні властивості, істотними для виконання біомеханічних

досліджень, але не включає в себе безліч деталей, які є не суттєвими для проведення досліджень даного класу задач.

При пошкодженнях нижніх кінцівок трубчатих кісток часто виникають ускладнення, від них залежать результати травматичних хвороб [263]. Літературні дані зарубіжних та вітчизняних авторів відносять даний вид переломів до основних [264–266]. Дослідження останньої чверті XX століття вказують на переважну більшість систем остеосинтезу перед консервативними методами [267, 268].

При остеосинтезі нижніх кінцівок людини використовують стержневі та шинуючі системи фіксації кісткових відламків рис.1.7.

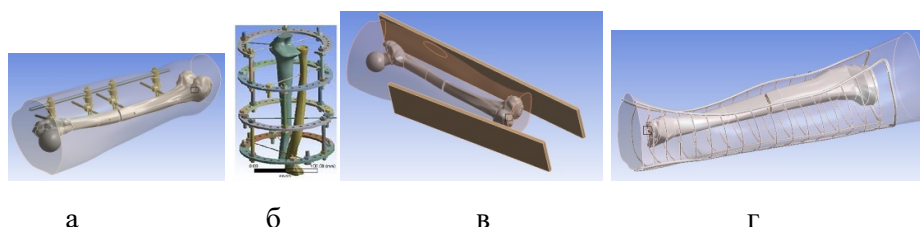


Рис. 1.7. Елементи остеосинтезу для нижніх кінцівок людини: зовнішні стержневі системи фіксації кісткових відламків(а,б); шинуючі конструкції (в,г)

Для відновлення функціональності щелепи людини при пошкодженнях структур кісток використовують металеві елементи остеосинтезу (рис. 1.8), які повинні відповідати необхідним параметрам біосумісності, жорсткості, міцності, мати малу вагу та естетичну відповідність.

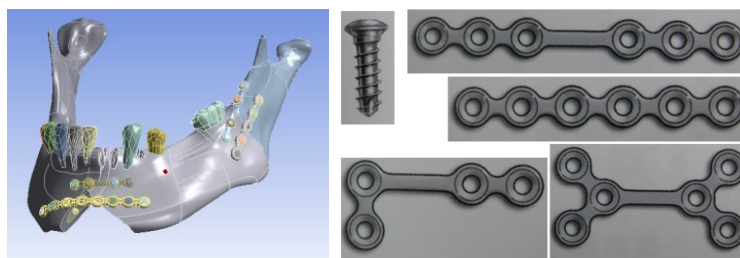


Рис. 1.8. Біомеханічна система “щелепа людини з пошкодженнями та елементами остеосинтезу”. Типові титанові пластини

При пошкодженнях кортикального шару нижньої щелепи людини, що приводять до збільшення зусиль, надмірної рухливості зубного ряду, як наслідок, до можливої втрати зубів – застосовують шинуючі конструкції, для обмеження переміщень зубного ряду, та відносних переміщень зубів (рис. 1.9).

Застосування дентальних внутрішньокісткових імплантатів відкрило нові можливості в конструюванні зубних протезів. Головною перевагою дентальної імплантації є створення умов для незнімного протезування, в тому числі при повній відсутності зубів або при значних дефектах зубних рядів. Крім того, внутрішньокісткові імплантати можуть використовуватися для підвищення якості фіксації знімних протезів [269–273]. Досвід використання дентальної імплантації в Україні та за її межами знайшов відображення у численних публікаціях, які в основному стосуються клінічної ефективності різних видів імплантатів, методик імплантації, а саме: безпосередньої, відстроченої, в умовах дефіциту кістки, при безпосередньому навантаженні імплантатів, а також лікуванню періімплантиту та методам його профілактики [274–277, 410]. На даний час відома велика кількість зубних імплантатів (рис. 1.10) в яких реалізовані різні підходи до вирішення задач створення оптимальної біомеханічної системи “зубний імплантат-щелепа”.

Біомеханічна система опорно-рухового апарату колінного суглобу кінцівок людини складається з рухливо з'єднаних твердих, пружних тіл кісток хрящів і гнучких зв'язок. Кінематика навантаження біомеханічної системи даного типу визначається в залежності від кута нахилу суглоба, сили натягу бокових зв'язок, форм надколінка та борозни стегнової кістки, стану хрящових тканин.

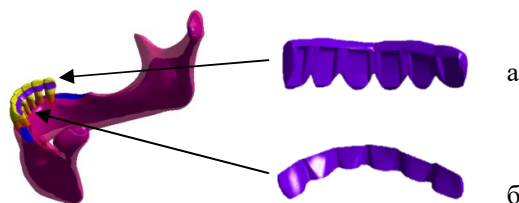


Рис. 1.9. Біомеханічна система “щелепа людини з елементами фіксації зубного ряду” за допомогою зовнішньої шини (а) та внутрішньої шини (б)

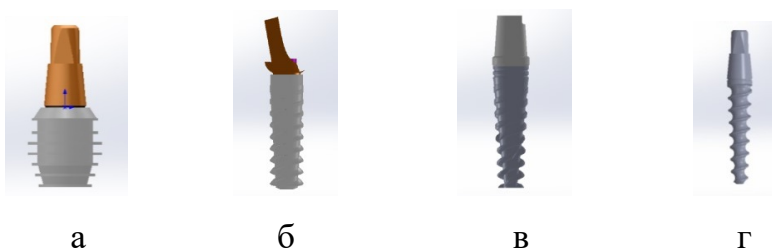


Рис. 1.10. Типові зубні імплантати: бочкоподібний роз’ємний (а); двохвісьовий, роз’ємний (б); одновісьовий, роз’ємний (в); моноблок (г)

1.6. Біомеханічні властивості біологічних матеріалів кінцівок та щелепи людини

Біологічна тканина кістки є головною складовою частиною кісток кінцівок і щелепи людини та представляє собою мінерально-органічний композит зі складною структурою. Матеріал кісток складається з органічної частини, представленої клітинами, міжклітинною речовиною і волокнами колагену, а також мінерального неорганічного матриксу, утвореного в основному з фосфатів кальцію. Основні клітини кістки, остецити, способом переплетення своїх відростків створюють разом з білком колагеном механічний пружно - еластичний каркас.

Органічний матрикс (клітини і колагенові волокна) дають кісткам гнучкість і еластичність, а мінеральний відділ – твердість і крихкість. Залежно від співвідношення органічного та неорганічного складових кістки її біомеханічні характеристики у фізіологічних (старіння організму) і патологічних умовах (хвороби) є динамічною величиною. Кістка, яка позбавлена органічних речовин є надзвичайно крихкою, а демінералізована кістка набуває еластичні властивості. Це означає, *що кісткова тканина є міцним конструкційним композитним матеріалом лише при певному поєднанні мінерально-органічних компонентів, що входять до неї* [353].

Пластинки, що формують структуру кістки в процесі життєдіяльності кісткових клітин, представляють собою склеєні сильно мінералізованою аморфною речовиною пучки колагенових волокон однакової товщини і спрямовані в одну сторону. У сусідніх пластинках волокна розташовані в іншому напрямку, що надає пластинчастій кістці додаткову міцність. У губчастій речовині кісток пластинки утворюють балки, що йдуть у різних напрямках і утворюють регулярну сітку, а в кортикальній речовині – системи пластинок [353]. Механічні властивості кістки визначаються головним чином, складом твердої фази і біомеханічними характеристиками її компонент [353].

Класифікація кісткової тканини на кортикальну і губчасту (С. Е. Mish 1993) заснована на відносній щільності, тобто відношенні щільності відповідного зразка до щільності повної кістки ($\sim (1900 \pm 100) \text{ кг/м}^3$ – кортикальний шар,

$\sim (1500 \pm 100) \text{ кг/м}^3$ – губчастий шар). Відносна погонна щільність губчастої тканини кістки коливається від 5 до 70 кг/м^2 відповідно з пористістю, що змінюється в межах 30–90%. Відносна погонна щільність кортикальної тканини кістки варіює в межах $70\text{--}95 \text{ кг/м}^2$. Очевидно, що різниця між кортикальною тканиною кістки низької щільності і губчастої тканиною кістки високої щільності досить довільна. Проте, біомеханічні властивості двох типів тканини кістки різні. Кортикальна частина кістки більш жорстка, ніж губчаста, витримує більші механічні напруження, але має меншу відносну деформацію до межі зусиль розриву. Завдяки своїй пористій структурі губчаста тканина кістки має велику здатність до накопичення потенційної енергії деформації.

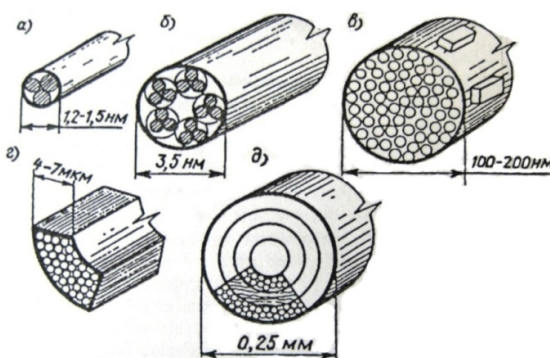


Рис. 1.11. Схеми рівнів організації кісткової тканини за Кнетс І.В., 1980 [84] а) молекула тропоколагену з кристалами гідроксиапатиту, б) мікрофібрила колагену та неорганічні кристали, в) коллагенове волокно, г) кісткова пластинка (ламела), д) остеони і трабекули

При старінні відбувається зменшення мінеральної щільності кістки, а її збільшення відзначається в результаті важких фізичних вправ і після лікування з використанням певних терапевтичних засобів. Зміни в геометрії кісток спостерігаються при ліквідації переломів і старінні. Гідродинамічні параметри та хімічний склад рідини кровоносних каналів кістки багато в чому формують органічний матрикс твердих тканин і визначають їх крихкість. У порівнянні з матеріалами технологічного виготовлення кістка може змінювати свої біомеханічні властивості і геометрію у відповідь на зміну механічних навантажень [353].

Біомеханічні властивості кортикальної кістки змінюються з віком. У дитячому та юнацькому віці людини, коли триває зростання кісток, модулі пружності і зсуву, а також граничні величини напружень, при яких відбувається руйнування кісткової

тканини зростають, а після досягнення 20–25-річного віку ці показники починають поступово знижуватися. Граничні величини деформації, що приводять до руйнування кісток змінюються інакше – максимум у новонароджених, потім різке зниження цих показників (до 20–25 років) і далі плавне зниження.

При різних видах і швидкості деформації компактна речовина кісткової тканини, яка формує середню частину трубчастих кісток, характеризується як лінійною, так і нелінійною залежністю напруження-деформація в певному часовому діапазоні, анізотропією пружних властивостей і характеристик міцності, здатністю до структурної перебудови під дією силових навантажень [353]. Анізотропія проявляється суттєвою залежністю цих властивостей від напрямку навантаження, нелінійність – пониженням модуля пружності матеріалу з підвищенням рівня напружень. Анізотропія величин руйнівних напружень більше проявляється при розтягуванні, ніж при деформаціях стиску або кручення.

В зонах остеосинтезу кісткових відламків кінцівок, щелепи людини або розташування імплантатів утворюється в малих об'ємах окремий вид кісткових відновлюваних тканин, так звана регенеративна кісткова тканина [353]. Її механічні властивості досить швидко змінюються протягом перших місяців утворення в місці травми. У процесі формування повноцінної кістки, в регенеративній тканині проходять процеси створення нових остеонів, тому через півроку – рік жорсткість кістки збільшується і наближується до жорсткості не травмованої кістки (у молодій людини).

Таким чином, з точки зору механіки суцільного середовища кістка може розглядатися **як двохфазний в'язкопружний композитний матеріал**, в якому одна фаза представлена мінералом, а інша – колагеном та органічною речовиною. При цьому загальні комбіновані властивості такого мінерально-органічного композиту завжди є міцнішими, ніж будь-які з цих речовин окремо.

Дослідження механічних властивостей кісток були розпочаті понад 100 років тому. Через складність та/або неможливість проведення натурних експериментів, історично перші дослідження проводились для взірців кісток тварин щурів, свиней та трупних кістках людини. Такі обмеження хоча і не давали повної картини про

біомеханічні властивості живої тканини людини але мали фундаментальний характер про пізнання нового матеріалу, який порівнювався з відомими конструкційними матеріалами (металами, композитами, полімерами тощо).

В основі дослідження механічних властивостей кісткової тканини лежать різноманітні випробування зразків кісток під навантаженням. Для кісткових тканин з неоднорідними анізотропними характеристиками вони відрізняються на різних ділянках кінцівок і щелепи та змінюються в широкому діапазоні у різних пацієнтів залежно від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини, біомеханічних параметрів (мінералізація, вологість, пористість). В зв'язку з цим в літературі (табл. 1.1) існують значні розбіжності у визначенні основних механічних констант і ступеня механічної анізотропії навіть для неуразеної кісткової тканини. При захворюваннях і травмах її жорсткість і міцність може змінюватись на порядок і більше, крім того, особливості її механічної поведінки можуть змінюватись якісно. Патологічні процеси призводять до утворення кістки з аномальною структурою і механічними властивостями, що не відповідають нормальній кістковій тканині.

З механічної точки зору, кортикальний шар несе на собі більшу долю навантаження; спонгіозний шар – слугує пружною основою під оболонкою кортикального шару для більш рівномірного розподілу градієнтів напружень. Завдяки специфічній будові кістки в різних частинах її компактного та губчатого середовища присутні так звані контрфорсні лінії жорсткості, вздовж яких одна з компонент модулів пружності є більшою за дві ортогональні до неї [353].

Особливості біомеханіки кістки зумовлюють велику варіацію експериментальних даних щодо величин пружних констант кісткової тканини кінцівок та щелепи, наявний в літературі [302–317]. Модулі пружності кортикальної кістки визначені в різних дослідженнях коливаються від 4 до 20–22 ГПа, а губчастої – від 0,05 до 1,5 ГПа і більше. Величина коефіцієнту Пуассона для різних типів кісткової тканини і в різних напрямках також коливається в межах 0,05–0,48.

Кісткова тканина людини за результатами більшості досліджень є ортотропним матеріалом. Головні вісі жорсткості кісткової тканини кінцівок та щелепи людини визначаються орієнтацією остеонів в кортикальній кістковій тканині і балочок в

губчастому шарі кістки. Максимальна жорсткість кістки співпадає за напрямком з орієнтацією більшості структурних одиниць кісткового матриксу (рис. 1.12а,б).

За даними експериментальних досліджень [367] встановлені співвідношення модулів пружності в напрямках головних вісей ортотропії кісткової тканини щелепи: для кортикальної кістки: в середньому $E_1:E_2=1,62$; $E_2:E_3=1,23$, для губчастої кістки $E_1:E_2=1,73$; $E_2:E_3=1,97$.

Аналогічно пружним властивостям міцність матеріалу кісткової тканини також залежить від типу навантаження і напрямку деформації. Уздовж поздовжньої осі кістки вона набагато вища, ніж для її поперечних площин. В інтервалі 20 – 90 років міцність кістки на розтягування і модуль пружності зменшуються приблизно на 2% за десятиліття, приблизно з 140 МПа в 30 років до 120 МПа в 90 років. За той же самий період модуль пружності зменшується з 17 ГПа до 15,6 ГПа [353].

Провести прямі вимірювання біомеханічних властивостей кісток зі структурно-анатомічною цілісністю і фактичними фізіологічними властивостями досить складно. Дослідження механічних властивостей кісток були розпочаті понад 100 років тому. Через складність та/або неможливість проведення натурних експериментів, історично перші дослідження проводились для взірців кісток тварин щурів, свиней та трупних кістках людини. Такі обмеження хоча і не давали повної картини про властивості живої тканини людини але мали фундаментальний характер про пізнання характеристик нового матеріалу, який порівнювався з відомими конструкційними матеріалами (металами, композитами, полімерами, тощо).

В основі дослідження механічних властивостей кісткової тканини при дії статичних та динамічних навантажень лежать різноманітні випробування зразків з фізіологічними характеристиками максимально наближеними до біологічних живих тканин. На даний час, численні дослідження у даному напрямку та відомі публікації [294, 297, 366] містять значні розбіжності у величинах основних констант механічних властивостей кісток людини. Це пов'язано із відсутністю єдиних стандартизованих підходів до механічних досліджень кісткових тканин людини, що

впливає у свою чергу на ступінь розуміння об'єктів дослідження та адекватність імітаційних моделей.

Кістки стегна, гомілки та надколінка колінного суглобу людини сполучені на відповідних контактних поверхнях заданого профілю їх кінцівок за допомогою біологічних тканин зв'язок, менісків і хрящів, що також мають відповідні мінерально-органічні компоненти структури композиційного матеріалу (рис. 1.12).

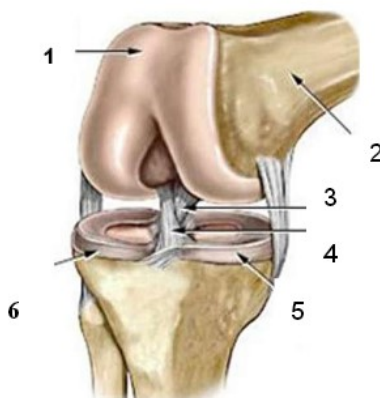


Рис. 1.12. Будова колінного суглобу людини [517]: 1 – суглобовий хрящ; 2 – стегно; 3– задня хрестоподібна зв'язка; 4– передня хрестоподібна зв'язка; 5, 6 – медіальний та латеральний меніски

Меніски колінного суглоба являють собою хрящові прокладки, які виконують роль амортизаторів в суглобі, стабілізують кінематику колінного суглоба і збільшують конгруентність суглобових поверхонь. При рухах кісток в колінному суглобі меніски деформуються, їх форма змінюється. Про властивості механічної міцності менісків в літературі є тільки поодинокі відомості (Е. Pfeil, 1966). Ці дані уривчасті і не дають цілісного уявлення про їх біомеханічні властивості.

Хрящі суглобів товщиною близько 5–6 мм є сукупністю живих тканин, що мають складну, неоднорідну, пористу, багат шарову структурну організацію І.В. Кнетс (1980). Функція суглобового хряща полягає у зменшенні сил тертя при русі в суглобі, а також в амортизації ударних навантажень. Їх фізико-механічні характеристики проявляють неоднорідні, анізотропні, (за деякими дослідженнями) пороеластичні [278] в'язкопружні властивості [279], що змінюються у часі та залежать від навантаження тканин та біологічного стану, наприклад, гідратації (зволоження) та віку (мінералізація кісток). З 90-х років минулого століття відомі

дослідження міцності хрящової тканини, включаючи методи знаходження реакцій зусиль [280, 281] та використання тензодатчиків [282]. Додаткові дослідження були проведенні *in vitro* для отримання механічних характеристик хрящів людини та тварини [283–287]. Будова і функції хрящової тканини передбачають високі експлуатаційні характеристики хрящів в умовах деформацій стиску.

Біомеханічні властивості зв'язок колінного суглобу детально вивчені в роботах [288–291].

Збереження міцності зубів людини є основним завданням, на вирішення якого спрямовані зусилля стоматологів. Зуби щелепи людини представляють собою багат шарову тривимірну складну конструкцію з неоднорідними біомеханічними властивостями матеріалів (рис. 1.13), у якій кожен шар виконує власну специфічну функцію. Механічна міцність та функціональну стабільність зубів забезпечується за рахунок геометрії поверхні механічного навантаження та кількості коренів (від одного до чотирьох у різців, іклах, премолярах і молярах), які визначають площу поверхні спряження зі щелепою та просторове положення відносно діючих сил, складній структурній організації, жорсткості системи зубів щелепи.

Кожен зуб покритий високоміцним тонким поверхневим шаром, що оберігає кісткову тканину дентину зуба від дії точкового механічного навантаження, сприяє зменшенню градієнтів напружень дентину та однорідності передачі зусиль на кістку щелепи, причому міцність шару емалі забезпечується на ультра-, мікро- і макрорівнях.

Анатомічно розрізняють (рис. 1.13) коронку зуба (виступаючу над яснами частину зуба), корінь зуба (частина зуба, розташована глибоко в альвеолі, що покрита яснами) і шийку зуба – ділянка з найбільш тонкою емаллю, що представляє собою перехідну зону коронки в корінь зуба. Зуби утримуються в кісткових тканинах щелепи за допомогою періодонтальної зв'язки (ПДЗ). Вона являє собою тонкий волокнистий з'єднувальний шар колагенової тканини товщиною близько 0,22 мм на границі між зубами і щелепою, що заповнена рідиною. Морфологічна будова періодонта забезпечує фізіологічну рухливість зубів в нормі, яка коливається

від 30 до 100 мкм, причому вона визначається як в горизонтальному, так і в трансверсальному напрямку.

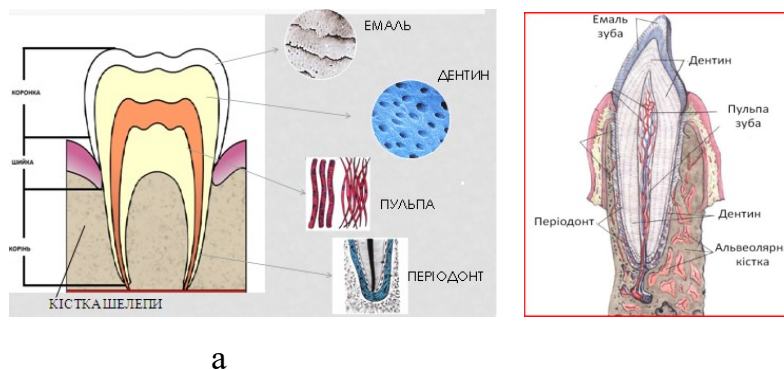


Рис. 1.13. Типова структура біологічних тканин зуба премоляра щелепи людини (а) та сагітальний перетин зуба різця і пародонту (б) [518]

За допомогою біологічної структури побудови ПДЗ механіко-гідравлічного типу корінь зуба і внутрішня кортикальна поверхня альвеоли щелеп максимально захищені від механічних перевантажень. Рецептори в тканинах ПДЗ призначені нормувати величини силових навантажень, що створюють м'язи щелепи.

Основними біомеханічними характеристиками [292–297] конструкції та матеріалів зуба є: – механічні властивості твердих тканин дентину та емалі; – зносостійкість робочої поверхні емалі; – стійка система кріплення тканин ПДЗ до поверхні дентину зуба і сприйняття ним опорних реакцій.

Міцнісні характеристики дентину почали вивчати з кінця XIX століття [298]. Характеристики механічної міцності дентину, залежать від виду напружено-деформованого стану, стану вологості, мінералізації, віку та істотно відрізняються від властивостей більшості природних і синтетичних матеріалів. Так при стисненні його властивості можуть змінюватися за ознаками від крихкого до пластичного матеріалу, тоді як при вигині він веде себе як крихкий матеріал. Дана властивість дозволяє дентину функціонувати зі значними мікропошкодженнями при величинах напружень до 350 МПа [299], тоді як при деформаціях згину, руйнування відбувається при значно менших напруженнях після зародження тріщини.

Не зважаючи на соціальну значущість проблеми, варіація їх величин в літературі достатньо велика [300, 301], хоча експериментальна техніка вимірювань вдосконалюється.

Опубліковані в літературі експериментальні дані біомеханічних характеристик та кісток щелепи і кінцівок та біологічних тканин суглобів людини зведені у табл. 1.1–1.3.

Наслідком опору деформаціям біологічних тканин при силовому навантаженні ушкоджених кісток щелепи та кінцівок людини з лікувальними пристроями є перерозподіл напружень в околі штучних елементів з'єднань, що може призвести до зміни конфігурації сполучених елементів, втрати функціональності (міцності, функціональної надійності) системи сполучених тіл, зміни структури тканин кісток при наявності концентраторів напружень [352].

Напруження кісткових тканин мають різну природу та функції в організмі людини. Окремо можна виділити напруження механічного та біологічного походження.

Механічні напруження викликані дією силових навантажень біологічних об'єктів. Прикладами можуть бути напруження в хрящах наколінка та стегнової кістки при згинанні коліна, напруження в зубах та щелепі при відкушуванні їжі, напруження в кістках ніг при ходьбі та інші. Функція цих напружень – чинити опір зовнішнім навантаженням не втрачаючи функціональності біологічних тканин. При цьому залишкові напруження в кісткових тканинах, що виникають після зняття навантажень, слугують для рівномірного перерозподілу градієнтів напружень та впливають на ріст біологічної тканини.

Теплові напруження в кісткових тканинах є наслідками переохолоджень чи нагріву окремих зон біологічних тканин та впливають на стан БМС і навіть призводять до пошкоджень в них. Основні три випадки виникнення теплових напружень [352]:

1. Нагрів зони з імплантатами при поляризації цементуючої речовини;
2. Надмірне тертя між елементами біомеханічних систем при нормальному функціонуванні;
3. Інтенсивний нагрів кістки під час сверління, розпилювання при ортопедичних операціях.

Таблиця 1.1

Ізотропні механічні властивості матеріалів біологічного походження

Матеріал біологічних тканин	Модуль пружності Е, ГПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Жорсткість, Н/мм	Границя міцності, σ_B , МПа	Джерело
Кортикал (Щелепа)	10,000–20,000	0,25–0,30	--	100,0	[302–315] [364–367]
Спонгіоза (Щелепа)	1,000–2,000	0,30–0,45	--	8,0	[302–313, 316–317, 367]
Емаль	2,000–84,000	0,28–0,33	--	--	[318]
Дентин	15,000–21,000	0,23–0,31	--	235,7–352,5	[319–322] [371–374]
Періодонт	0,002–9,800	0,45–0,49	--	--	[323–336]
Хрящ (Колінний суглоб)	0,005	0,46	--	--	[337–339]
Меніск (Колінний суглоб)	0,059	0,49	317±108	42,4–94,4	[340]
Зв'язки (Колінний суглоб)	--	--	3–7	--	[341]

Таблиця 1.2

Анізотропні механічні властивості кісткових тканин щелепи та кінцівок людини

Матеріал біологічних тканин	E_1 , ГПа	E_2 , ГПа	E_3 , ГПа	G_{12} , ГПа	G_{23} , ГПа	G_{31} , ГПа	ν_{12}	ν_{23}	ν_{31}	Джерело
Кортикал (Нижні кінцівки)	6,91–18,8	8,51–18,8	17,5–27,4	2,41–7,17	3,3–8,71	3,3–8,71	0,312–0,58	0,12–0,31	0,14–0,31	[342–345]
Кортикал (Щелепа)	12,5–26,6	12,6–17,9	12,5–19,4	4,85–7,1	5,3–5,7	5,3–5,7	0,28–0,3	0,18–0,25	0,31–0,39	[346, 347]
Спонгіоза (Щелепа)	0,780–1,15	0,21–0,480	0,245–1,15	0,260–0,430	0,068–0,180	0,068–0,155	0,055–0,3	0,01–0,31	0,2–0,32	

Таблиця 1.3

Границі міцності кісткових тканин щелепи та кінцівок людини

Матеріал біологічних тканин	σ_B , МПа, розтяг	σ_B , МПа, стиск	σ_B , МПа, зсув	σ_B , МПа кручення	Джерело
Кортикал (Нижні кінцівки)	133±11,7	193±3,9	68±3,7	--	[348–351]
Спонгіоза (Нижні кінцівки)	--	0,98–22,5	--	--	
Кортикал (Щелепа)	100–120	120–200	--	90–100	
Спонгіоза (Щелепа)	--	3–15	--	--	

Ростові напруження є результатом біологічної структурної перебудови і росту організму, його адаптації до навантажень та навколишнього середовища. Для розуміння цього процесу, згідно теоретичного дослідження [352], поява напружень у зростаючому об'ємі пояснюється як результат не сумісного росту окремих його частин. Завдяки такій постановці ростові напруження відносять до залишкових напружень [352].

Кісткові тканини при різних швидкостях деформування поведуть себе по-різному. При функціональних силових навантаженнях кісток, що відбуваються в секундних інтервалах часу, тут мають місце домінуючі пружні дефоормації. Для кісток людини, що мають силове навантаження у хвилинному діапазоні часу механічні характеристики головним чином пов'язані із вираженими в'язко-пружними властивостями кісток.

В'язкопружні (реологічні) властивості кісткової тканини визначаються її густиною, мінеральною насиченістю та особливостями мікроархітекτονіки. Значний вплив на них чинить вік, ступінь гідратації тканини, структурно-функціональний стан кістки. В молодому віці реологічні властивості кісткової тканини вищі, що пов'язують з більшим вмістом води, більшою інтенсивністю іонообмінних процесів, особливостями структури органічного компоненту матриксу та більшим вмістом аморфного фосфату кальцію в неорганічній фазі кісткової речовини.

Практичне значення врахування релаксації напружень в біомеханіці кісток зумовлено широким застосуванням лікувальних пристроїв, що здійснюють тривале дозоване силове навантаження кісткової тканини або створюють в ній ділянки концентрації напружень з метою переміщення кісткових уламків або окремих зубів, підвищення стабільності систем імплантат-кістка, впливу на процеси репаративної регенерації та перебудови кістки для досягнення певного лікувального ефекту. Будь-який конструктивний елемент, що має різьбу (шуруп, імплантат, тощо) при вкручуванні в кістку спричиняє виникнення локальних напружень і деформацій. Такі тіла визначають стабільність фіксації імплантату і жорсткість системи імплантат-кістка. Клінічний досвід свідчить, що з часом стабільність фіксації змінюється. Це зумовлено, як в'язко-пружними властивостями кістки, так і

біологічними процесами перебудови кісткової тканини навколо імплантату. При цьому процеси релаксації напружень в кістковій тканині протікають значно швидше за біологічні процеси резорбції і формування кісткової тканини і здатні суттєво впливати на них за рахунок п'єзоелектричних ефектів, що виникають в локально напружених зонах кістки [353].

Проведені авторами роботи [354] експериментальні дослідження взірців кісткових тканин свідчать, що процес релаксації напружень для кортикального та губчастого шару кістки при компресійних навантаженнях відбувається за експоненціальним законом. Найбільш інтенсивно напруження в зразках кісток зменшуються протягом першої хвилини, а в наступному цей процес суттєво уповільнювався при наближенні до певного граничного значення. Встановлено, що для різних типів кісткової тканини притаманні різні швидкості і величини релаксації напружень. Водночас для всіх типів кісткової тканини процес релаксації напружень може бути з високою точністю описаний однотиповими рівняннями експоненційного закону, згідно узагальненої моделі в'язко-пружного тіла Максвела [354].

Силові навантаження, що приводять до напружень, які перевершують границю міцності приводять до переломів кістки. Надмірні величини силових навантажень, що перевершують границю пропорційності приводять до резорбції та атрофії кісткових тканин. Зони резорбції кісткових тканин заповнюються з'єднувально-тканинними елементами. При навантаженнях помірної інтенсивності спостерігається перебудова кісткових тканин, збільшення їх об'єму та мінеральної насиченості (закон Вольфа) [355].

Щоб не виникали клінічні проблеми, кісткова тканина повинна функціонально навантажуватися. Локалізація механічних напружень послаблює несівну спроможність кісткових тканин в зонах, де деформації від силових навантажень мінімальні. Кістка, яка мало навантажується або деформується тільки на стиск, відчуває біологічні зміни, які призводять до її деградації (резорбції) [353].

Механічна поведінка кістки визначається трьома основними параметрами:

1. біомеханічними властивостями кісткової тканини.
2. співвідношенням за об'ємом

та просторовим розташуванням різних типів кісткової тканини (архітектоніка кістки, характеристиками жорсткості). 3. біологічним потенціалом кістки, що визначає її здатність до адаптації та відновлення зруйнованих структур після механічного втручання та в умовах силового навантаження.

1.7. Фізико-механічні характеристики імплантаційних матеріалів

У разі заміщення твердих тканин організму (кістка, зуби) на штучні вироби (імплантати) або необхідності механічного з'єднання кісткових відламків спеціальними конструкціями фіксаторів (штифти, шурупи, пластини) їх жорстка біологічна фіксація завжди залишається головною метою імплантології і проблем остеосинтезу. Основними завданнями при розробці конструкцій даного типу є: 1) пошук надійних способів їх фіксації до тканин організму, що забезпечують тривале надійне функціонування; 2) пошук матеріалів, які мають відповідні фізико-механічні властивості та біосумісні характеристики, викликають мінімальну реакцію оточуючих тканин.

Метали з нержавіючої сталі, цирконієва кераміка, композити (Ti-6Al-4V, ZrO₂) складають один з найважливіших класів матеріалів, що застосовуються в медицині 21 століття при виготовленні конструкцій імплантатів та лікувальних пристроїв в стрижневих і пластинчастих системах остеосинтезу кісткових відламків кінцівок і щелепи людини, відновлення функціональних можливостей ушкоджених твердих кісткових тканин щелепи. Фізико - механічні характеристики матеріалів даного типу повинні мати властивості: 1). високої біосумісності (біологічно інертний матеріал не викликає побічних клінічних проявів); 2). корозійної стійкості (здатність матеріалів чинити опір корозії); 3). біоінертні (хімічно інертний матеріал, який не викликає побічних клінічних проявів); 4). немагнітний (власне магнітне поле матеріалу відсутнє); 5). низької теплопровідності (коефіцієнт теплопровідності має кореляцію з малим відхиленням до біологічних тканин); 6). малості термічних деформацій (коефіцієнт лінійного термічного розширення малий); 7). відсутністю токсичності (показник безпеки в медицині).

Задача надійного і міцного біомеханічного сполучення конструкції імплантату або фіксатора для кісткових відламків в біологічній тканині може бути частково вирішена, якщо будуть реалізовуватися зв'язки між імплантатом і живою тканиною: 1) механічного зчеплення в результаті приростання біологічних тканин до відповідної форми імплантату; 2) біологічного типу взаємодії штучних і живих систем, пов'язаний з процесами клітинного ремоделювання та інтегрування структури імплантату в біологічну тканину. Останній тип зв'язку можливий, якщо хімічний склад поверхні імплантату наближається до біомеханічних характеристик живої тканини.

Кісткова структура біологічної тканини є одночасно в'язкопружною та еластичною, тому вимагає застосування матеріалів імплантатів та шурупів, фіксаторів лікувальних пристроїв з адекватними пружними властивостями. З точки зору біомеханіки, якщо імплантат перешкоджає правильному силовому навантаженню кістки, то виникає проблема скін-ефекту великих градієнтів напружень в зонах сполучення з кістковими структурами.

При функціональному циклічному силовому навантаженні будь-який металевий імплантат або фіксатор, жорстко закріплений у кісткових тканинах, буде з їхнього боку піддаватися знакозмінній деформації, що за величиною значно перевершує можливості штучних матеріалів. Наприклад, знакозмінна зміна форми в металах без залишкової деформації допускається в межах 0,3 – 0,5 % [376]. Відомо, що зміщення на міжфазній поверхні спряження “кісткова тканина – імплантат” не повинно перевищувати приблизно 30 мкм [375], інакше проростання кісткової тканини в структуру імплантату пригнічується. Рух імплантату щодо кістки на більшу величину приводить звичайно до утворення фіброзної тканини або помилкового суглобу.

Метали і сплави являють собою полікристалічні тіла, що складаються з хаотично розташованих з випадковими утвореннями форми кристалітів – зерен. Розміри зерен дуже малі: в 1 см³ – мільйони зерен. Міцність металів (сплавів) визначається міцністю самих зерен і міцністю границь зерен. Зерна одного металу мають, як правило, один тип кристалічної решітки, тобто регулярне розташування

атомів в просторі зерна є цілком визначеним. Рисунок границь зерен для кожного металу також свій. При цьому на границі між зернами існує безліч порожнеч або безліч скупчень домішок та інших дефектів, які утворилися через неминучі порушення порядку атомів у площинах зіткнення зерен. Дефекти мають і самі зерна, в просторі яких є домішки, порожнечі, безліч інших порушень в структурі розташування атомів. Руйнування металевих імплантатів відбувається, як правило, по межах зерен, як по найбільш дефектним місцям. У мікротріщини може проникати тканинна рідина, що приводить до процесів корозії. При цьому в умовах силового циклічного навантаження міцність корозійно - стійких матеріалів істотно знижується. Руйнування металу від втоми відбувається раптово, внаслідок накопичення незворотніх змін, які призводять до виникнення мікроскопічних магістральних тріщин імплантату.

Механічні властивості біосумісних матеріалів, що використовуються для біомеханічних систем кісткових тканин з ушкодженнями приведені в табл. 1.4.

Таблиця 1.4

Механічні властивості матеріалів штучного походження [368, 369, 370]

Матеріал	E, ГПа	ν	σ_B , МПа
Титан (Grade 5) Ti-6Al-4V	16.5–0.96	0.3	860–895
ZrO ₂	2.10	0.3	1050
Композит	0.90–9.2	0.24–0.3	350

1.8. Функціональні навантаження БМС з ушкодженими кістками кінцівок та щелепи людини

Основними силовими факторами, що діють на кістки людини без ушкоджень являються внутрішні сили від скорочення м'язів та зв'язок для виконання біологічних функцій (згинання, розгинання, жування, фіксації тощо) в процесі життєдіяльності людини, сили гравітаційного тяжіння та інерції при взаємодії з зовнішнім середовищем. Завдяки функціональним зусиллям м'язів біомеханічних систем людини у рух приводяться тіла кінцівок та щелепи. За характером зміни у часі можна виділити статичні (наприклад, повільне згинання кісток суглобів) та циклічні (жувальний цикл щелепи [353, 388]) силові навантаження кіцівок та щелепи людини. Експериментальні дані [353] для номінальних та екстремальних

величин функціональних зусиль, що мають місце у повсякденному житті людини представлені в таблиці 1.5. Їх режими дії можуть мати зміни у часі від статичних

Таблиця 1.5

Величини функціональних нормальних та максимальних зусиль в щелепі та кінцівках людини

	Норма	Максимум
Щелепа	800 Н	1500 Н
Зуб (різці, ікла)	16–48 Н	30–90 Н
Зуб (премоляри)	64 Н	120 Н
Зуб (моляри)	80–96 Н	150–180 Н
Колінний суглоб	1–2 BW*	4 BW ¹

(функціональні навантаження) до квазістатичних (технологічні навантаження при наявності компресійних пластин лікувальних пристроїв, компресійно-дистракційних апаратів, тощо) [381–384]. Виключенням являються динамічні навантаження, які виникають у БМС при транспортуванні санітарним транспорним засобом потерпілих з переломами кісток кінцівок людини та шинуючими конструкціями для їх остеосинтезу. Амплітуди навантажень у даному випадку залежать від віброзахисних (жорсткісних та демпфіруючих) властивостей СКТЗ, профілю дороги, швидкості руху й носять ймовірнісний характер.

Силові навантаження БМС кісток кінцівок та щелепи людини з імплантатами та лікувальними пристроями можуть змінюватись за величиною і напрямком, але їх амплітуда завжди є детерміністичною величиною, що обмежена певним фізіологічним діапазоном та граничним станом біологічних тканин та штучних виробів.

Силові навантаження зуба/імплантата щелепи людини також представляють собою складний циклічний процес. Фізіологічно можливі варіанти силового навантаження зуба/дентального імплантату характеризується деформаціями розтягу-стиску, зсуву, згину та кручення, що приводять до складного виду напружено-деформованого стану кістки щелепи [243, 385].

* Примітка. BW (англ. Body Weight) – вага тіла

Дослідження даних жувального циклу людини, що опубліковані в роботах [386–388], дозволило отримати статистичні дані про амплітудно-частотні силового навантаження щелепи. Вважається, що кожен індивід має в середньому три фази жування на день, кожна фаза триває 15 хвилин з частотою 60 циклів за хвилину (1 Гц). Це рівносильно 2700 жувальним циклам в день і приблизно 106 циклам в рік. Амплітуду та частоту силового навантаження представлено на рис. 1.14.

Колінний суглоб є найбільш навантаженим і самим складним суглобом. Дослідження силових умов в колінному суглобі проведені Walker P. S. (1985) показують, що при ходьбі в суглобі розвиваються зусилля у 2,67 рази більше за вагу тіла людини, а під час ходьби по сходах сила перевищує у 3,51 вагу тіла.

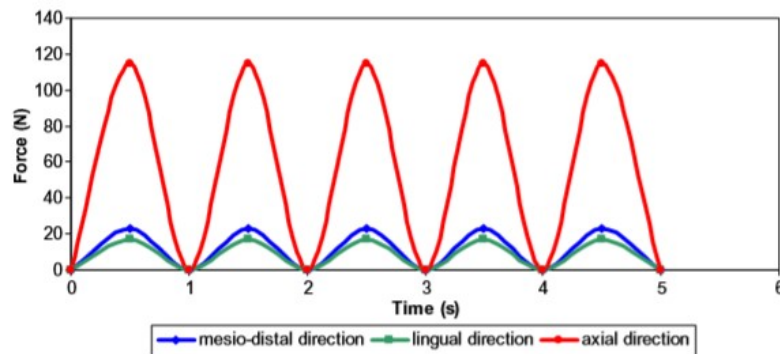


Рис. 1.14. Графік силових навантажень зуба в 5-ти хвилинному діапазоні жувального циклу щелепи людини [388]

Ходьба – функціональний процес під час якого колінний суглоб людини сприймає зусилля різних величин та напрямків. Докладні дослідження колінного суглоба на окремих фазах руху під час ходьби провели ряд авторів, які прийшли до висновку, що найбільші контактні сили в області з'єднання стегнової та великогомілкової кістки більше маси людського тіла в гравітаційному полі (Zavatsky AB, 1997, Paar O. et al., 1995, R. Nissel (1985)) [389].

Амплітуди та розподіл зусиль на контактній поверхні кісток суглоба варіюються при рухах кінцівок та щелепи людини і залежать від жорсткісних та біомеханічних характеристик хрящів, менісків і зв'язок, напружено-деформованого стану кістки [341, 353, 358, 411].

При пошкодженнях м'язів, деградації контактної поверхні кісток суглобів зусилля можуть досягати критичних величин, що збільшують локалізацію деформації та градієнтів напружень біологічних тканин (хрящів, кісток).

1.9. Постановка задач дослідження

Однією з найважливіших задач біомеханіки, які пов'язані з використанням пристроїв та імплантатів в процесах лікування ушкоджених кісток людини, є розробка методів діагностики їх функціонального стану, натурних випробовувань та імітаційного моделювання НДС та параметрів функціональної надійності БМС типу **“кістка-суглоб-імплантат”**, **“кістка-лікувальний пристрій”** при складних видах силових навантажень.

Комплексний аналіз процесів опороздатності деформаціям та НДС БМС зі структурними елементами контактуючих тіл різної фізичної природи, біологічних тканин з ушкодженнями та конструкцій з матеріалами штучного походження, можливий при використанні сучасних ПЕОМ, інформаційних технологій та систем з використанням методів математичного моделювання. Для досягнення поставленої мети необхідно виконати:

1. Розробку обґрунтованого наукового підходу для створення адекватних імітаційних моделей напружено-деформованого стану БМС на підставі критеріїв подібності за анатомічною неоднорідною структурою, просторово-часовими умовами механічної їх навантаженості, ідентифікацією біомеханічних властивостей кісток, хрящів та м'язів, об'ємних геометричних характеристик кісток кінцівок, суглобів, щелепи та елементів конструкцій лікувальних пристроїв та імплантатів, граничних величин функціональних навантажень викликаних силами м'язів.

2. Створення методик, алгоритмів побудови та інженерного аналізу імітаційних просторових моделей БМС **“кістка-суглоб-імплантат”**, **“кістка-лікувальний пристрій”** з тілами, що мають ушкодження біологічних тканин та складні види силових навантажень, із застосуванням даних комп'ютерної томографії, наукових положень механіки деформівного твердого тіла, методів дискретної математики, застосуванням інформаційних систем і технологій.

3. Розробку математичних моделей НДС БМС з матеріалами біологічного походження і технологічного виготовлення, що мають анізотропні пружні та ізотропні в'язкопружні механічні характеристики, методів оцінки міцності та функціональної надійності сполучених елементів конструкцій, а також верифікацію чисельних розв'язків контактних задач біомеханіки для рухомих та нерухомих тіл.

4. Дослідження імітаційних моделей біомеханічних систем з елементами остеосинтезу (кістки щелепи, кінцівок та суглобів людини з ушкодженнями) та імплантатами (ушкоджені кістки щелепи людини) методами дискретної математики та застосуванням інформаційних систем і технологій, визначення раціональних конструкцій елементів штучного походження (лікувальні пристрої, імплантати) та способів їх поєднання з кістковою тканиною для планування передопераційних лікувальних втручань.

1.10. Висновки за розділом

Застосування загальних фізико-математичних принципів до вирішення медичних проблем біомеханіки, вимагає додаткових досліджень з формалізації та постановки завдань по вибору і узагальненню математичних методів для імітаційного моделювання фізико-механічних процесів для БМС типу “кістка-суглоб-імплантат”, “кістка-лікувальний пристрій”.

Важливий фактор, який необхідно враховувати при імітаційному моделюванні НДС складних систем з біологічними матеріалами при функціональних навантаженнях, це складність як самого об'єкта моделювання, – багат шарової неоднорідної структури кісток з різними біомеханічними характеристиками і типами деформування, що залежать від біологічних процесів в живому організмі, так і суттєва мала вивченість, в порівнянні з металами, основних біомеханічних характеристик міцності ушкоджених кісток при відновленні функціональності.

Складна геометрія БМС у поєднанні з неоднорідними механічними властивостями та умовами експлуатації пред'являють високі вимоги до протезуючих та фіксуючих конструкцій штучного походження. Елементи конструкцій штучного походження повинні бути створені з біосумісних матеріалів,

забезпечувати відповідну жорсткість біомеханічних систем, мати характеристики високої механічної міцності для циклічних та статичних видів силового навантаження, простоту та легкість збірки елементів конструкції.

Фізична модель задачі дослідження повинна бути орієнтована на вирішення конкретних завдань, описувати типові умови силового навантаження конструкцій даного типу, враховувати геометричні та біомеханічні характеристики контактуючих неоднорідних середовищ біомеханічної системи

Розробка методик та алгоритмів розв'язку початково-крайових контактних задач біомеханіки для сполучених рухомих та нерухомих тіл з матеріалами біологічного походження та штучного виготовлення повинна базуватися на використанні сучасних ПЕОМ через застосування нових оригінальних ідей та концепцій дискретних методів чисельного аналізу в розроблених математичних моделях та засобах аналізу об'ємного НДС.

Використання методів оцінки їх міцності та параметрів функціональної надійності, інформаційних технологій та систем для математичного моделювання НДС БМС “кістка-суглоб-імплантат”, “кістка-лікувальний пристрій” з пошкодженнями кісток при дії функціональних силових навантажень є необхідним інструментом для встановлення розрахунково-теоретичних оцінок їх граничного стану.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БМС З УШКОДЖЕНИМИ КІСТКАМИ НИЖНІХ КІНЦІВОК І ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ, ЕЛЕМЕНТАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА ІМПЛАНТАМИ

Розрахунки параметрів функціональної надійності БМС в заданих умовах силового навантаження у даний час в медичній та інженерній практиці, як правило, не застосовуються. Тут мають місце лише окремі види таких досліджень [84, 390], що представляють розрізнені етапи задач біомеханіки. Таке положення пояснюється надзвичайною складністю дослідження параметрів біомеханічного стану БМС, що змінюються у часі та прогнозування довговічності кожного її елементу.

Можливість розрахунку параметрів функціональної надійності БМС даного типу методами імітаційного математичного моделювання можна забезпечити при одночасній присутності наступних умов: – відомі матеріальні константи, що визначають біомеханічний стан структурних елементів БМС; – визначені рівняння, що визначають моделі деформування матеріалів та напружено-деформований стан структурних елементів БМС для функціональних силових навантажень; – відомі рівняння та критеріальні параметри, що визначають механічну міцність та функціональну надійність функціональності БМС в заданих умовах силових навантажень; – визначені інформаційні технології та системи, що необхідні для проведення чисельних експериментів на імітаційних моделях БМС.

2.1. Біомеханічні характеристики міцності тіл біологічного походження в системах остеосинтезу

Міцність кісткової тканини характеризує її здатність протидіяти руйнуванню під дією зовнішніх навантажень (рис. 2.1). Повне руйнування кістки розглядають, як макроскопічне явище, при якому вона утворює дві частини або більше уламків, що в реальних умовах зазвичай пов'язано із різноманітними травматичними ушкодженнями.

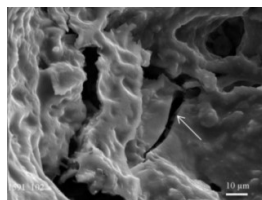


Рис. 2.1. Мікроушкодження кісткових балочок в зразку губчастої кістки при його навантаженні із зусиллям, що перевищує межу пропорційності [359]

Міцність кісткової тканини дуже варіабельна. Для різних кісток міцність на стиск, розтяг, кручення та зріз відрізняється залежно від їх структури та функціональних умов, в яких перебуває кістка. В нормі межа міцності кортикального шару нижньої щелепи на стиск становить 120–200 МПа, а на розтяг є дещо меншою. Ще меншою є міцність кортикальної кістки на кручення, її визначають на рівні 90–100 МПа.

Головним чинником, який зумовлює міцність кісткової тканини в нормі, є її мінеральна насиченість. Інші чинники, що впливають на міцність кісткової тканини – це мікроархітектоніка кістки, стан органічного матриксу, рівень гідратації та наявність мікроушкоджень. За певних умов ці чинники набувають вирішального значення і можуть зумовити значне зниження жорсткості і міцності кісток при відносно незначному зниженні їх густини і мінеральної насиченості.

Міцнісні характеристики кісткової тканини зумовлені особливостями її мікроструктури. Якщо під дією прикладеної зовнішньої сили зв'язок між колагеном та кристалом гідроксиапатиту розривається, тиск перерозподіляється на сусідні волокна. За рахунок високої міцності та еластичності колагенових волокон розрив окремих слабких зв'язків не призводить до руйнування всієї структури. Крім того, під дією зовнішньої сили невеликі кристали кісткового матриксу зсуваються, але не руйнуються, як це могло б статися з кристалами більшого розміру.

Особливості руйнування кістки залежать від величини, характеру та тривалості дії зовнішніх сил. В роботі Robertson D.M. та Smith D.C. [356] було показано, що при швидкості деформування, яка перевищує $2,4 \times 10^{-3} \text{ c}^{-1}$, відбувається зміна виду руйнування при стиску від в'язкого до хрупкого. При розтягу закономірність не змінюється, при малих швидкостях деформацій процес поширення тріщини проходить повільно, переважно по границі розділу окремих

структурних елементів. Поверхня зламу внаслідок цього нерівна, на ній відзначається витягування остеонів із оточуючої кісткової речовини. При збільшенні швидкості деформування до певних величин має місце в'язке руйнування, яке супроводжується витягуванням окремих волокон чи їх пучків. Натомість, при подальшому зростанні швидкості деформування процес набуває катастрофічного характеру, щілина перелому поширюється швидко по типу хрупкого руйнування, з утворенням шорохуватої поверхні зламу, яка пересікає структурні елементи кістки. Однак, при розтягу перехід до хрупкого руйнування потребує більшої швидкості, ніж при стиску і відбувається в діапазоні $0,01-0,1\text{с}^{-1}$.

Руйнуванню кістки на макрорівні передують пластичні деформації: в мікрооб'ємах виникають екстремальні напруження, починає змінюватися структура кісткової тканини. Це супроводжується руйнуванням структурних елементів, появою дислокацій, тріщин, пор, з подальшим утворенням нових і ростом існуючих дефектів. Даний процес закономірно виникає при перевищенні межі пружності (хоча окремі мікроушкодження можуть виникати і при меншому рівні напружень) і має велике біологічне та клінічне значення.

Відомо, що в процесі життєдіяльності людини при дії надмірних навантажень мікроруйнування окремих елементів губчастої і компактної кісткової тканини відбувається постійно [353]. Енергія деформування втрачається при руйнуванні окремих структур, що запобігає руйнуванню кістки, як біологічного тіла. Замість зруйнованих елементів кісткової тканини утворюються нові, розташовані більш оптимально відносно навантаження: несуча здатність та механічні властивості матеріалу покращуються. Мікроушкодження структурних елементів кістки, мікропереломи, тріщини, пластичні деформації не накопичуються, а ліквідуються клітинами кісткової тканини в процесі її перебудови. Ця властивість зумовлює високу функціональну надійність кісток при тривалих циклічних навантаженнях.

Основною передумовою для такої структурної перебудови є те, що надмірне навантаження на кістку є епізодичним або відбувається з циклічним чередуванням із достатнім періодом спокою, протягом якого кістка встигає ліквідувати мікроушкодження і створити нову структуру, більш адаптовану до нових умов.

Водночас, якщо надмірна концентрація напружень виникає на певних ділянках кістки при циклічних функціональних напруженнях з частотою 2–3 тисячі циклів на добу і більше (жувальні рухи) – виникає зрив адаптації і розвивається патологічна перебудова кістки. Цей процес, пов'язаний із перевищенням функціональних можливостей кісткової тканини, супроводжується порушенням мікроциркуляції, дезорганізацією і розсмоктуванням (резорбцією) структурних одиниць кістки під дією остеобластів. Утворення нової кістки не відбувається, натомість формуються порожнини і простори, наповнені волокнистою сполучною тканиною різного ступеня зрілості. В разі приєднання інфекції, на ділянці, що зазнає надмірного навантаження, розвиваються запальні зміни, що пришвидшують процес руйнування кістки, яке в цьому випадку відбувається під дією не лише механічних, але й біологічних чинників.

Важливою характеристикою міцності кісткової тканини, в зв'язку з цим, є межа пружності, при перевищенні якої за певних умов навантаження кісткова тканина може зазнавати незворотних змін пов'язаних із втратою її структури.

Максимальна величина модуля пружності для неушкодженої кортикальної кістки в різних частинах нижньої щелепи варіює від 6500 до 15500 МПа. Модуль пружності губчастої кістки становить від 116 до 1290 МПа. Таким чином, різні типи нормальної кісткової тканини можуть відрізнятися по жорсткості більше ніж в 100 раз [359]. Межа пружності кортикальної кісткової тканини нижньої щелепи при стиску в нормі становить 100–120 МПа і більше.

В процесі життєдіяльності людини механічні властивості кісткової тканини змінюються. З віком кісткова тканина зазнає складної перебудови, внаслідок чого змінюється її структура, біохімічний стан та механічні властивості. Від народження вміст мінералів в кістковій тканині зростає до віку 20–30 років, після чого певний час залишається на стабільному рівні. За даними Глушкова О.І. [504], саме в віці 20–40 років нижня щелепа досягає максимальної міцності. У людей похилого віку мінеральна насиченість кісткової тканини навпаки, зменшується.

Різноманітні захворювання і травматичні ушкодження можуть спричиняти зміни морфології та механічних властивостей кісткової тканини. Кістка

ушкоджується на різних рівнях структурної організації, що дозволяє виділити наступні види порушень, що мають певний біомеханічний сенс. Зміна анатомічної (геометричної) форми кісток. Зміна архітекτονіки та мікроструктури кістки. Зміна мінеральної насиченості кістки. Повне руйнування кісткової тканини із заміщенням її іншими типами тканин. Зазвичай структурні зміни кістки на різних рівнях тісно пов'язані одне з одним.

В ході регенерації організм забезпечує зменшення величини зміщення уламків при дії функціональних навантажень за рахунок тканин, що мають здатність витримувати більші відносні деформації (спочатку грануляційна, потім фіброзна і хрящова). Крайова резорбція кінців уламків при переломі також є компенсаторною реакцією, спрямованою на зменшення величини відносної деформації в умовах нестабільності або відносної стабільності за рахунок збільшення ширини щілини перелому.

Вплив відносної деформації на перебіг репаративних процесів пояснює низку ефектів, що відзначаються в клінічній практиці: наприклад, невеликі переміщення дентального імплантату при ранньому або безпосередньому функціональному навантаженні (десятки мікрон), що не визначаються клінічно, можуть привести до порушення процесу остеointegraції, а зміщення уламків при переломі (долі міліметра і більше) зазвичай не заважає формуванню кісткового зрощення.

Уламкові переломи можуть компенсувати більшу величину взаємного переміщення двох основних уламків, ніж лінійні, оскільки деформація в цьому випадку розподіляється вздовж щілини перелому, що має більшу протяжність і площу поверхні.

2.2. Математична модель напружено-деформованого стану БМС

Принципальні труднощі імітаційного моделювання просторового напружено-деформованого стану (НДС) БМС рухомих і нерухомих неоднорідних тіл з конструктивними особливостями зумовлені їх складною геометрією, а також необхідністю опису процесів їх деформування при різноманітних комбінаціях видів нелінійностей: фізичної, геометричної, контактної.

Очевидно, що облік фізичної нелінійності – нелінійності визначальних співвідношень для рівнянь стану матеріалу, являється обов'язковою ланкою для моделювання релаксації напружень кісткових тканин, внаслідок чого є необхідність опису їх в'язкопружних властивостей. Моделювання кінематики опорно-рухового апарату суглобів кінцівок людини потребує обчислень великих переміщень рухомих тіл наколінка та кістки. Звідси випливає, що без урахування геометричної нелінійності – нелінійності рівнянь рівноваги і кінематичних зв'язків при описі зміни геометрії наколінка в процесі деформування хрящів, неможливо провести коректне моделювання процесів навантаження і розвантаження суглобу кінцівок людини. Облік контактної нелінійності необхідний при визначенні заздалегідь невідомої границі площі контакту рухомих тіл і нерухомої кістки суглобу, а також величини сил, що діють в області їх контакту.

Ці обставини, а також сучасні стандарти високоточного комп'ютерного моделювання НДС складних біомеханічних систем передбачають застосування обчислювальних CAD/CAE технологій та інформаційних систем інженерного аналізу. Загальна стратегія математичного моделювання нелінійних механічних процесів для сполучених тіл БМС заснована на поєднанні використання проєкційно - сіткових методів і кроково - ітераційних алгоритмів.

З метою раціональної побудови розрахункових схем узагальнену математичну модель НДС БМС представили для системи сполучених між собою жорсткістними та кінематичними зв'язками твердих (кістки) і деформованих (хрящі кісток) рухомих та нерухомих тіл опорно-рухового апарату людини. Рухомі тіла кісток суглобу кінцівок людини, що прикріплені зв'язками до кісток, під дією силового навантаження м'язів контактують між собою за допомогою хрящів та змінюють просторове положення по відношенню до нерухомих кісток зі скінченною швидкістю (рис. 2.2).

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

Основні співвідношення, які визначають математичну модель НДС БМС наведено нижче.

Для опису процесів руху та деформування тіл БМС вибрали базовий тривимірний евклідовий простір з різними системами координат і класичний час.

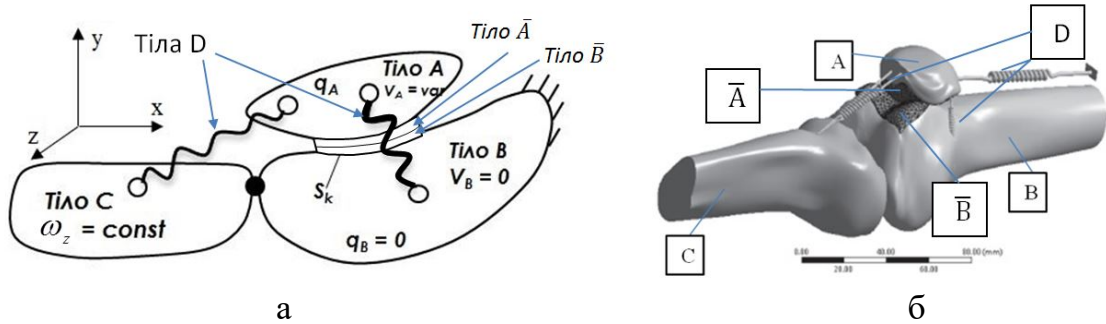


Рис. 2.2. Розрахункова схема (а) та імітаційна модель БМС (б) колінного суглобу людини, як система контактуючих рухомих (тіло А, С) та нерухомих (тіло В) твердих тіл (кістки) з тілами, що деформуються (хрящі на поверхнях кісток, тіла \bar{A} , \bar{B}) і мають додаткові жорсткісні зв'язки (м'язи та зв'язки, тіла D)

Як базис у просторі спостерігача використовували нерухливу тривимірну ортогональну систему декартових координат. Ввели поняття "точка" і "частка", що означають відповідно матеріальну точку, наприклад C , і нескінченно малий об'єм матеріального континуума Ω_C сполучених елементів деформованих тіл, що займають область Ω обмежену граничною поверхнею Γ .

Абсолютне положення "точки" рухливого об'єму тіла у деформованому стані визначали вектором (рис. 2.3)

$$\underline{r} = \underline{\rho}_o + \underline{R} + \underline{u}(\bar{X}^i, t), \quad (2.1)$$

де $\underline{\rho}_o$ – радіус-вектор, що визначає для моменту часу t відлікову конфігурацію часток тіла Ω_C^r ; \underline{R} – радіус-вектор, що визначає відносне положення довільної "точки" сполучених тіл у недеформованому стані у відліковій конфігурації Ω_C^r ; $\underline{u}(\bar{X}^i, t)$ – вектор переміщення "точки" з відлікової Ω_C^r в поточну Ω_C конфігурацію.

Деформаційні градієнти суцільного середовища хрящів мають вигляд $\underline{F} = \dot{\underline{\nabla}} \underline{r} = \dot{\underline{\nabla}} \underline{R} + \dot{\underline{\nabla}} \underline{u} = \underline{I} + \dot{\underline{\nabla}} \underline{u}$, $\underline{F}^{-1} = \dot{\underline{\nabla}} \underline{R} = \dot{\underline{\nabla}} \underline{r} - \underline{\nabla} \underline{u} = \underline{I} - \underline{\nabla} \underline{u}$, де \underline{I} – одиничний тензор, $\dot{\underline{\nabla}} \underline{u}$ та $\underline{\nabla} \underline{u}$ – просторові градієнти переміщень в відліковій Ω_C^r та поточній Ω_C

конфігураціях. У виразах для тензорів деформації Коши-Гріна $\underline{\underline{\varepsilon}}^0$ і Альманзі $\underline{\underline{\varepsilon}}$ величини $\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}}$ і $\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}}$ представили в вигляді суми симетричної і косиметричної частин.

$$\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}} = (\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}})_s + (\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}})_a = \underline{\underline{\varepsilon}}^\circ + \underline{\underline{\varphi}}^\circ, \quad \underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}} = (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}})_s + (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}})_a = \underline{\underline{\varepsilon}}_\lambda + \underline{\underline{\varphi}}_\lambda. \quad (2.2)$$

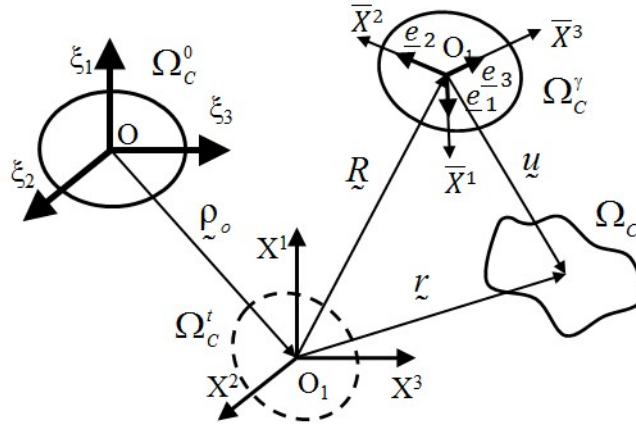


Рис. 2.3. Нерухомий простір, що визначає в системі координат $O\xi_1\xi_2\xi_3$ початкову конфігурацію частинок тіла Ω_C^0 і рухливі простори, що визначають в зв'язаній системі координат $O_1X^1X^2X^3$ відлікову конфігурацію Ω_C^r і, відповідно, в координатному базисі $O_1e_1e_2e_3$ поточну конфігурацію Ω_C

У співвідношеннях (2.2) симетрична частина $\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}}$ і $\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}}$ визначає тензор лінійних деформацій $\underline{\underline{\varepsilon}}^\circ = (\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}} + \dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}}^T) / 2$, $\underline{\underline{\varepsilon}}_\lambda = (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}} + \underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}}^T) / 2$, а косиметрична – тензор обертань $\underline{\underline{\varphi}}^\circ = (\dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}} - \dot{\underline{\underline{\nabla}}} \underline{\underline{u}}^T) / 2$, $\underline{\underline{\varphi}}_\lambda = (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}} - \underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{u}}^T) / 2$ частинок тіла у відліковій Ω_C^r і поточній Ω_C конфігураціях. На часовому інтервалі $[t_1, t_2]$ величини деформацій $\underline{\underline{\varepsilon}}^\circ$, $\underline{\underline{\varepsilon}}_\lambda$ середовища тіл хрящів рахували малими в порівнянні з $\underline{\underline{I}}$. У припущенні, що $\underline{\underline{\varepsilon}}^\circ \approx \underline{\underline{\varepsilon}}_\lambda^\circ \approx \underline{\underline{\varepsilon}} \approx \underline{\underline{\varepsilon}}_\lambda$ використовували теорію малих деформацій.

Швидкість деформованого середовища в поточній конфігурації Ω_C представили як геометричну суму трьох складових: швидкостей поступального (переносного) і обертового рухів, а також деформаційної швидкості в “точці”. Абсолютна швидкість часток визначена в системі координат з базовим декартовим базисом вектором

$$\underline{\underline{v}} = \frac{d\underline{\underline{r}}}{dt} = \underline{\underline{v}}^c + \omega^c \times \underline{\underline{r}} + \frac{d\underline{\underline{u}}}{dt}. \quad (2.3)$$

Просторовий градієнт швидкості $\underline{\underline{v}}$ в поточній конфігурації Ω_c представили у вигляді суми симетричної та кососиметричної частин [325]

$$\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{v}} = (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{v}})_s + (\underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{v}})_a = \underline{\underline{d}} + \underline{\underline{w}} \quad (2.4)$$

Симетрична частина $\underline{\underline{d}}$ визначає тензор швидкості деформування Ейлера (тензор “деформації швидкості”), а кососиметрична $\underline{\underline{w}}$ – тензор вихора.

Залежно від прийнятої системи координат, – лагранжевої (конвективної) або ейлерової компоненти тензора напружень можуть бути віднесені до недеформованого стану середовища в поточній Ω_c або у відліковій Ω'_c конфігураціях.

Для опису швидкості зміни напружень у випадку малості деформацій та скінченних величин обертань часток деформованого середовища хрящів використовували коротаційну похідну Яуманна-Нолла [352]

$$\hat{\underline{\underline{\sigma}}}(\rho) = d\underline{\underline{\sigma}}(\rho)/dt + \underline{\underline{\sigma}}(\rho) \cdot \underline{\underline{w}} - \underline{\underline{w}} \cdot \underline{\underline{\sigma}}(\rho). \quad (2.5)$$

Рівняння балансу імпульсу матеріального контінуума за умови, що щільність біологічних матеріалів БМС не змінюється, використовували у вигляді

$$\rho \dot{\underline{\underline{v}}} = \underline{\underline{\nabla}} \cdot \underline{\underline{\sigma}}(\rho) + \underline{\underline{f}} \quad , \quad (2.6)$$

де $\underline{\underline{f}}$ – щільність масових сил.

Тіла біологічного походження, що деформуються розглядали як суцільне середовище з пружними анізотропними або в'язко-пружними ізотропними властивостями.

Співвідношення узагальненого закону Гука для анізотропного матеріалу структурних елементів БМС мають лінійний зв'язок між компонентами тензора напружень $\underline{\underline{\sigma}}$ та тензора деформацій $\underline{\underline{\varepsilon}}$, що залежать від густини $\rho = \rho(\vec{r})$ в кожній точці тіла біомеханічної системи з координатами \vec{r} у вигляді

$$\sigma_{kl}(r, \rho) = C_{ijkl}(r, \rho) \cdot \varepsilon_{ij}(r, \rho) \quad (2.7)$$

Компоненти тензору модулів пружності четвертого рангу \hat{E} для довільно орієнтованих напрямів моделі кусково-однорідного матеріалу кісток БМС являються незалежними від координат величинами та утворюють матрицю з 81 пружної константи. Від орієнтації системи координат залежать, як напруження та деформації, так і пружні константи матеріалу. За методами лінійних перетворень для тензора пружних констант $\hat{E}(\rho)$ емпіричні дані, що визначені для довільних точок тіла у напрямках вісей ортотропії біологічних тканин, можуть бути розраховані в базовій системі декартових координат [30, 359].

Для однорідного в'язкопружного матеріалу БМС напруження $\underline{\sigma}(\rho, t)$ в момент часу t представили сумою внесків напружень від окремих деформацій за скінченні проміжки часу в інтервалі $[0, t]$. Відповідно до лінійного закону спадкоємної в'язкопружності та принципом суперпозиції Больцмана девіатор $\underline{S}(\rho, t)$ і шаровий тензор $\underline{\sigma}^0(\rho, t)$ напружень представили у вигляді

$$\begin{aligned} \underline{S}(\rho, t) &= 2G(\rho)\underline{e}(\rho, t) - 2G(\rho)\int_0^t A_e(\rho, t-\xi)\underline{e}(\rho, \xi)d\xi; \\ \underline{\sigma}^0(\rho, t) &= K(\rho)\theta(\rho, t) - K(\rho)\int_0^t A_v(\rho, t-\xi)\theta(\rho, \xi)d\xi \end{aligned}, \quad (2.8)$$

де \underline{e} – девіатор деформацій; θ – об'ємна деформація; ρ – густина, $G = G(\rho)$ – миттєвий модуль зсуву, пов'язаний з модулем пружності для деформацій розтягу-стиску $E = E(\rho)$ і коефіцієнтом Пуассона $\nu = \nu(\rho)$ формулою $G(\rho) = E(\rho) / 2 \cdot (1 + \nu(\rho))$; $K(\rho) = E(\rho) / 3 \cdot (1 - 2\nu(\rho))$ – миттєвий модуль пружності всебічного розтягу (стиску). Функції швидкостей зсувної та об'ємної релаксації $A_e(\rho, t - \xi)$ і $A_v(\rho, t - \xi)$ в (2.8), що залежать від часу $(t - \xi)$, величини густини матеріалу ρ та відповідають в'язкому опору одиничному імпульсу деформації.

Для прийнятої моделі в'язкопружного ізотропного матеріалу релаксацією об'ємних характеристик зневажали, а величини для зсувної функції релаксації апроксимували набором експонент із від'ємними ступенями. Вибір такої апроксимації еквівалентний моделюванню в'язкопружного середовища узагальненою моделлю Максвела.

Тензорозначні функції, що введені для рівнянь балансу (2.6) і визначальних рівнянь (2.7), (2.8), неперервні і мають необхідного порядку неперервні часткові похідні в однорідних середовищах контактуючих об'ємів тіл при нестационарних силових навантаженнях БМС та можуть бути сингулярними (мають розриви першого роду) на рухливих контактних поверхнях $\bar{S}_k(t) \in S_k$. Тут мають місце додаткові кінематичні обмеження для векторів переміщень (швидкостей), а також обмеження на величини силових реакцій та зв'язки нормальних і дотичних зусиль або їх питомих величин на поверхнях $S'(t)$ контакту.

Кінематичні умови в момент часу t контактних поверхонь $S'_k(t)$:

а) сполучених тіл кісток A і C відповідають заданим обмеженням взаємного непроникнення $[[\underline{u}]] \cdot \underline{n} = 0$ та можливості ротаційного обертання тіла C $\omega_z^C \neq 0$ навколо нерухомого тіла A ;

б) сполучених тіл хрящів \bar{A} і \bar{B} кісток A і B відповідають заданим обмеженням взаємного непроникнення $[[\underline{u}]] \cdot \underline{n} = 0$, а силові умови мають обмеження для нормальної компоненти p_n вектора контактних зусиль \underline{p} на $S'(t)$

$$\int_{\bar{S}'_a(t)} (\underline{p}^\alpha \cdot \underline{n}^\alpha) dS \leq 0, \quad \forall \alpha = \bar{A}, \bar{B}. \quad (2.9)$$

У випадку твердого 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 (по механічним напруженням).

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

$$|\underline{u}_n^{\bar{A}} - \underline{u}_n^{\bar{B}}| \neq 0, \quad (2.10)$$

$$\underline{p}_n^\alpha \leq 0, \quad |\underline{\sigma}_\tau^\alpha \cdot S_M^{(k)}| \geq |\underline{p}_\tau^\alpha|, \quad \forall \alpha = \bar{A}, \bar{B}, \quad (2.11)$$

відбувається відносно переміщення поверхонь контакту. Якщо виконуються нерівності (2.11), 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 \underline{p}_τ . Для зв'язку між компонентами вектора дотичних \underline{p}_τ і нормальних \underline{p}_n зусиль на контактній поверхні в більшості випадків справедливий закон Амонтона-Кулона [325].

Узагальнений математичний опис крайової нелінійної задачі механіки деформованих сполучених твердих тіл (2.1) – (2.11) сформулювали для об'єму $V = V_A \cup V_B \cup V_C \cup V_{\bar{A}} \cup V_{\bar{B}}$ із границею $S = S_A \cup S_B \cup S_C \cup S_{\bar{A}} \cup S_{\bar{B}}$ й 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 еквівалентну (2.6) з урахуванням граничних та контактних умов для сполучених тіл у поточний момент часу t представили у вигляді

$$\begin{aligned} \int_V (\nabla \cdot \underline{\sigma}) \cdot \underline{\varphi}^u dV + \int_V \underline{f}_{\text{экв}} \cdot \underline{\varphi}^u dV - \int_V \rho \dot{\underline{v}} \cdot \underline{\varphi}^u dV = \\ \int_{S_2} (\underline{\sigma} \cdot \underline{m} - \underline{P}_{\text{экв}}) \cdot \underline{\varphi}^u dS - \int_{S_k} (\underline{\sigma} \cdot \underline{m} - \underline{p}_\tau) \cdot \underline{\varphi}^u dS, \quad (2.12) \\ \forall \underline{\varphi}^u = \underline{\varphi}_i^u, i = A, B, C \left(\underline{\varphi}^u|_{S_1} = 0 \right) \end{aligned}$$

де $\underline{f}_{\text{экв}}$ – об'ємні сили різної фізичної природи; $-\underline{P}_{\text{экв}}$ поверхневі (розподілені та зосереджені) сили; \underline{p}_τ – сили тертя на контактних поверхнях тіл \bar{A} і \bar{B} залежні від умов їхнього сполучення (2.10) при обмеженнях (2.3); $\bar{V}_M = \bar{V}_M^A \cup \bar{V}_M^B \cup \bar{V}_M^C$, $\bar{S}_{M2} = \bar{S}_{M2}^A \cup \bar{S}_{M2}^B \cup \bar{S}_{M2}^C$, $-\bar{S}_{M_k} = \bar{S}_{M_k}^A \cup \bar{S}_{M_k}^B$ відповідно величини об'ємів – V і поверхонь – S сполучених тіл A, B і зв'язків C , базисні функції $(\varphi^u = \varphi_i^u, i = A, B, C)$ проекційного базису, які задовольняють головним граничним умовам на S_1 . Межі інтегрування й значення останнього інтеграла в (2.12) внаслідок неконсервативності сил тертя носять невизначений характер. На поверхнях сполучення, для яких не задані триботехнічні умови, останній доданок в (2.12) відсутній.

Використовуючи лагранжев підхід, інтегральні співвідношення (2.12) виразили через параметри, віднесені до відомої відлікової конфігурації тіла Ω_C^r (рис. 2.3). Поле переміщень часток сполучених тіл і зв'язків щодо конфігурації Ω_C^r

визначали з (2.1). У базисі конвективних координат X_r^i проекційні рівняння рівноваги сполучених тіл БМС (2.12) представили у вигляді узагальненої лагранжевой форми:

$$\begin{aligned} \int_{V^r} \underline{\sigma}^r \cdot \underline{\nabla}^r (\underline{\varphi}^r)^r dV^r + \int_{V^r} \underline{f}_{\text{эКВ}}^r \cdot (\underline{\varphi}^r)^r dV^r - \int_V \underline{\rho} \dot{\underline{\varphi}} \cdot (\underline{\varphi}^r)^r dV = \\ \int_{S_2^r} (\underline{\sigma} \cdot \underline{g}^r - \underline{P}_{\text{эКВ}}^r) \cdot (\underline{\varphi}^r)^r dS^r + \int_{S_k^r} (\underline{\sigma} \cdot \underline{g}^r - \underline{p}_\tau^r) \cdot (\underline{\varphi}^r)^r dS^r \end{aligned} \quad (2.13)$$

Тут V^r, S_2^r, S_k^r об'єми й площі сполучених тіл і зв'язків в Ω_C^r ; $\underline{F}^r = \underline{\nabla}^r \underline{r}$ – деформаційний градієнт; $\underline{\nabla}^r = g_r^i \partial / \partial X_r^i$; g_r^i – базисні вектори конвективної системи координат; $\underline{\sigma}^r$ тензор напружень Коші в Ω_C , віднесених до Ω_C^r ; $\underline{f}_{\text{эКВ}}^r, \underline{P}_{\text{эКВ}}^r$ – об'ємні й поверхневі сили, а також сили тертя \underline{p}_τ^r , що діють в Ω_C , віднесені до одиничних об'ємів і площ в Ω_C^r . Ослаблене формулювання проекційних рівнянь одержали проінтегрувавши частинно перший доданок в (2.12). Воно відповідає варіаційному рівнянню Лагранжа у випадку вибору $(\underline{\varphi}^r)^r = \delta \underline{u}$, де δ – означає геометрично можливу варіацію вектора переміщень \underline{u} . Поле переміщень часток сполучених тіл і зв'язків представили щодо конфігурації Ω_C^r , як $\underline{u} = \underline{r} - \underline{R}^r$. Дискретизацію задачі по просторовим змінним здійснили за допомогою МСЕ. Подання об'єму сполучених тіл \bar{A}, \bar{B} і зв'язків D , що деформуються, у вигляді об'єднання скінченного числа об'ємів – елементів (СЕ) заданої конфігурації дозволяє апроксимувати шуканий розподіл переміщень \underline{u} і швидкостей $\dot{\underline{u}}$ системою кусочно-безперервних функцій [353].

Для одержання інкрементальної (дискретної за часом або по параметру навантаження) форми рівнянь обчислювали матеріальну похідну по t від складових (2.13) у припущенні про неконсервативність навантажень $\underline{f}_{\text{эКВ}}$ і $\underline{P}_{\text{эКВ}}$, виду співвідношень для векторів швидкості (2.3), а також з урахуванням залежностей компонент тензора напружень $\sigma_{ij}^{r(e)}$ від часу t не тільки через координати зсуву матеріального континуума, але і явно для співвідношень (2.15).

У силу малості приростів деформацій матеріального середовища на кроці

навантаження БМС Δt зміна його деформаційної швидкості $d\varrho^t$, об'ємів dV^t , площ поверхні сполучених тіл dS^t і контактних поверхонь $dS_{M_k}^t$ у конфігурації Ω_C^t віднесених до змін $d\varrho^r, dV^r, dS^r, dS_{M_k}^r$ малі ($d\varrho^t/d\varrho^r \approx 1, dV^t/dV^r \approx 1, dS^t/dS^r \approx 1, dS_{M_k}^t/dS_{M_k}^r \approx 1$), а швидкості зміни величин масових $\dot{f}_{\text{экв}}^r$ і поверхневих $\dot{P}_{\text{экв}}^r$ зусиль і сил тертя $\dot{p}_{\text{экв}}^r$ незначні ($\dot{f}_{\text{экв}}^r = \dot{f}_{\text{экв}}^R, \dot{P}_{\text{экв}}^r = \dot{P}_{\text{экв}}^R, \dot{p}_{\text{экв}}^r = \dot{p}_{\text{экв}}^R, \dot{\sigma}_{\text{экв}}^r = \dot{\sigma}_{\text{экв}}^R$). Тому в рівняннях рівноваги (2.13) зневажали обліком можливих змін зазначених параметрів у поточній конфігурації Ω_C^t стосовно відлікового Ω_C^r .

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

$$\{\dot{u}\} = \left([K_d^r] + [K_s^r] + [K_k^r] \right)^{-1} \left(\{\dot{F}_f^r\} + \{\dot{F}_q^r\} \right), \quad (2.14)$$

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 D на поверхнях тіл БМС; $\{\dot{F}_f^r\}$ – вектор швидкостей зміни вузлових сил різної фізичної природи (включаючи інерційне навантаження); $\{\dot{F}_q^r\}$ – 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 Ω_C^r к. Ω_C^t .

Чисельні розв'язки рівнянь (2.14) виконуються із застосуванням явної схеми методу скінченних різниць з контролюванням кроку їх інтегрування за критерієм Куранта-Фрідріхсона-Леві [505].

2.3. Функціональна надійність БМС з ушкодженими кістками людини

Повну або часткову втрату функціональності кінцівок людини, щелепи або суглобів визначають за показниками ступеня пошкоджень біологічних тканин. За

аналізом вихідних характеристик тіла кістки повну втрату її несівної спроможності можна встановити у випадках, – переломи та пародонтоз кісток, – незворотні деформації хрящів, – розриви зв'язок суглобів та інші або часткову, – фактичні зміни за віком біофізичних та механічних властивостей матеріалу (щільність, електричний опір, міцність, пружність). Вихідні характеристики пошкоджень кісток при повній втраті їх несівної спроможності являються *детермінованими величинами*, а при часткових ступенях пошкоджень *випадковими величинами*. Інформація про вид пошкодження кісток біологічних об'єктів слугує основою для необхідності подальшого відтворення їх функціональності у вигляді БМС.

Функціональні навантаження визначеного типу біомеханічних систем представлені силами скорочення м'язів та зв'язок, які необхідні для виконання функцій згинання, розгинання, фіксації тіл кісток та суглобів, тощо в процесі життєдіяльності людини. При застосуванні лікувальних пристроїв також розглядаються моделі статичних навантажень, що зумовлені початковими напруженнями і силами гравітаційного навантаження вібраційними впливами при транспортуванні БМС санітарним автомобілем.

Існує декілька загальних рекомендацій теорії оптимального проектування, які необхідно враховувати при виборі параметрів функціональної надійності складних технічних та біомеханічних систем. Показник функціональної надійності повинен характеризувати всю систему як єдине ціле. Вклад окремих елементів в результуючі значення показника може враховуватись за допомогою окремих елементів, що відображають ступінь важливості підсистем в процесі виконання системою складних функцій. Показник функціональної надійності повинен бути розрахунковим, тобто повинна бути алгоритмічна процедура обчислень, по можливості проста, що дозволяє отримати чисельне значення досліджуваного параметра. Вибір показників функціональної надійності біомеханічного стану завершує постановку задачі дослідження несівної спроможності біомеханічної системи та робить її формулювання закінченим. Поряд з цим необхідно сказати, що вибрані показники можуть суттєво змінити методику організації чисельного експерименту по дослідженню системи та інтерпретації результатів її аналізу.

Основні поняття предметної області теорії функціональної надійності («дефект», «пошкодження», «руйнування», «відмова» і т.д.) характеризують різні стани технічних систем і можуть бути адаптовані для БМС. Кожне поняття може бути розгорнуте в дерево більш конкретних станів функціональності, що визначають втрату несівної спроможності БМС [84, 279, 390, 506, 507].

Критерії функціональної надійності складної БМС на практиці звичайно представляють собою деяку комбінацію показників для її компонентів та методик у їх розрахунку. Застосування теорії параметричної надійності [390, 506] для БМС можливе при використанні гіпотез про те, що умови функціональних навантажень тут є відносно однорідні та піддаються відтворенню. Відмову тут трактують як вихід параметрів функціональної надійності об'єктів за встановлені межі у просторі заданих функцій, що характеризують умови їх функціональності.

У відмінності від багатьох технічних систем втрата функціональної надійності у БМС з пошкодженнями біологічних тканин, що пов'язані з повною втратою несівної спроможності, проявляється в ситуаціях, коли такий об'єкт може експлуатуватись до першої відмови, що ототожнюється з її граничним станом. Властивість БМС виконувати задані функції охарактеризуємо терміном функціональна надійність.

Основна задача функціональної надійності для БМС з пошкодженнями визначеного типу складається з оцінки функціональної надійності системи за розрахунковими показниками ресурсу працездатності її окремих елементів. Практичне застосування тут має ймовірнісна модель Вейбула [508, 509], що заснована на концепції «найбільш слабкої ланки» для моделі руйнування твердого деформівного тіла. За аналогією граничний стан сполучених деформівних елементів БС, що мають пошкодження тіл з біологічними матеріалами та лікувальні пристрої без ушкоджень при функціональних навантаженнях можна ототожнити з граничним станом ланцюжка, ресурс працездатності якого визначається найменш слабкою ланкою в просторі заданих функцій параметричної функціональної надійності.

Застосування розробленого в середині 50-х років XX століття методу граничних станів дозволяє врахувати специфіку роботи різних конструкцій БМС і

фактичну мінливість механічних властивостей матеріалів, тобто дає можливість вимірювання параметрів їх функціональності для оцінки функціональної надійності сполучених елементів конструкцій, що становлять єдине ціле. Цей метод в першому наближенні оцінки функціональної надійності БМС може спиратися на статистичне визначення величин її силових навантажень, механічних властивостей суцільних середовищ для заданих типів деформування матеріалів. Загальну умову неперевищення граничного стану БМС може бути представлено у вигляді

$$\psi(F_p, R_p, \rho, \gamma_a, c) > 0 \quad (2.15)$$

співвідношенні (2.15) введені позначення: $F_p = F_n/\gamma_f$ – розрахункове значення величин силового навантаження, F_n – нормативне значення величин силового навантаження, γ_f – коефіцієнт функціональної надійності по силовим навантаженням; $R_p = R_n/\gamma_m$ – розрахункове значення величин опору матеріалу, R_n – нормативне значення опору матеріалу, γ_m – коефіцієнт функціональної надійності по матеріалу; γ_a – коефіцієнт функціональної надійності за точністю проведення розрахунків; ρ – густина, c – постійні, що включають попередньо вибрані розрахункові обмеження, що задаються для деяких видів граничних станів БМС, що визначають допустимі прогини, кути повороту або деформації біологічних тіл без пошкоджень.

Умова (2.15) визначає межу області допустимих станів функціональної надійної БМС на етапі проектування. Фактори, що входять в цю умову можна умовно розділити на дві групи, що залежать від оцінки параметрів міцності та жорсткості конструкцій БМС при силових навантаженнях

$$\begin{cases} \psi_q(F_p, \gamma_a) < \psi_r(R_p) \\ \psi(F_p, R_p, \gamma_a) < c. \end{cases} \quad (2.16)$$

Резерв міцності S деформівних сполучених тіл при навантаженні БМС може бути визначений з умови неперевищення межі області допустимих станів [512]

$$S = R - F > 0, \quad (2.17)$$

де F – узагальнений параметр зовнішнього навантаження, найбільше значення зусилля (або напруження) в конструкції, (тобто задача визначення напруженого

стану передбачається вирішеною); R – узагальнена міцність, несуча спроможність (виражена в тих же одиницях, що і параметр F) та відповідає граничному стану конструкції за відомими величинами допустимої межі міцності.

2.4. Методика створення індивідуальної імітаційної моделі напружено – деформованого стану та оцінки функціональної надійності БМС тіл природного походження та технологічного виготовлення

Для встановлення загальних закономірностей механічної поведінки біомеханічних систем з ушкодженнями кісток при функціональних навантаженнях нерідко вдаються до певного абстрагування і спрощень при відтворенні геометрії та механічних властивостей об'єктів моделювання. Основні механічні властивості структурних елементів біомеханічних систем в цих випадках представляють усередненими величинами пружних констант, а силові навантаження призначають довільно в межах фізіологічного діапазону.

Натомість при створенні індивідуальних імітаційних моделей (ІМ) НДС БМС тіл з ушкодженими біологічними тканинами (на прикладі нижньої щелепи) для вибору оптимального методу лікування та прогнозування його наслідків точне відтворення індивідуальних властивостей анатомії, архітектоніки та фізико-механічних властивостей кісткової тканини нижньої щелепи, притаманних конкретному пацієнту, виявляється необхідним, так само, як і урахування функціональних характеристик силового навантаження (просторової орієнтації і величин сили скорочення окремих жувальних м'язів, сили прикусу та інших, що деталізовані в розділі 4).

Урахування цих параметрів було досягнуто шляхом розробки нових методів та алгоритмів створення адекватних ІМ НДС БМС тіл природного та технологічного походження із застосуванням чисельних методів інженерного аналізу, сучасних інформаційних технологій та CAD/CAM/CAE/PLM систем, засобів комп'ютерної математики та програмного забезпечення власних розробок [510], які схематично представлені на рис 2.4.

В основі розробленої методики створення адекватної індивідуальної імітаційної моделі напружено-деформованого стану (ІМ НДС) біомеханічної системи, на прикладі нижньої щелепи [498], застосовано вихідні дані комп'ютерної томографії, що дозволяють виконати точне відтворення індивідуальної геометричної форми кістки та її структурну неоднорідність з умовно однорідних (або близьких до однорідної) ділянках з архітектонікою домінуючих за рентгенологічною щільністю, а відповідно і жорсткістю кортикального та губчастого шарів (рис. 2.5, рис. 2.6). Технічний результат, що досягається полягає у можливості визначення розташування кортикального та губчастого шару кістки за даними рентгенологічної щільності в окремих фронтальних та аксіальних зрізах томографічного зображення щелепи, створення набору поліліній, що відповідають визначеним межах, побудову на їх основі криволінійних площин та утворення множини простих за формою об'ємів, що відповідають кусково-однорідним емпіричним даним біомеханічних характеристик вздовж напрямку криволінійної лінії максимальної жорсткості, як дотичної до довгої вісі щелепи людини.

Створення твердотільної геометричної моделі шарів тіла щелепи здійснюється за вихідними даними комп'ютерної томографії (формат файлів даних DICOM) та використанням інформаційних технологій і стандартних алгоритмів геометричного моделювання в спеціалізованому програмному комплексі *Mimics 12*. Поєднання поліліній в перетинах тіла виконується з використанням В-сплайнів. Аналогічні етапи алгоритму виконуються при моделюванні однорідних за рентгенологічною щільністю зубів щелепи.

Універсальні CAD програм (*CATIA 5.0, Solidworks 9.0, Autodesk Inventor 12.0*) застосовуються для утворення простих за формою об'ємів ІМ. Для передачі інформаційних потоків даних з однієї програми в іншу використовується для файлів універсальний формат IGS або STL, що відображає поверхню об'єкта моделювання та його внутрішню структуру. Твердотільна геометрична модель щелепи може бути доповнена імітаційними моделями лікувальних пристроїв (рис. 2.6а), імплантатів (рис. 2.6б) та інших систем остеосинтезу кісткових відламків, які можуть бути створені за їх фактичними геометричними розмірами в середовищі вищенаведених

CAD програм. Просторове розміщення різноманітних за геометрією структурних елементів ІМ НДС щелепи проводиться за фактичними даними їх топологічного розміщення [353].

Створені моделі збірок сполучених елементів конструкцій ІМ НДС біомеханічної системи підлягають детальному аналізу з точки зору відповідності їх просторового геометричного розташування в 3-D реконструкціях. Виявлені за допомогою CAD/CAE систем неточності спряжень поверхонь контактуючих тіл підлягають коригуванню.

Для чисельних розрахунків НДС ІМ біомеханічних систем (нижня щелепа, кістка-фіксатор, кінцівки людини з травматичними ушкодженнями) при квазістатичних та нестационарних силових і кінематичних навантаженнях використані проєкційні-сіткові методи в формі чисельних методів скінченних елементів та скінченних різниць [325].

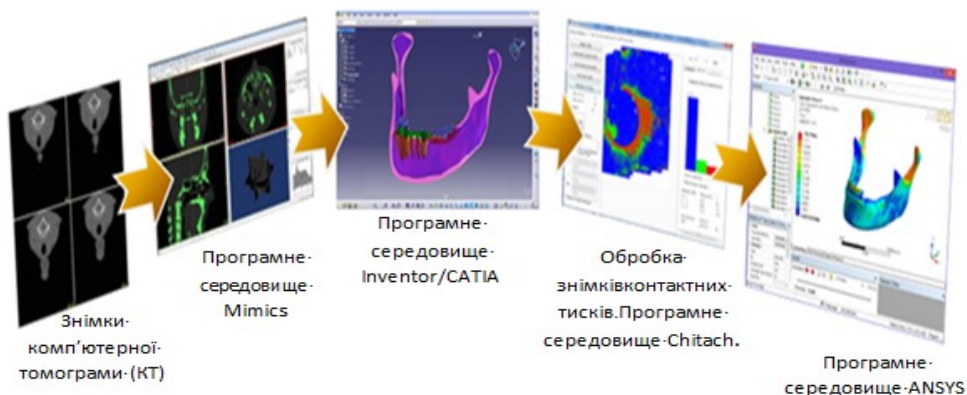


Рис. 2.4. Структурна схема етапів побудови ІМ НДС біомеханічних систем остеосинтезу для оцінки їх міцності та функціональної надійності

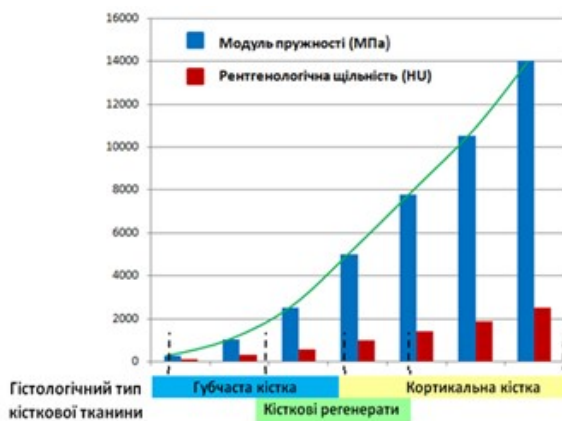


Рис. 2.5. Середньостатистичні величини модуля пружності та рентгенологічної щільності, що притаманні для різних типів кісткової тканини [353]

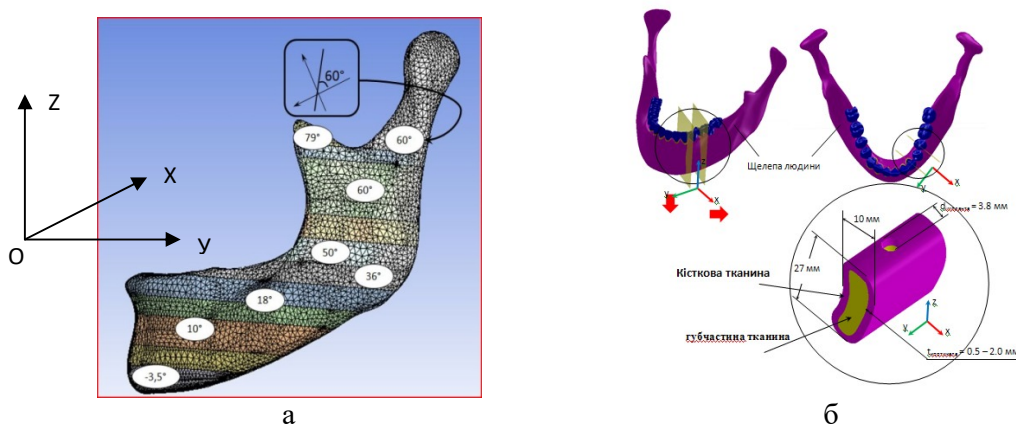


Рис. 2.6. Кутова орієнтація ліній максимальної жорсткості в локальній системі координат (відносно нижнього краю щелепи), відтворена в ІМ НДС біомеханічної системи

Просторова дискретизація (створення сітки скінченних елементів) сполучених елементів конструкцій біомеханічних систем з ідентифікацією структур неоднорідних матеріалів кістки, імплантатів, ортодентичних пластин та інших лікувальних пристроїв є попереднім етапом в побудові розрахункових схем для дослідження ІМ НДС БМС.

Генерація сітки тетраїдальних та гексагональних об'ємних скінченних елементів (СЕ), а при необхідності контактних СЕ та комбінованих СЕ у вигляді пружин (рис. 2.8), для сполучених неоднорідних середовищ БМС виконується в системі інженерного аналізу *WB ANSYS 12.1*. Дискретизація кожного структурного елемента БМС проводиться попередньо, що дозволяє керувати якісними характеристиками сітки СЕ для аналізу очікуваних варіантів розподілу градієнтів напружень в ІМ НДС та почати проводити їх уточнення на ранній стадії дослідження, на якій це можливо. Для кожної ІМ НДС БМС знаходили раціональний ступінь дискретизації структурних 3-D об'єктів (рис. 2.9), тип і розміри СЕ за критеріями якості [104], що реалізовані в системі *WB ANSYS 12.1* та оцінками асимптотичної збіжності чисельних розв'язків в зонах максимальних градієнтів напружень.

При створенні різних типів ІМ НДС БМС застосовано гіпотези про спрощення будови кістки та її основних біомеханічних характеристик: 1) кістка представлена суцільним середовищем (характерний розмір кісток приблизно на 3 порядки більший за розміри її структурно утворюючих елементів, – остеонів); 2) кістка в

межах кортикального і губчастого шару має однорідну структуру з різними анізотропними механічними властивостями; 3) існує кореляційний зв'язок між модулем пружності та характеристиками рентгенологічної щільності кістки; 4) для наближеної оцінки біомеханічного стану кісткової тканини при функціональних навантаженнях кістки може бути застосований лінійний закон зв'язку деформацій та напружень (закон Гука); 5) при навантаженнях, що діють тривалий час, мають місце в'язко-пружні властивості кістки, які зумовлені процесами повзучості та релаксації напружень та мають різну швидкість в різних типах кісткової тканини; 6) при напруженнях, що перевищують межу пропорційності в кістковій тканині виникають деформації, які зумовлюють її руйнування на мікрорівні.

Різноманіття моделей біомеханічних властивостей кісток відображає об'єктивно-існуючі індивідуальні варіації їх фізико-механічних характеристик та розмаїття клінічних задач, що мають бути вирішені в процесі імітаційного моделювання НДС БМС. Кожна з цих ІМ НДС БМС може розглядатися, як адекватна або не адекватна для вирішення конкретної прикладної задачі. Наприклад, немає потреби у відтворенні в'язко-пружних властивостей кісткової тканини, якщо тривалість навантаження не перевищує кількох секунд. При функціональних навантаженнях, тривалість яких визначають більшою чим одна секунда, ці моделі потребують урахування в'язко-пружної складової деформації, що значно ускладнює розрахунки.

В даній роботі способи відтворення неоднорідності структури суцільного середовища та анізотропних пружних механічних властивостей кісткової тканини для ІМ НДС щелепи та технологічних систем остеосинтезу залежать від особливостей створення її геометричної моделі та способу ідентифікації біомеханічних характеристик (рис. 2.6) природних матеріалів (густини, рентгенологічної щільності, модулів пружності, коефіцієнтів Пуассона, в'язкопружних характеристик) та фізико-механічних характеристик матеріалів з виробами лікувальних пристроїв технологічного походження.

В залежності від мети дослідження та типу задач, необхідних для розв'язання, тут можуть бути застосовані різні структури емпіричних даних щодо фізико-

механічних у загальному випадку анізотропних в'язкопружних характеристик кісток щелепи, які необхідні при використанні інформаційних систем та технологій інженерного аналізу з різними функціональними можливостями.

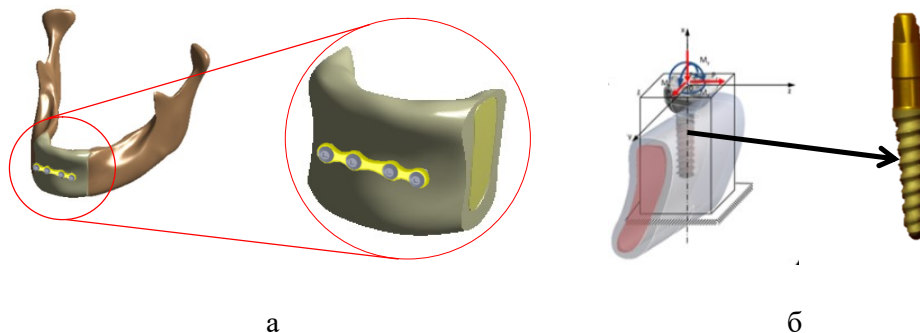
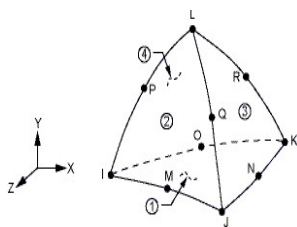
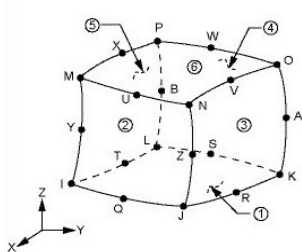


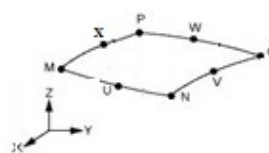
Рис. 2.7. Імітаційні моделі біомеханічної системи передньої ділянки щелепи людини: з фіксуючою пластиною і гвинтами для ушкоджених кісток (а) та імплантатом для фіксації коронки зуба



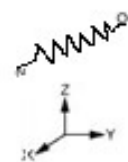
10-вузловий тетраедричний елемент з квадратичною інтерполяційною функцією



20-вузловий гексагональний елемент з квадратичною інтерполяційною функцією



8-вузловий контактний елемент з квадратичною інтерполяційною функцією



2-вузловий елемент з лінійною інтерполяційною функцією

Рис. 2.8. Типи скінченних елементів для дискретизації об'ємів ІМ НДС біомеханічних систем

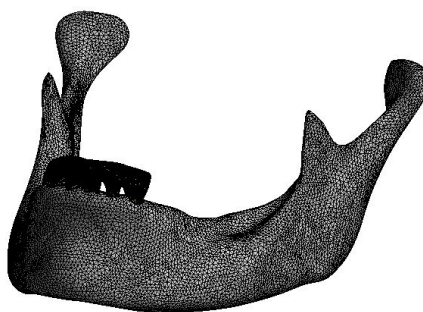


Рис. 2.9. Типова сітка скінченних елементів для ІМ НДС щелепи з конструкціями титанових імплантатів, що створена за даними з топографа *LIGHT SPEED plus* фірми *General Electric* з товщиною зрізу 1 мм та застосуванням алгоритмів інформаційних систем біоінженерного аналізу *MIMICS 12* та *WB ANSYS 12.1*

При створенні неоднорідної за типами ідентифікації матеріалів дискретної моделі біомеханічної системи в програмному комплексі Mimics 12, фізико-механічні властивості кожного об'єму СЕ можна визначати як ізотропні, з використанням емпіричних формул за рентгенологічною щільністю біологічних тканин.

Останні побудовані за середньостатистичними емпіричними даними та наближено відображають кореляційну залежність між максимальною величиною модуля пружності E кісткової тканини та її рентгенологічною щільністю ρ [359].

$$E(\rho) = 6211 \cdot \rho^3 - 19458 \cdot \rho^2 + 3236 \cdot \rho - 9393 \quad (r = 0,6; p < 0,05) \quad (2.18)$$

При визначенні для ІМ НДС нижньої щелепи біомеханічних характеристик кортикального та губчастого шарів як анізотропного пружного неоднорідного тіла застосовували апріорні дані щодо просторового розташування вісей пружної симетрії. Лінія максимальної жорсткості нижньої щелепи змінює свій напрямок від майже горизонтального на ділянці підборіддя до вертикального на ділянці гілки нижньої щелепи.

За експериментальними даними роботи [353] встановлено, що вздовж лінії максимальної жорсткості щелепи середнє співвідношення модулів пружності кортикального шару щелепи складає $E_1/E_2 = 1,65$, $E_2/E_3 = 1,2$. Середні значення величин коефіцієнтів поперечної деформації $\nu_{1-2}=0,28$, $\nu_{1-3}=0,3$, $\nu_{2-3}=0,2$. Модулі зсуву в різних напрямках мають співвідношення $G_{1-2}:G_{1-3}:G_{2-3}=1:0,75:0,68$ і усереднених величин у співвідношеннях для модулів пружності та зсуву $E_1/G_{1-2}=3$.

Для відтворення анізотропних біомеханічних характеристик кістки щелепи вздовж ліній ортотропної симетрії, ІМ НДС розділили на локальні об'єми (по 12 для кортикального і губчастого шару) з кусково-однорідними конструктивно-ортотропними механічними властивостями. Кожному з таких об'ємів відповідав певний діапазон рентгенологічної щільності, що виражений в одиницях Хаунсфілда. Для більшої деталізації кількість локальних об'ємів може бути збільшена в залежності від мети розв'язку задач методами математичного моделювання. В кожному попередньо визначеному дискретному об'ємі кісткових тканин щелепи кут нахилу вісей ортотропії по відношенню до базової системи

декартових координат може бути обчисленим (рис. 2.10). Величини модулів пружності та коефіцієнтів поперечної деформації тензора пружних сталей в локальній системі декартових координат ортотропної симетрії різних дискретних об'ємів шарів кістки (рис. 2.10) рахували апріорно визначеними.

Наприклад, відомі структури експериментальних даних для пружних сталей кісткових тканин можуть бути задані наступною множиною середньостатистичних величин, що приведені в табл. 2.1. Для більш точного відтворення індивідуальних варіацій жорсткості кісткової тканини та її посттравматичних змін величина максимального модуля пружності на окремих ділянках підлягає уточненню. Наприклад, за даними інтраопераційного вимірювання величин твердості кістки.

Згідно теоретичних основ механіки суцільних середовищ, тензору пружних сталей ортотропного тіла в локальній системі координат, відповідає числова матриця D_{ijkl} розмірами 9×9 , яка забезпечує лінійний зв'язок деформацій ε_{ij} та напружень σ_{kl} по закону Гука $\sigma_{kl} = D_{ijkl} \varepsilon_{ij}$.

Матриця коефіцієнтів податливості $C_{\alpha\beta\gamma} = D_{ijkl}^{-1}$ для пружного тіла з ортотропними властивостями та закону парності дотичних напружень в локальному координатному базисі має вигляд

$$C_{\alpha\beta\gamma} := \begin{pmatrix} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\beta} E_{\alpha}^{-1} & -\nu_{\alpha\gamma} E_{\alpha}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\beta\alpha} E_{\beta}^{-1} & E_{\beta}^{-1} & -\nu_{\beta\gamma} E_{\beta}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{\gamma\alpha} E_{\gamma}^{-1} & -\nu_{\gamma\beta} E_{\gamma}^{-1} & E_{\gamma}^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{\alpha\beta} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\beta\gamma} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{\gamma\alpha} \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

$$\nu_{\alpha\beta} / E_{\alpha} = \nu_{\beta\alpha} / E_{\beta}; \nu_{\beta\gamma} / E_{\beta} = \nu_{\gamma\beta} / E_{\gamma}; \nu_{\alpha\gamma} / E_{\alpha} = \nu_{\gamma\alpha} / E_{\gamma}, \quad (2.20)$$

де E – модулі пружності, G – модулі зсуву, ν – коефіцієнти Пуассона.

Для обчислення величин анізотропних пружних характеристик біологічних матеріалів ІМ НДС щелепи коефіцієнти матриці C_{ijkl} в кожному однорідному об'ємі різних шарів кістки з визначеними кутами вісей локального базису (рис. 2.10) перераховували в системі комп'ютерної математики MATLAB 7.1 до єдиної глобальної системи декартових координат, а саме $C'_{mnpq} = \alpha_{mi} \alpha_{nj} \alpha_{pk} \alpha_{ql} C_{ijkl}$ за загальними правилами лінійних перетворень.

При наявності в ІМ НДС щелепи лікувальних пристроїв (накістні мініпластини, гвинти (рис. 2.7а), імпланти (рис. 2.7б), стержні) вважали, що механічні властивості їх матеріалів (титан *Grade5*, цирконієвий сплав ZrO_2 , нержавіюча сталь) при кімнатній температурі мають ізотропні пружні характеристики. Середньостатистичні дані про їх величини наведені в технічній літературі [353] та приведені в розділах 3, 4.

Процеси релаксації напружень в кісткових тканинах протікають значно швидше за біологічні процеси їх резорбції та перебудови і здатні суттєво впливати на них в локально напружених зонах, змінюючи стабільність фіксації імплантатів та жорсткість біомеханічної системи. Біомеханіка кістки при застосуванні різноманітних ортопедичних і ортодонтичних лікувальних пристроїв залежить від тривалості дії стискаючих та розтягуючих напружень, що значно перевищує хвилинні інтервали часу. В'язкопружні моделі деформування біологічних матеріалів в ІМ НДС щелепи розглядали для більш об'єктивної оцінки впливу виду НДС та амплітуд напружень на біологічні процеси резорбції та перебудови кісток у біомеханічних системах з лікувальними пристроями.

Для в'язкопружного матеріалу шарів кістки в ІМ НДС щелепи напруження $\sigma(t)$ в момент часу t представили сумою внесків напружень від окремих деформацій за скінченні проміжки часу в інтервалі $[0, t]$. Відповідно до лінійного закону спадкоємної в'язкопружності та принципу суперпозиції Больцмана використовували в інтегральній формі визначальні рівняння теорії в'язкопружності [325] із застосуванням функцій ядра релаксації з узагальненими елементами Максвела.

З урахуванням спрощуючих припущень про постійність коефіцієнта Пуассона $\nu = const$ та малі зміни об'ємних пружних деформацій шарів кістки у прийнятій моделі в'язкопружного біомеханічного стану ІМ НДС релаксацією об'ємних характеристик матеріалів зневажали. Зсувну функцію релаксації напружень апроксимували рядом експонент із від'ємними степенями

$$G(\xi) = G_{\infty} + \sum_{i=1}^{n_G} G_i e^{(-\xi/\lambda_i^G)}; \quad (2.21)$$

$$G(\xi) = G_{\infty} + \sum_{i=1}^{n_G} G_i. \quad (2.22)$$

При цьому для функції ядра релаксації зсуву – $G(\xi)$ забезпечували умови нормування у вигляді

$$\int_0^{\infty} G(\xi) d\xi = E / 2(1 + \nu), \quad (2.23)$$

де ξ – приведений час, n_G – число елементів Максвелла, що використовуються для апроксимації ядра релаксації зсуву, G_{∞} – кінцевий модуль зсуву, G_i – модуль зсуву i – го елементу моделі, λ_i^G – час релаксації i – го елементу моделі, E – модуль пружності, ν – коефіцієнт Пуассона.

Практична реалізація формули (2.21) представлена рівнянням

$$G(t) = G_0 \left[\alpha_{\infty}^G + \sum_{i=1}^{n_G} \alpha_i^G e^{\left(-\frac{t}{\tau_i^G}\right)} \right], \quad (2.24)$$

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 i до релаксації, $\alpha_i^G = G_i/G_0$ – відношення модулів зсуву в момент часу релаксації τ_i^G до модуля зсуву до релаксації.

Для знаходження невідомих коефіцієнтів функції релаксації напружень в рівнянні (2.24) в'язкопружної ІМ НДС шарів кістки щелепи використовували емпіричні реологічні дані роботи [354], що представлені регресійними рівняннями приведенного зусилля від часу навантаження

$$P^k(t) = P_0^k - \sum_{i=1}^2 P_i^k e^{-\tau_i^k/t} \quad (2.25)$$

при фіксованих деформаціях стиску стандартних циліндричних взірців кортикальної ($k=1$, $P_0^1 = 527H$, $P_1^1 = 21H$, $\tau_1^1 = 372c$, $P_2^1 = 12H$, $\tau_2^1 = 13c$) та губчатої ($k=2$, $P_0^2 = 231H$, $P_1^2 = 30H$, $\tau_1^2 = 131c$, $P_2^2 = 12H$, $\tau_2^2 = 13c$) неушкодженої кістки з часом релаксації напружень для 13с та інших з часом релаксації для 6с.

Невідомі коефіцієнти рівняння (2.24) розраховані для заданного рівня рентгенологічної щільності з визначеними значеннями величин максимального модуля пружності та коефіцієнтів поперечної деформації у кожному з кусково-однорідних об'ємів кортикального та губчастого шарів кістки ІМ НДС вздовж лінії максимальної жорсткості щелепи та приведені у табл. 2.2.

Вибір даної апроксимації біомеханічних властивостей тіла щелепи еквівалентний моделюванню в'язкопружного середовища шарів кістки з ізотропними характеристиками узагальненою моделлю Максвелла (рис. 2.11) з різними вхідними даними, що реалізована в більшості скінченно-елементних програм, включаючи систему інженерного аналізу WB ANSYS 12.1. Імпорт файлів даних виконується в форматах Parasolid, PRO-E або STEP, IGS.

Вибір тієї чи іншої ІМ НДС базується на чіткому усвідомленні клінічної задачі, що буде вирішуватися методами чисельного експерименту, припустимості низки спрощень для вирішення конкретної клінічної проблеми, аналізі величин можливих похибок пов'язаних з неточністю вхідних даних або припущень для розрахункової фізичної моделі. Загалом, спрощенні лінійні ізотропні моделі є достатніми для отримання якісних характеристик механічної поведінки біомеханічної системи.

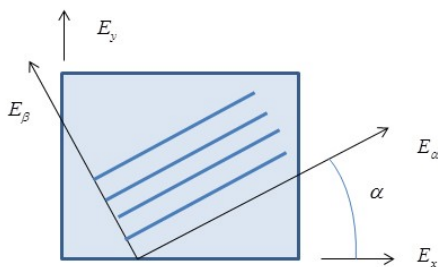


Рис. 2.10. Головні вісі ортотропного матеріалу локального об'єму шарів щелепи, що розташовані вздовж лінії її максимальної жорсткості та просторово орієнтовані через кут α до єдиної глобальної координатної системи $ХОУ$

Водночас отримання достовірних закономірностей розподілу величин напружень і деформацій та визначення їх амплітуд за допомогою ІМ НДС з індивідуалізованими параметрами лікувальних пристроїв остеосинтезу потребує обов'язкового відтворення неоднорідності кісткової тканини, а також урахування ефектів, пов'язаних з анізотропією пружних характеристик та в'язко-пружністю

Таблиця 2.1

Експериментальні величини пружних констант для біологічних тканин підборіддя щелепи з ортотропними властивостями матеріалу [353]

Матеріал	E_1 , ГПа	E_2 , ГПа	E_3 , ГПа	G_{1-2} , ГПа	G_{1-3} , ГПа	G_{2-3} , ГПа	ν_{1-2}	ν_{1-3}	ν_{2-3}
Кортикальний шар	11,0	6,7	5,6	3,7	2,8	2,5	0,28	0,30	0,20
Губчастий шар	0,780	0,480	0,245	0,260	0,180	0,155	0,30	0,31	0,20

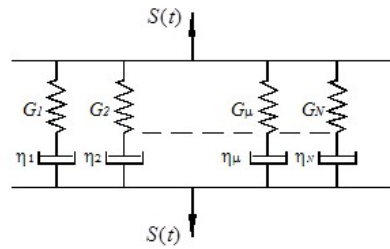


Рис. 2.11. Узагальнена модель Максвелла для в'язкопружних матеріалів

Таблиця 2.2

В'язкопружні механічні характеристики матеріалів кортикальної та спонгіозної кісток біомеханічної системи щелепи та параметри для апроксимації функції релаксації напружень (2.6) для ІМ НДС кісток людини

Кортикальна кістка	ν	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25
	E_0 , МПа	1500	1900	4599	7300	10000	15000
	E_1 , МПа	56	71	172	274	375	563
	E_2 , МПа	32	41	98	156	214	321
	E_∞ , МПа	1412	1788	4328	6870	9411	14117
	G_0 , МПа	600	760	1840	2920	4000	6000
	G_1 , МПа	23	29	69	110	150	225
	G_2 , МПа	13	16	39	62	86	128
	G_∞ , МПа	565	715	1731	2748	3764	5647
	α_1	0,0375	0,0375	0,0375	0,0375	0,0375	0,0375
	τ_1 , с	372	372	372	372	372	372
	α_2	0,0214	0,0214	0,0214	0,0214	0,0214	0,0214
	τ_2 , с	13	13	13	13	13	13
Спонгіозна кістка	ν	0,27	0,27	0,27	0,27	0,27	0,27
	E_0 , МПа	100	150	193	400	800	1000
	E_1 , МПа	11	16	21	43	85	106
	E_2 , МПа	7	11	14	30	60	75
	E_∞ , МПа	82	123	158	328	655	819
	G_0 , МПа	39	59	76	157	315	394
	G_1 , МПа	4	6	8	17	34	42
	G_2 , МПа	3	4	6	12	23	29
	G_∞ , МПа	32	48	62	129	258	323
	α_1	0,1064	0,1064	0,1064	0,1064	0,1064	0,1064
	τ_1 , с	131	131	131	131	131	131
	α_2	0,0745	0,0745	0,0745	0,0745	0,0745	0,0745
	τ_2 , с	6	6	6	6	6	6

біомеханічних властивостей кісткової тканини на основі надійних методів визначення вхідних параметрів.

Руйнування кісток на макрорівні зазвичай зумовлено напруженнями, що перевищують межу пружності. Саме цю величину вважали гранично допустимою при аналізі функціональних силових навантажень. При цьому типі навантажень руйнування мікроструктур та пластичні деформації, що можуть виникати в діапазоні варіації величин напружень, які є меншими за межу міцності, усуваються в процесі ремоделювання (фізіологічної регенерації). Вони не впливають на функціональну здатність кістки, як органа, і можуть не враховуватись в процесі аналізу міцності та функціональної надійності імітаційної моделі НДС БМС.

При визначенні критеріїв функціональної надійності БМС за даними чисельних розрахунків НДС використовували за аналогією робіт [376, 513] дві групи показників їх граничного стану.

До першої групи віднесли втрату несівної спроможності БМС за теорією “слабкої ланки” з амплітудами допустимих зусиль або еквівалентних величин тензора напружень в умовах статичної міцності біологічних тканин кістки [359, 507, 511]. “Слабка ланка” БМС визначається за аналізом НДС в зонах максимальних градієнтів напружень кожного структурного елементу при силовому або кінематичному навантаженні імітаційної моделі НДС БМС. Для встановлення виду НДС в перетинах тіл або на контактуючих поверхнях сполучених елементів конструкцій БМС проводиться аналіз величин параметра Надаї-Лоде [519].

Критерій граничного стану у даному випадку представлено узагальненим рівнянням Писаренко-Лебедева [511] з урахуванням визначення величин границь міцності для біологічних тканин при розтягу та стиску та статистичного аспекту міцності матеріалів БМС за рахунок введення додаткової функції A^{I-J} .

$$\sigma_{екв} = \chi \sigma_i + (1 - \chi) \sigma_1 A^{I-J} \leq [\sigma], \quad (2.26)$$

де σ_1 – величина максимальних головних напружень; $\chi = [\sigma_p] / [\sigma_c]$ – величина граничного опору матеріалу при одновісному розтягу до відповідного значення граничного опору при одновісному стиску; $[\sigma_p]$ та $[\sigma_c]$ – гранично допустимі напруження при розтягу і стиску, що можуть відповідати границі пружності взірців

біологічних тканин або границям течії, міцності матеріалів технологічного походження; A – константа, що дорівнює відношенню величини граничних напружень при одновісному розтягу до величини граничних напружень при чистому зсуві; $J = (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) / \sigma_i$ – параметр напруженого стану, що має по аналогії з $\sigma_{\max} / \tau_{\max}$ сенс величини жорсткості навантаження; σ_i – інтенсивність напружень, що визначена за формулами

$$\sigma_i = \tau_{\max} \sqrt{3 + \mu_\sigma^2}, \quad \tau_{\max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2}, \quad \mu_\sigma = \frac{2\sigma_2 - \sigma_1 - \sigma_3}{\sigma_1 - \sigma_3} \quad (2.27)$$

або

$$\sigma_i = \frac{3}{\sqrt{2}} \tau_{\text{окт}} = \frac{\sqrt{2}}{2} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}, \quad (2.28)$$

$$\tau_{\text{окт}} = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{J_1 - 3J_2}, \quad J_1 = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3, \quad J_2 = \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_3\sigma_1,$$

де J_1 – перший інваріант тензора напружень, що характеризує зміну об'єму тіла та відповідає за визначення усереднених нормальних напружень на октаедричних площинах, J_2 – другий інваріант тензора напружень, що характеризує зміну форми тіла та відповідає за визначення середньо квадратичних величин дотичних напружень $\tau_{\text{окт}}$ на октаедричних площинах.

При відсутності експериментальних даних для границі міцності взірців кісток на стиск величина σ_i у (2.28) визначається як еквівалентні за Мізесом напруження.

Числові значення для величин параметру Надаї-Лоде μ_σ , що визначає вид НДС, можуть коливатися в межах від -1 до $+1$ залежно від домінуючого типу деформації на певній ділянці навантаженого тіла, для кожного з яких притаманні певні співвідношення параметрів J_1 и μ_σ : при двохвісному розтягу $J_1 > 0$, $\mu_\sigma = 1$; при одновісному розтягу $J_1 > 0$, $\mu_\sigma = -1$; при двохвісному стиску $J_1 < 0$, $\mu_\sigma = -1$; при одновісному стиску $J_1 < 0$, $\mu_\sigma = 1$; при зсуві $J_1 = 0$, $\mu_\sigma = 0$.

Першим критерієм функціональної надійності БМС при статичних видах навантаження вважали виконання співвідношень

$$\chi = \min \chi_i(\rho) = 1 - \gamma \sigma_{\text{екв}}^i(\rho) / \sigma_L(\rho) \geq 0, \quad i = 1, 2 \dots n; \quad (2.29)$$

для k структурних елементів імітаційної моделі.

Граничні величини силових навантажень, що відповідають умовам міцності $\sigma_M(\rho)$ для k структурних елементів БМС

$$P_{\max} \leq [P] = \min(\sigma_M(\rho) / \gamma \sigma_{екв}^i(\rho)) \times P, \quad i = 1, 2 \dots k. \quad (2.30)$$

P^k – амплітуда головного вектора зусиль біомеханічної системи, $[P]$ – допустима амплітуда головного вектора зусиль, $P_{екв}$ – гранична величина амплітуди головного вектора зусиль, яка визначається з розв’язку рівнянь статичної рівноваги для крайової задачі біомеханіки за величиною допустимих напружень $[\sigma^k]$ “слабкої ланки” БМС.

Другу групу показників граничного стану БМС визначали за допомогою оцінки величин жорсткості (деформацій, переміщень, кутів повороту) системи контактуючих елементів її конструкції. Другим критерієм функціональної надійності БМС при статичних видах навантаження вважали виконання співвідношень

$$\beta = 1 - \gamma \varepsilon_{eqv} / \varepsilon_N \geq 0, \quad \varepsilon_{eqv} = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \quad (2.31)$$

$$\alpha = 1 - \frac{q_j^k}{[q_j]} \geq 0, \quad j = 1, \dots, 6, \quad (2.32)$$

де $\varepsilon_{екв}$ – еквівалентні величини тензора деформацій, $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$ – головні деформації, граничні величини ε_N деформацій, $[q_j]$ – допустимі переміщення та кути повороту “слабкої ланки” БМС або прототипа об’єкта-оригінала БМС без ушкоджень [508], q_j^k – величини лінійних переміщень та кутів повороту (в декартовому базисі 6 незалежних параметрів).

Для практичного використання БМС при дії силових статичних навантажень параметри її функціональної придатності з обмеженнями визначали, як область Парето (рис. 2.12), наступним чином: 1. Граничні величини напружень, що не перевищують межу пропорційності кортикальних тканин; 2. Граничні величини силових навантажень, що відповідають умовам міцності всіх структурних елементів

контактуючих тіл; 3. Граничні величини деформацій та переміщень часток середовища кістки сполученого з лікувальним пристроєм (шуруп, імплантат), що не приводять до якісної зміни їх конфігурації в біомеханічній системі; 4. Гранична твердість (рентгенівська щільність) кортикального шару кістки, що визначає задовільну опороздатність деформаціям лікувальних пристроїв БМС.

У відповідності до вищенаведених критеріїв параметри функціональності БМС визначали за коефіцієнтом безпеки (КБ)

$$\gamma = \gamma_f \cdot \gamma_m \cdot \gamma_a, \quad (2.33)$$

де γ_f – КБ по визначенню величин силових навантажень конкретного об'єкту дослідження; γ_m – КБ по біомеханічним даним для визначення механічних властивостей матеріалу; γ_a – КБ за точністю проведення розрахунків НДС ІМ. Числове значення КБ

$$\gamma = 1,2 \quad (2.34)$$

визначали по аналогії з ДСТУ, ОСТ для відповідальних технічних конструкцій.

Гранично допустима величина напружень, яку здатна витримати кісткова тканина, не є сталою величиною, а залежить від типу кісткової тканини її структурної організації та умов навантаження. Захворювання і травми можуть змінювати цю величину в бік зменшення.

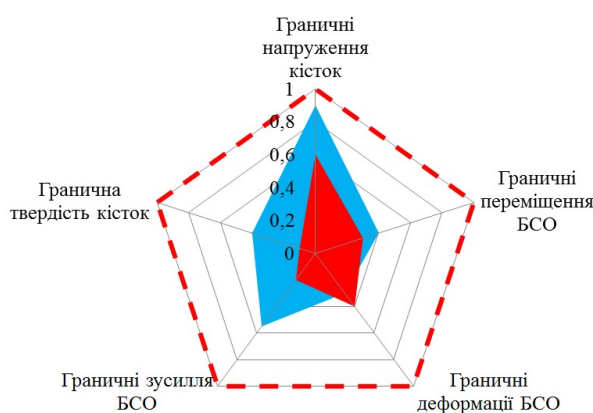


Рис. 2.12. Графічна інтерпретація простору параметрів функціональної надійності БМС при дії допустимих статичних силових навантажень за критеріями (2.29) – (2.32) в залежності від типу рентгенологічної щільності кісткових тканин

Для індивідуальної оцінки величини гранично-допустимих напружень у пацієнтів з переломами та дефектами кісток кінцівок або щелепи потрібно

застосовувати експериментальні дані про наявність зменшення величин жорсткості і міцності кістки на ділянках, що зазнали посттравматичних змін. Зміни жорсткості, в свою чергу, можна оцінювати за результатами інтраопераційного визначення твердості кістки [359].

2.5. Висновки за розділом

Для БМС розглянуто характеристики міцності, процеси руйнування матеріалів біологічного походження і показники втрати функціональності кінцівок людини, щелепи та суглобів.

Представлено гіпотези та рівняння механіки суцільних середовищ, які використовувались для опису кінематики, процесів руху, швидкості деформування та швидкості зміни напружень в БМС за умови малості деформацій.

Наведені використані перетворення для тензора пружних констант у ІМ НДС БМС для біологічних матеріалів щелепи з явно вираженими ортотропними механічними властивостями.

Для опису в'язкопружних механічних властивостей моделей матеріалів біологічного походження використано апроксимаційну модель Максвела, з відсутністю об'ємної релаксації.

Наведені кінематичні умови непроникнення, зачеплення і проковзування для контактуючих тіл кісток та хрящів колінного суглобу (в момент часу t).

Дискретизацію початково-крайових задач біомеханіки по просторовим змінним здійснено допомогою чотирьох типів просторових, плоских та лінійних скінченних елементів.

Розглянуто вибір показників, факторів, концепцій та критеріїв функціональної надійності БМС які характеризують функціональність системи вцілому, при цьому для оцінки граничного стану використана теорія “слабкої ланки”. Гранично допустимою величиною при аналізі функціональних силових навантажень вважали величину напружень при руйнуванні кісток – межу пружності.

Представлено методику створення адекватної індивідуальної імітаційної моделі НДС БМС на прикладі нижньої щелепи людини, що включає в себе точне

відтворення індивідуальних властивостей анатомії, архітекtonіки, анізотропних фізико-механічних властивостей кісткової тканини та урахування функціональних навантажень із застосуванням чисельних методів інженерного аналізу, сучасних інформаційних технологій, CAD/CAE систем та програмного забезпечення власної розробки.

РОЗДІЛ 3

ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БМС З КОНСТРУКЦІЯМИ ФІКСАЦІЇ УШКОДЖЕНИХ ПЕРЕЛОМАМИ КІСТОК НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ ТА ПРИ ВІДНОВЛЕННІ НЕСУЧОЇ СПРОМОЖНОСТІ КОЛІННОГО СУГЛОБУ

3.1. Дослідження параметрів функціональної надійності БМС з зовнішніми апаратами фіксації ушкоджених переломами кісток нижніх кінцівок при транспортуванні постраждалих

Застосування лікувальних пристроїв та матеріалів технологічного походження для реконструкції пошкоджених кісток кінцівок при відновленні функціональності організму людини є стандартною практикою медицини XXI століття. За даними медичних реєстрів, щороку в Україні кількість людських травм сягає 2 млн., з них 150 тис. потребують проведення оперативного втручання на кістках (Калашніков А.В., 2007; Герасименко С.І., 2008; Корж А.А., 2008; Гайко Г.В., 2008). Середньостатистична частота переломів кісток на рік в світі складає 3,6 випадків на 100 чоловік, з них переважна більшість – переломи кінцівок, які складають для чоловіків – 3.1, для жінок – 2.5 випадків на 100 чоловік (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. Фінансування лікування переломів кісток в США щорічно складає ~15 млрд. доларів.

Вивчення процесів біомеханіки при силових навантаженнях БМС ушкоджених переломами кісток людини з апаратами їх фіксації, пов'язано з необхідністю отримання об'єктивної інформації про досліджувану конструкцію лікувального пристрою та умов її біомеханічної взаємодії з біологічними тканинами. Основними завданнями при розробці конструкцій даного типу є: 1) пошук способів їх фіксації до кісткових тканин організму, що забезпечують надійне функціонування; 2) пошук

матеріалів, які володіють заданими фізико-механічними властивостями і викликають мінімальну біомеханічну реакцію оточуючих тканин.

Фізико-механічні характеристики матеріалів, що застосовують для виготовлення лікувальних пристроїв (стержнів, шурупів) остеосинтезу кісткових відламків людини, в конструкціях БМС повинні мати відповідні фізичні властивості: 1. Високої біосумісності (біологічно інертний матеріал не викликає побічних клінічних проявів); 2. Корозійної стійкості (здатність матеріалів чинити опір корозії, яка формується з різною швидкістю в даних умовах); 3. Біоінертності (хімічно інертний матеріал, який не викликає побічних клінічних проявів); 4. Немагнітності (власне магнітне поле матеріалу відсутнє); 5. Низької теплопровідності (коефіцієнт теплопровідності малий); 6. Малості термічних деформацій за величиною коефіцієнта лінійного термічного розширення; 7. Відсутності токсичності (показник безпеки в медицині).

В умовах бойових дій, стихійних лих, техногенних катастроф проблема транспортування потерпілих з переломами нижніх кінцівок до місць надання медичних послуг не втрачає актуальності [430]. Це пов'язано з кількістю постраждалих і показниками летальності та інвалідності при травматичних пошкодженнях біологічних тканин. В таких випадках використовуються типові системи (превентивної) фіксації кісткових відламків [430,436] кінцівок людини, а саме, шини Дітерікса або Крамера, стержневий апарат зовнішньої фіксації (СТАЗФ). Приймаючи до уваги специфічні форми та положення кісток нижніх кінцівок використання СТАЗФ для стегнової кістки обмежується однорядним розташуваннями фіксуючих стержнів (рис. 3.1в), а для великої гомілкової кістки доступне більш стійке типове просторове розташування стержнів (рис. 3.1а). Варіанти спрощеного остеосинтезу для стегнової кістки передбачають використання шини Дітерікса (рис. 3.1г), а для великої гомілкової – відповідно шини Крамера (рис. 3.1в).

Різноманіття технічних реалізацій у практичному виборі конструкцій фіксації кісткових відламків при створенні БМС в конкретних фізіологічних умовах для ушкоджених переломами кісток нижніх кінцівок людини пов'язано зі специфікою їх

травм і необхідності забезпечення параметрів функціональної надійності біомеханічних систем зазначеного типу при силових навантаженнях під час транспортування постраждалих санітарним колісним транспортним засобом (СКТЗ) з місця проведення остеосинтезу до лікарні.

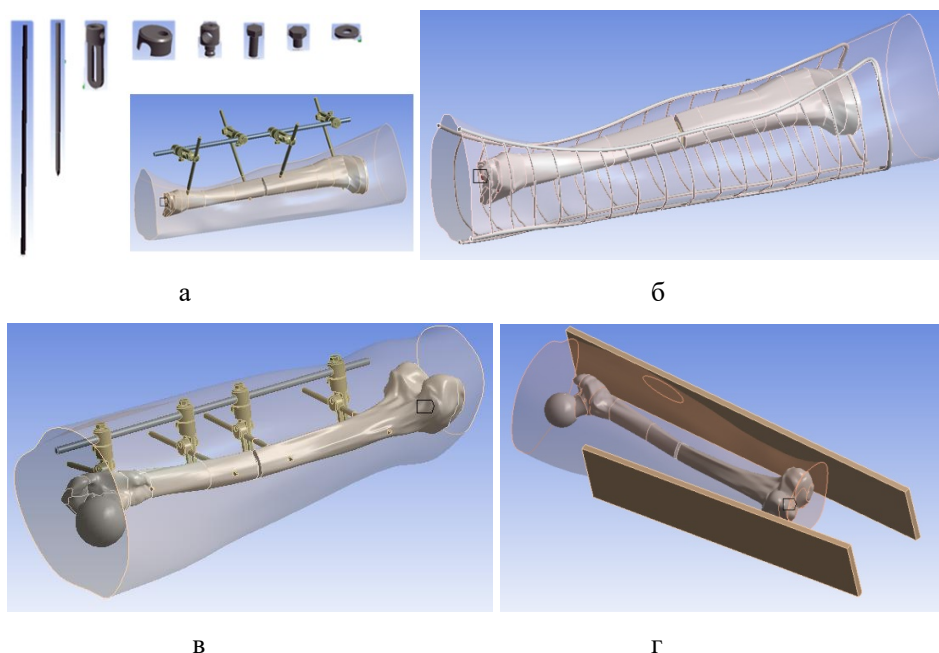


Рис. 3.1. Типові структурні елементи твердотільних моделей СТАЗФ для великої гомілкової (а) та для стегнової кісток (в); шин Крамера для великої гомілкової кістки (б) та Дітеріхса для стегнової кістки (г)

Беручи до уваги, етичні норми і практичну неможливість ефективного натурного дослідження несучої здатності і функціональної надійності БМС “in vivo”, очевидною стає актуальність завдання пошуку оптимального рішення методами математичного моделювання і обчислювального експерименту із застосуванням імітаційних моделей НДС та оцінки параметрів їх функціональної надійності.

Опис інформаційних технологій і методичного забезпечення, що застосовано для створення та дослідження НДС імітаційних моделей БМС ушкоджених кісток нижніх кінцівок людини і алгоритмів обчислення параметрів їх функціональної надійності, приведено в розділі 2.

Для визначення величин силових навантажень постраждалих, що мають ушкодження переломами кінцівок, під час транспортування в СКТЗ з місця

проведення остеосинтезу до лікарні динамічна модель типового санітарного автомобіля.

3.1.1. Динамічна модель санітарного колісного транспортного засобу з урахуванням статистичних характеристик профіля дороги

Моделюванню руху колісних транспортних засобів, у тому числі й санітарних, присвячена досить велика кількість досліджень, серед яких можна відзначити роботи Балабіна І.В. [420], Ротенберга Р.В. [428], Певзнера Я.М. [421], Яценко Н.Н. [433], Хачатурова А.А. [431], Цітовича І.С. [437], Дербаремдикера А.Д. [422], Смірнова Г.А. [423] та інших.

Визначення вібраційних навантажень під час транспортування постраждалих в СКТЗ (санітарний автомобіль УАЗ-452А) відноситься до не в повному об'ємі вивчених фізичних чинників. Вібрації, що виникають в процесі різнопланової експлуатації СКТЗ, особливо важкі для аналізу, оскільки володіють повною збіркою ознак, що ускладнюють це дослідження: просторові багатомасові коливальні системи; – нелінійні параметри; – випадкові процеси та їх недовизначеність; високоінтенсивні і малоенергетичні дії; – щонайширший частотний спектр і т.і. [390, 425]. Універсального методу розв'язку задач подібної складності не існує.

При швидкістному русі СКТЗ основним збурювачем коливань являються нерівності дорожнього покриття. Динаміка руху СКТЗ супроводжується неперервною зміною сил взаємодії шини на площині контакту з дорожньою поверхнею. Величина цих сил, що характеризує вібронавантаження постраждалих, в значній мірі залежить від пружно-демпфуючих властивостей підвіски, ходових характеристик СКТЗ, профілю дороги [420] і швидкісного режиму його руху [421, 428]. Під профілем дороги розуміються такі нерівності, які викликають коливання автомобіля (без урахування невіднесених мас) на конструкції підвіски. Нерівності дороги, що не викликають коливань підвіски і такі, що гасяться в шині, при оцінці профілю дороги не приймаються до уваги. Практично коливання підвіски зумовлені дорожніми нерівностями, довжина яких знаходиться в межах від 0,2 м до 50 м [421, 422]. За даними роботи [423] макропрофіль дороги, що не дає впливу на

коливання СКТЗ складається з довгих (більше 100 м) нерівностей. Облік змін висоти нерівностей профіля дороги під колесом, і як наслідок, прогинання шин приводить до необхідності визначення випадкової змінної величини зусилля в контакті коліс з дорожньою поверхнею. Імітаційні моделі доріг умовно підрозділяють на ряд класів залежно від середньо квадратичної висоти нерівностей покриття. Відомості про статистичні характеристики доріг та методах їх отримання наведено в спеціальній літературі [430, 431].

З аналізу робіт ряду авторів [420–430], відомо, що в теорії підресорювання та розрахунках динамічних характеристик підвіски колісних СКТЗ виділилося два підходи [422]. В розв'язках задач даного типу в детермінованій постановці профіль дорожніх нерівностей описується наперед заданою функцією, найчастіше гармонічною. Розв'язки задач по визначенню динамічних характеристик СКТЗ виконуються в ймовірнісній (стохастичній) постановці, стаціонарної у випадку однорідного дорожнього покриття та нестаціонарної імпульсного типу при наїзді на перешкоду (бугор, вибоїну і т.і.).

Стохастичний підхід, через складність використовуваного математичного апарату, вимагає істотного спрощення імітаційної математичної моделі СКТЗ. Як правило, її представляють у вигляді системи лінійних диференціальних рівнянь, з урахуванням невеликих нелінійностей. У зв'язку із цим дана методика одержала поширення при моделюванні режимів колісних СКТЗ по дорогам з покриттям або найіждженим ґрунтовим і, як правило, для розрахунку комфортної і середньої швидкості руху. У зазначених дорожніх умовах пробої підвісок і відриви коліс від дорожнього полотна, які є істотно нелінійними, практично відсутні. Нелінійністю же наведених до осі колеса характеристик пружного елемента й пристрою, що забезпечує демпфування, через невеликий хід підвіски й відносної малості її вертикальної швидкості, зневажають. У цьому випадку профіль дороги може розглядатися як ергодична стаціонарна випадкова функція висоти його нерівностей залежно від швидкості руху [428, 431]. Випадкові характеристики нерівностей на даний час для існуючих автомобільних доріг досить добре вивчені [390].

Встановлено, що розподіл величин висот нерівностей доріг близький до нормального закону.

Якість підресорювання, яка відповідно до галузевої норми [430, 431], впливає на характеристики вібронавантажень СКТЗ, оцінюється середньо квадратичними значеннями вертикальних прискорень рухомих мас автомобіля [423, 426]. З метою нормування вібронавантажень визначається величина максимальних вертикальних прискорень підресорених мас, ймовірність появи яких становить більше 1,5%. Конкретні припустимі значення зазначених параметрів залежать від частоти вертикальних коливань, оцінки їх близькості до резонансу і призначення транспортного засобу.

Детерміністичний підхід оперує менш складним математичним апаратом, дозволяє врахувати в більше повному обсязі нелінійні властивості як підвіски, так і коливальної системи в цілому та одержати відносно високу точність результатів [427, 428]. Він використовується при розрахунку систем підресорювання колісних транспортних засобів, які призначені для експлуатації в основному в умовах бездоріжжя, коли усереднені статистичні характеристики коливань не дозволяють вірогідно оцінити якість підресорювання. Його варто оцінювати за максимальним значенням параметрів, пов'язаних із пробоями підвіски, підвищенням швидкостей і прискорень підресореного корпусу над можливостями стабілізуючих пристроїв, використовуваних у колісних СКТЗ.

У прикладних дослідженнях динамічних характеристик автомобіля і вантажу, що транспортується, обумовленим швидкістним рухом СКТЗ по дорогах, найважливіше значення має сукупність адекватних гіпотез і припущень, які повинні підкріплюватися імітаційними моделями і натурними експериментами, а не навпаки, як це часто практикується [428].

Використовувані на практиці динамічні аналоги СКТЗ (рис. 3.2а) обмежені в основному одно- або двомасовими коливальними системами, за допомогою яких аналізуються вертикальні переміщення, обумовлені узагальненою координатою y , продовжжувові та поперечнокутові коливання, що характеризуються відповідно узагальненими координатами θ й ψ (рис. 3.2б). У загальному випадку кожна із

взаємодіючих мас СКТЗ може виконувати поступальні та кутові коливання щодо трьох координатних вісей. Облік всіх можливих узагальнених переміщень істотно ускладнив би розв'язок задачі динаміки СКТЗ. При визначенні динамічних навантажень для транспортного вантажу, зумовленого рухом СКТЗ по автомобільним дорогам розрахунок всіх можливих переміщень і діючих сил в різних частинах автомобіля виконувати не потрібно.

Для визначення параметрів швидкісного руху типового двовісьового СКТЗ за умовами комфортного транспортування і збереження постраждалого, який перевозиться, без зміни форми та руйнування використана імітаційна динамічна модель системи „СКТЗ–постраждалий” (рис. 3.2). Дана динамічна модель представлена як складна багатомасова коливальна система [427, 428], оцінка вібронавантаження постраждалого, що транспортується наведено в додатку А.

Умови збереження в допустимих межах основних параметрів коливань СКТЗ [426] визначаються за величинами: прискорення $[\ddot{z}_p]$ (постраждалої людини, яку транспортують), що характеризує плавність ходу СКТЗ; переміщення $[z_k]$ колеса щодо кузова, що визначає можливість ударів в обмежувачі ходу, а також довговічності пружних елементів підвіски; деформації шини $[\zeta_{sh}]$, що характеризує небезпеку відриву колеса від дороги.

Умові комфортного транспортування постраждалої людини в СКТЗ відповідають певні головні вимоги по вібронавантаженню та обмеженню сил інерції. Обмеження на швидкість комфортного руху санітарного автомобіля визначено граничними динамічними навантаженнями, що залежать від вертикального прискорення постраждалої людини, зумовленого переміщеннями колеса щодо кузова та величинами деформації шин.

Вибір швидкісних режимів руху СКТЗ для транспортування постраждалих повинен забезпечити умови, при яких величини прийнятих основних показників якості не перевищують допустимих значень

$$\ddot{z}_p \leq [\ddot{z}_p]; z_k \leq [z_k]; \zeta_{sh} \leq [\zeta_{sh}]. \quad (3.1)$$

В розрахунковому дослідженні величин вібраційних навантажень при транспортуванні постраждалих СКТЗ по дорозі з дернисто-підзолистим сухим

грунтом з оцінкою випадкових нерівностей за спектральною щільністю використовували імітаційну динамічну модель СКТЗ.

За даними роботи [434] та результатів наведених в додатку А встановлено, що прискорення при вимушених коливаннях підресорної частини СКТЗ типу УАЗ-452А з комфортним рухом для постраждалого повинне знаходитися в межах $\ddot{z}_{\max} \leq (0,6-0,8)g$. Якщо постраждалий перевозиться незакріпленим в СКТЗ, то при швидкості руху 50 км/год дорогою з дернисто-підзолистим сухим ґрунтом прискорення вантажу при підстрибуванні (відривах) можуть перевищувати прискорення кузова ($\ddot{z}_{\max} \geq g$) і досягати 4.59 g. Для неушкодженості постраждалого при транспортуванні необхідне його надійне закріплення для обмеження силової дії з боку автомобіля.

3.1.2. Імітаційні моделі БМС нижніх кінцівок з апаратами зовнішньої фіксації ушкоджених переломом кісток при транспортуванні постраждалих

Основною проблемою розрахунково-теоретичного дослідження функціональної надійності та інженерного аналізу біомеханічного стану БМС «конструкція остеосинтезу - кістка» під час транспортування постраждалих в СКТЗ є необхідність застосування методів математичного моделювання НДС складної конфігурації сполучених тіл, що деформуються під дією зовнішніх сил.

При використанні чисельних методів розв'язку диференціальних рівнянь біомеханіки суцільного середовища з частковими похідними необхідне адекватне об'єктивній реальності формулювання розрахункових схем з відповідним визначенням геометрії об'ємів та поверхні сполучених різнорідних елементів біомеханічної системи, ідентифікації фізико-механічних властивостей матеріалів біологічного та технологічного походження, величин силових навантажень, кінематичних обмежень, умов силової взаємодії в з'єднаннях контактуючих тіл між собою та зовнішнім середовищем.

Для інженерних конструкцій ці параметри є чітко детермінованими і загальновідомими, крім того, майже завжди існує можливість співставлення розрахункових і експериментальних даних. При аналізі БМС «конструкція

остеосинтезу - кістка», виникає низка проблем у визначенні фізичних властивостей неоднорідного біологічного середовища кісток, які залежать від їх поточного стану (віку, мінералізації, вологонасиченості та інших факторів), що наведені в розділі 1 та впливають на вірогідність створених імітаційних моделей НДС та оцінки функціональної надійності.

Розрахункові схеми для 4-х БМС «конструкція остеосинтезу - кістка» розроблені з використанням методик та алгоритмів інформаційних технологій наведених в розділі 2.

Імітаційні моделі великогомілкової та стегнової кісток було створено на основі даних томографічного дослідження у 8 пацієнтів чоловічої статі віком від 23 до 54 років без ознак кісткової патології. Комп'ютерна томографія виконана на томографі LIGHT SPEED Plus фірми General Electric з товщиною зрізу 1 мм. Сканування проведено фахівцями кафедри військової хірургії Української військово-медичної академії [378]. Результати комп'ютерної томографії кісток представлено у вигляді вихідних даних у файлах формату DICOM. Для створення тривимірної геометрії поверхні та об'ємів шарів кісток з неоднорідними властивостями застосовані інформаційні технології програми *MIMICS 12.5*. В процесі сегментації томографічних зрізів в напівавтоматичному режимі, було виділено ділянки, що відповідають компактному, губчастому та кістково-мозговому шару даних кісток на основі їх рентгенологічної щільності, з використанням чисел *Hounsfield'a*. Після чого проведено корекцію контурів на ділянках, де виникали суттєві похибки чи була очевидна невідповідність за топографічними даними кортикального, губчастого і кістково-мозгового шарів кісток нижніх кінцівок людини. Тривимірні геометричні моделі великогомілкової та стегнової кісток (рис. 3.1а, 3.1в), що включали визначені об'єми неоднорідних шарів, побудовані з максимальною точністю для кривизни профілів поверхні виділених об'ємів кісток та детально проаналізована на адекватність з точки зору її просторової геометрії. Особливостями тривимірних геометричних моделей великогомілкової та стегнової кісток нижніх кінцівок людини були штучно створені в CAD системі

Autodesk Inventor 11.0 переломи методом видалення її об'єму довжиною 5 мм вздовж кістки та утворення двох кісткових відламків (рис. 3.7в).

У зв'язку з фізіологічними особливостями будови та розташування кісток нижніх кінцівок, геометрія конструкції СТАЗФ має відмінності у розташуванні структурних елементів для моделей стегнової кістки (рис. 3.1в) та великої гомілкової кістки (рис. 3.1а). Шинуючі конструкції остеосинтеза кісткових відламків нижніх кінцівок представлені шиною Дітеріхса (рис. 3.1г) для стегнової кістки та шиною Крамера (рис. 3.1б) для великої гомілкової кістки.

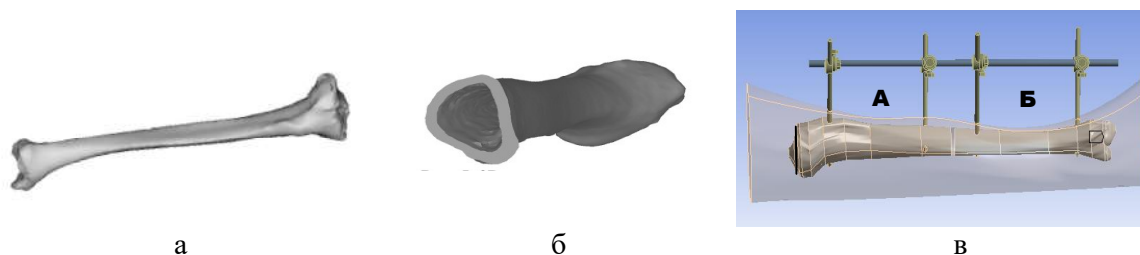


Рис. 3.7. Імітаційні моделі кортикального (а) і губчатого (б) шарів великогомілкової кістки кінцівок людини та БМС зі стержневим апаратом фіксації кісткових відламків А і Б (в)

Шина Дітеріхса представлена двома імітаційними моделями 2-х однакових дерев'яних пластин, що розташовані на зовнішній поверхні правого і лівого боків стегна. Пластини додатково навантажені стискаючими силами, що спричиняють перетяжки при їх фіксації на кінцівках ноги. Шина Крамера складається з двох однакових металевих стержневих конструкцій драбинчастої форми, що мають замкнутий контур. Для створення БМС кісткових відламків проведено згідно технології практичного застосування підготовчого деформування металевої конструкції – шини Крамера до геометричної форми стегнової кістки і її фіксації перетяжками на кінцівках ноги.

Конструкція лікувального пристрою СТАЗФ змодельована сполученням 33 металевих елементів (стержнів круглого перетину з різьбою, зажимів, фіксаторів і т.і.) з відомими геометричними параметрами (рис. 3.1а, в). Розташування металевих фіксаторів відносно кісток і м'язів створено у місцях звичних для їх повсякденного застосування (інформація надана фахівцями кафедри військової хірургії Української військово-медичної академії [378] в області хірургії нижніх кінцівок людини).

Імітаційні моделі структурних елементів систем остеосинтезу СТАЗФ та шин Дітерікса, Крамера створені за геометричними даними прототипів-оригіналів в CAD системах Autodesk Inventor 10.0 та Solidworks (Dassault Systems SolidWorks Corp.).

Для спрощення чисельних розрахунків НДС кожен з визначених типів біологічних тканин великогомілкової та гомілкової кістки розглядався гомогенним з однорідною щільністю середовища. Біомеханічні характеристики кортикальних шарів кісток кінцівок постраждалого при динамічних силових навантаженнях для визначених умов транспортування БМС (п.3.1) визначали як анізотропні пружні, що відповідають структурам орієнтації остеонів і трабекул кісткової речовини гомілок.

Таблиця 3.2

Властивості матеріалів кісток нижніх кінцівок та елементів остеосинтезу
[294, 297, 366, 412–415, ДСТУ 2770-94]

Тип тканини	Модулі пружності E, Па	Коефіцієнти Пуассона, ν	Густина матеріалу ρ , кг/м ³	Границя міцності σ_B , МПа
М'яка ./тканина	$7,28 \cdot 10^4$	0,49	1045	
Кортикальний шар	$E_x=1,15 \cdot 10^{10}$ $E_y=1,15 \cdot 10^{10}$ $E_z=1,75 \cdot 10^{10}$ $G_{xy}=3,6 \cdot 10^{10}$ $G_{yz}=3,3 \cdot 10^{10}$ $G_{zx}=3,3 \cdot 10^{10}$	$\nu_{xy}=0,49$ $\nu_{yz}=0,31$ $\nu_{zx}=0,31$	2100	120
Спонгіозний шар	$7,8 \cdot 10^9$	0,27	1700	8
Кістково-мозковий канал	$5 \cdot 10^7$	0,45	1000	--
Металеві елементи СТАЗФ (титановий сплав BT14)	$1,06 \cdot 10^{11}$	0,37	4500	450
Металеві елементи шини Крамера (Ст.3)	$1,83 \cdot 10^{11}$	0,3	7850	435
Дошка з деревини шини Дітерікса	$9 \cdot 10^9$	0,09	640	5

Спонгіозний шар та кістково-мозковий канал кістки за відповідною структурою її будови (п.1.2) апроксимували матеріалом з суцільним середовищем, що має ізотропні пружні властивості. Середньостатистичні дані для величин модулів пружності та коефіцієнтів Пуассона неоднорідних шарів моделі кістки, які використані в розрахунках, отримані за літературними даними [297, 366, 415] та приведені в таблиці 3.2. Механічні властивості матеріалів технологічного

походження (титановий сплав BT12, Ст.3) та природного походження (деревина) різних елементів конструкцій зовнішніх систем фіксації БМС кісткових відламків відповідають моделі пружного ізотропного матеріалу (табл. 3.2).

3.1.3. Оцінка параметрів функціональної надійності БМС з апаратами фіксації ушкоджених переломом кісток нижніх кінцівок при динамічних навантаженнях

Величини переміщень та напружень, що отримані за чисельними розв'язками крайових тривимірних задач теорії пружності на ПЕОМ методом скінчених елементів (МСЕ) містять ряд похибок, які можуть бути ранжовані за джерелами їх походження (формалізації параметрів поставлених задач та вхідних даних, застосуванні чисельного методу та алгоритму, округлення результатів чисельних розв'язків) та мають варіацію статистичних даних про фізико-механічні властивості біологічних матеріалів в певних інтервалах [417].

Оцінку точності чисельних розв'язків МСЕ в розрахунках НДС БМС кісток з переломами, які фіксовані СтАЗФ, контролювали методом забезпечення асимптотичної збіжності отриманих результатів в зонах максимальних градієнтів напружень в результаті кратного збільшення кількості скінчених елементів дискретної моделі.

Для перевірки адекватності результатів імітаційного моделювання НДС БМС [408] (рис. 3.18а) використано дані експериментального дослідження характеристик жорсткості натурного зразка великогомілкової кістки (БГК) з переломом зі СтАЗФ (рис. 3.18б), що отримані за допомогою універсальної випробувальної машини серії TIRAtest-2151 в науково-дослідній лабораторії „Біомеханічних систем та композиційних матеріалів” кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів.

Чисельний експеримент проводився для трьох видів статичного навантаження: стиск силою $P_x = 58,9\text{Н}$, згин силою $P_y = 28,9\text{Н}$, кручення моментом $M_{кр} = 1430\text{ Н}\cdot\text{м}$ (рис. 3.19). Величини зусиль визначені за даними вимірювань фіксованих величин переміщень поверхні перелому ВГК зі СтАЗФ в натурному експерименті (табл. 3.4).

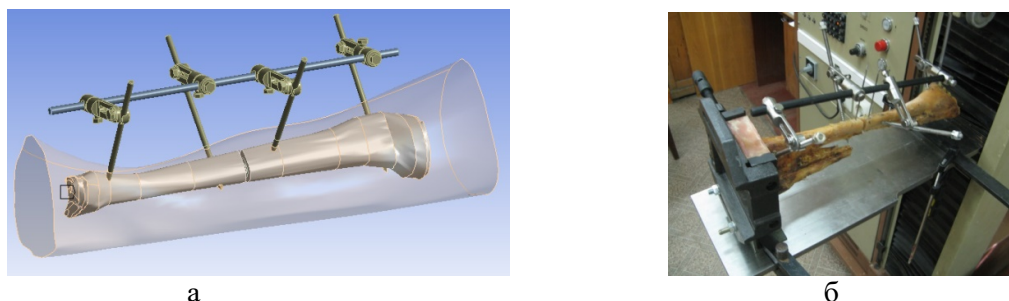


Рис. 3.18. Велика гомілкоро кістка з переломом та СтАЗФ: тривимірна твердотільна імітаційна модель (а); експериментальний дослідний зразок (б)

Аналіз НДС БМС даного типу показав, що при стискаючому навантаженні має місце неоднорідне поле градієнтів напружень та локальна концентрація максимальних напружень в перетинах стержнів з кістковими тканинами ВГК і вузлах кріплення металевих елементів СтАЗФ. Максимальні величини інтенсивності напружень амплітудою 105 МПа виникають в металевих елементах СтАЗФ (рис. 3.20а). Переміщення кісткових відламків в зоні перелому ВГК складають 2,3 мм.

При згинальному навантаженні виникають зони локальних концентрацій напружень в околі спряження стержнів і кісткової тканини. Найбільші градієнти напружень виникають в зоні сполучення третього стержня СтАЗФ (рахуючи від проксимального відділу кістки) та ВГК. Екстремальні величини головних напружень 15,6 МПа виникають в кортикальному шарі ВГК. Прикладене навантаження головним чином спричинило появу максимальних напружень в стержневому апараті, зафіксоване максимальне значення величин інтенсивні напружень в якому становить 223 МПа. Внаслідок дії згинального навантаження на кістку та жорсткості СтАЗФ виникають переміщення кісткових відламків (рис. 3.20б) величиною 10,7 мм відносно недеформованого стану системи.

За даними розрахунків імітаційного моделювання НДС ВГК з переломом та фіксацією кісткових відламків СтАЗФ при ротаційному навантаженні крутним моментом встановлено, що максимальні величини головних напружень в кортикальному шарі кісткової тканини не перевищують 8,3 МПа, а кут повороту відламків кістки досягає $3,8^\circ$.

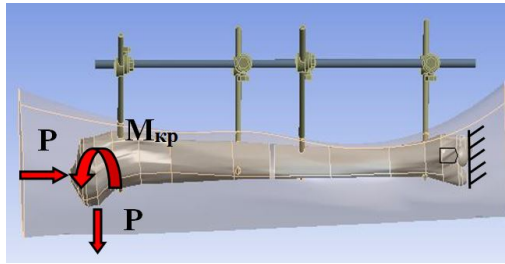


Рис. 3.19. Ссхема силових статичних навантажень імітаційної БМС “великогомілкова кістка з переломом та апаратом остеосинтезу”

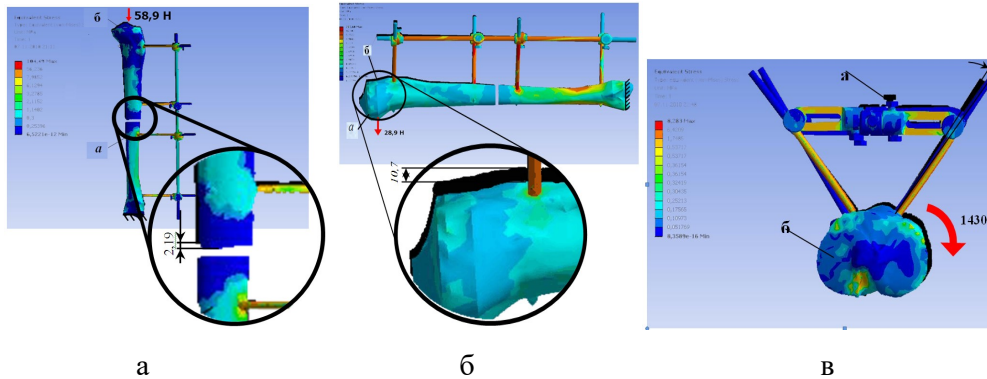


Рис. 3.20. Поля інтенсивностей напружень в кістці з САЗФ при при стискальному навантаженні (а); згинальному навантаженні (б); ротаційному навантаженні (в)

Таблиця 3.3

Результати імітаційного моделювання та натурного вимірювання переміщень та кутів повороту кістних відламків ВГК з'єднаних апаратом СтаЗФ

Вид навантаження	Експеримент мм/град	Імітаційна модель, мм/град	Відносна похибка, %	Середньозважені відхилення, мм/град
Стискальне навантаження	2,19/-	2,3/-	5	0,11/-
Згинальне навантаження	9,96/-	10,7/-	7	0,74/-
Крутильне навантаження	-3,64	-3,8	4	-0,16

Похибка результатів чисельних розрахунків НДС БМС зі СтаЗФ в порівнянні з експериментальними вимірюваннями характеристик її жорсткості становить від 4% до 7% (табл. 3.3) [408].

За результатами імітаційного моделювання НДС різних констрiкцій БМС для ушкоджених переломами нижніх кінцівок людини у визначених умовах силового навантаження при транспортуванні постраждалих СКТЗ (рис. 3.21–3.23, табл.3.4) встановлено, що шини Крамера і Дітерікса значно уступають в характеристиках

жорсткості біомеханічним системам із застосуванням СтАЗФ (одно- і дворядних). Не зважаючи на те, що за однакових умов динамічного навантаження постраждалих в СКТЗ, що рухається зі швидкістю 50 км/год на дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом, найменші напруження в кортикальному шарі кісток з амплітудою 17 МПа виникли в БМС з шиною Дітеріхса. Результуючі коефіцієнти запасів міцності у даній конструкції (рис. 3.21) вищі за ті, чим у систем зі СтАЗФ, критичним показником для них залишається показник жорсткості. Переміщення між кістковими відламками в БМС зі СтАЗФ (рис. 3.22а,б,в) у 5–12,5 разів менші, ніж у системах із шинами Дітеріхса і Крамера (рис. 3.22г, д).

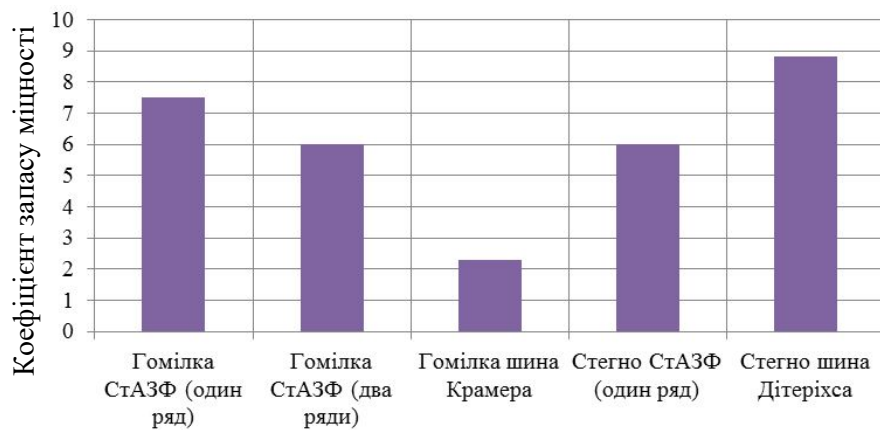


Рис. 3.21. Гістограма коефіцієнтів запасу міцності кортикального шару нижніх кінцівок з переломом та системами фіксації кісткових відламків при транспортуванні постраждалих на СКТЗ, що рухається зі швидкістю 50 км/год на дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом

Результати комп'ютерних тестів по визначенню деформованого стану різних типів БМС представлені у вигляді гістограми максимальних амплітуд переміщень між кістковими відламками гомілки та стегна при транспортуванні постраждалих СКТЗ (рис. 3.23).

За результатами досліджень встановлено, що у визначених умовах силового навантаження БМС нижніх кінцівок при транспортуванні постраждалих на СКТЗ напруження кортикального та спонгіозного шару кісток гомілки та стегна (табл. 3.4) значно менші їх границі міцності (табл. 3.2).

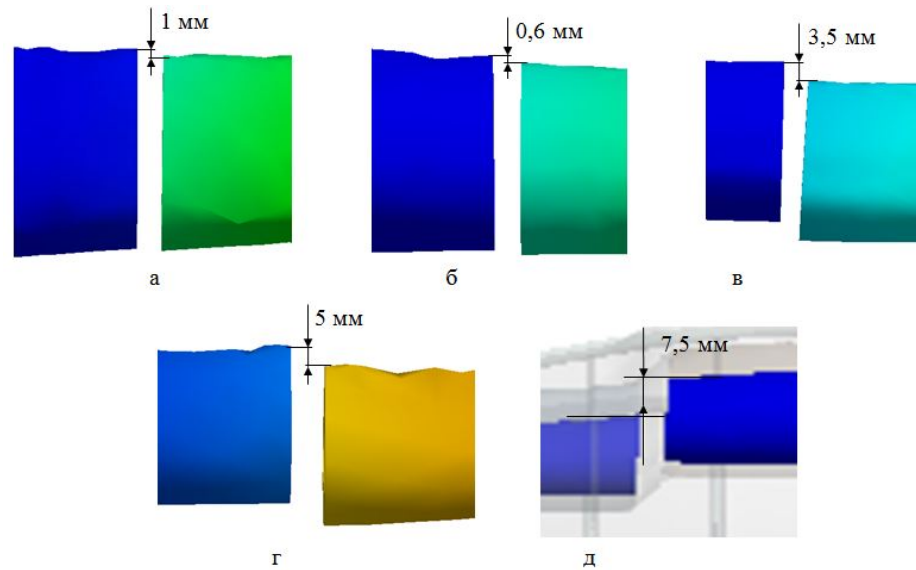


Рис. 3.22. Переміщення між кістковими відламками в БМС при транспортуванні постраждалих на СКТЗ, що рухається зі швидкістю 50 км/год на дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом: “гомілка з переломом та СтАЗФ (стержні в ряд)” (а); “гомілка з переломом та СтАЗФ (стержні в два ряди)” (б); “стегно з переломом та СтАЗФ (стержні в ряд)” (в); “стегно з переломом та шиною Дітеріхса” (г); “стегно з переломом та шиною Крамера” (г)

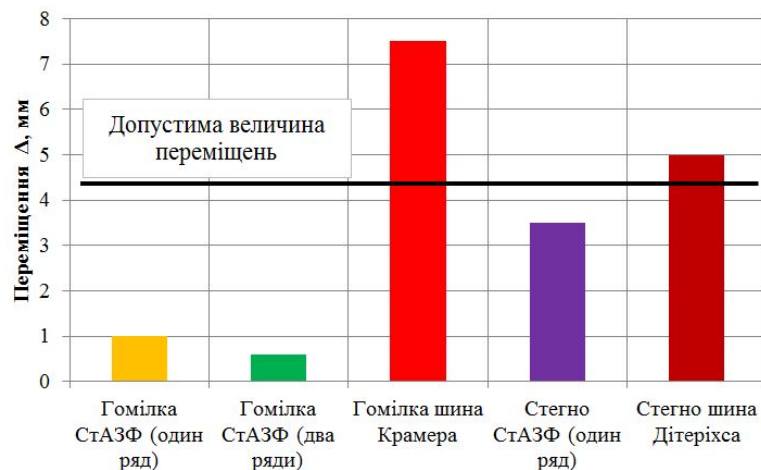


Рис. 3.23. Гістограма переміщень між кістковими відламками біомеханічних систем при транспортуванні постраждалих на СКТЗ, що рухається зі швидкістю 50 км/год на дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом

Аналогічна характеристика величин компонент тензора напружень в тілах систем остеосинтезу, для яких еквівалентні за Мізесом напруження в металевих конструкціях (СтАЗФ, шина Крамера) не перевищують 200МПа, а для волокон дерев'яної дошки (шина Дітеріхса) менші, чим 50кПа. Варіація коефіцієнтів

функціональної надійності за критерієм оцінки інтенсивності напружень в розглянутих типах БМС (рис. 3.24, табл. 3.4) складає від 0 до 0.54.

Таблиця 3.4

Результати імітаційного моделювання НДС біомеханічних систем нижніх кінцівок з переломами та елементами остеосинтезу при транспортуванні постраждалих на СКТЗ, що рухається зі швидкістю 50 км/год на дорогах з дерново-підзолистим ґрунтом

Тип кіст-ки	Система остеосинтезу	Переміщення відламків, мм	Напруження в системі остеосинтезу, МПа	Напруження в кортикальній кістці, МПа	Напруження в спонгіозній кістці, МПа	Запас міцності БСО
Гоміл-ка	СтаЗФ (стержні в ряд)	1	148	20	0,8	0,54
	СтаЗФ (стержні в два ряди)	0,6	151	25	0,7	0,53
	Шина Крамера	7,5	171,2	65	1,7	0,40
Стег-но	СтаЗФ (стержні в ряд)	3,5	200	25	1,1	0,24
	Шина Дітеріхса	5	0,05	17	1,5	0,00

За показником жорсткості БМС зі СтаЗФ з розташуванням стержнів в два ряди під кутом (рис. 3.22, 3.23, табл. 3.4) являється найбільш раціональним способом фіксації кісткових відламків кісток гомілки та стегна. Біологічно допустиме переміщення кісткових відламків 5 мм в зоні перелому визначено за даними роботи [516]. Даному критерію функціональної надійності БМС відповідає використання одно- та дворядних СтаЗФ.

Результати моделювання НДС БМС нижніх кінцівок з пошкодженням кістки та зовнішніми апаратами остеосинтезу при транспортуванні постраждалих представлені у вигляді пелюсткової діаграми (рис. 3.24), на якій також показано область допустимих станів НДС БМС оптимальних за Парето [515].

Із діаграми рис. 3.24 видно, що при даному типі силового навантаження БМС для ушкоджених кісток кінцівок постраждалих у всіх типів конструкцій остеосинтезу функціональна надійність забезпечена по параметру максимальних величин еквівалентних напружень. Це стосується, як біологічних тканин, так і матеріалів технологічного походження.

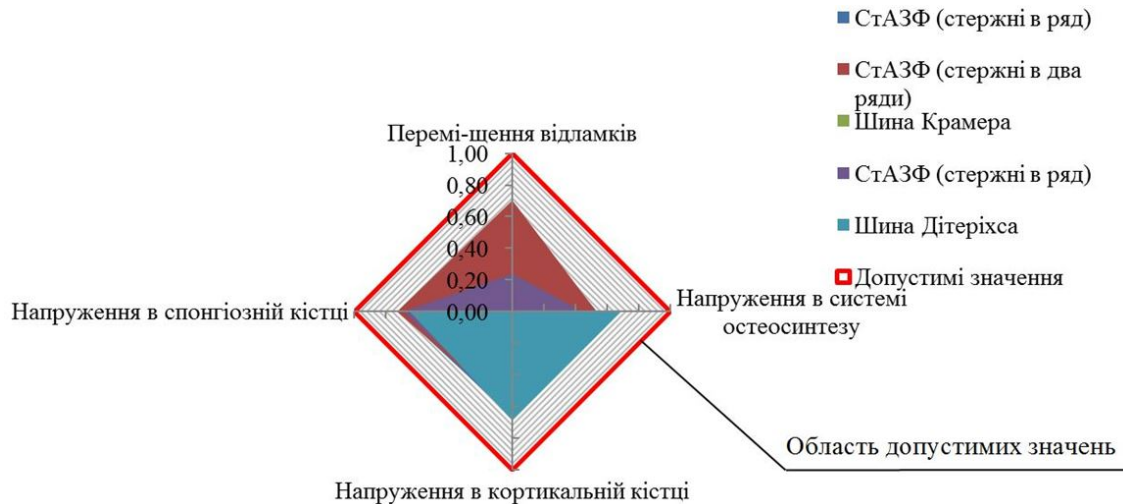


Рис. 3.24. Діаграма функціональної надійності допустимих станів НДС БМС нижніх кінцівок ушкоджених переломами та різних типів конструкцій їх фіксації, що визначена для граничних величин динамічного навантаження постраждалих при транспортуванні на СКТЗ в умовах руху з випадковим профілем нерівностей дорожнього покриття

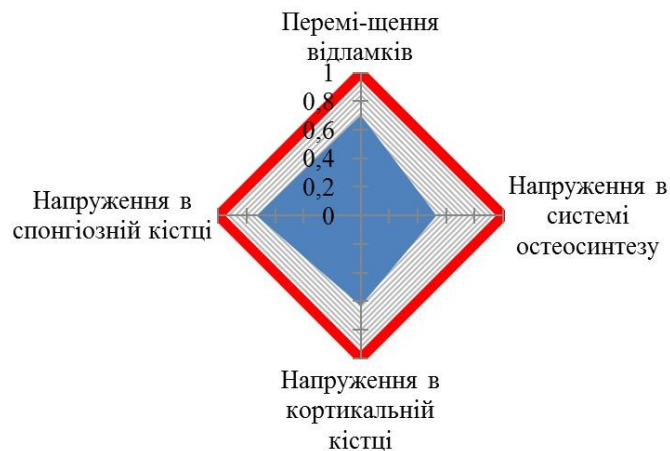


Рис. 3.25. Діаграма функціональної надійності БМС гомілка та СтАЗФ (стержні в два ряди), для граничних величин динамічного навантаження постраждалих при транспортуванні на СКТЗ в умовах руху з випадковим профілем нерівностей дорожнього покриття

Визначальним параметром при оцінці параметрів функціональної надійності даного типу БМС є величина поперечного переміщення між кістковими відламками при транспортуванні постраждалого СКТЗ. Функціональну надійність розглянутих БМС з ушкодженими переломами кісток кінцівок постраждалих для їх транспортування з за даним критерієм забезпечують виключно одно- та дворядні конструкції СтАЗФ і не забезпечують шинуючи конструкції Крамера і Дітерікса.

На рис. 3.25 представлена пелюсткова діаграма функціональної надійності БМС “нижні кінцівки з переломами - СтАЗФ” при транспортуванні постраждалого на СКТЗ в умовах руху з дерново-підзолистим профілем дорожнього покриття.

Розрахункові коефіцієнти функціональної надійності за для моделі БМС гомілка та конструкція СтАЗФ зі стержнями в два ряди, що обчислені за критеріями (2.31) – (2.34), становлять: 0,70 – для напруження в кортикальній кістці; 0,53 – для напружень в системі остеосинтезу; 0,63 – для поперечних переміщень відламків; 0,73 – для напруження в спонгіозній кістці.

Таким чином, для типової 2-х рядної конструкції СтАЗФ і ушкодженої переломом гомілки, слабкою ланкою, що визначають її функціональну надійність, будуть напруження в системі остеосинтезу. Відповідний коефіцієнт функціональної надійності даного типу БМС становить 0,53.

3.1.4. Математичне моделювання НДС БМС нижніх кінцівок з типовими конструкціями фіксації кісткових відламків при транспортуванні постраждалих

Дослідження закономірностей розподілу напружень та деформацій різних типів БМС нижніх кінцівок людини з переломами та елементами остеосинтезу проводили для визначених умов динамічного навантаження постраждалих при їх транспортуванні СКТЗ. За допомогою інформаційних технологій інженерного аналізу розроблено імітаційні моделі НДС різних типів багатокомпонентних систем сполучених деформованих та твердих тіл різної фізичної природи (WB ANSYS 12.1, модуль Structural Mechanics [452]).

На рівні формалізації представлення кінематичних зв'язків структурних елементів імітаційних моделей БМС, в тому числі сполучення тіл технологічного походження з кісткою, введені жорсткі обмеження на кінематичні умови їх сполучення. Дискретизацію кожного структурного елемента імітаційних моделей БМС проводили із застосуванням об'ємних тетраїдальних скінченних елементів (СЕ). Попередньо виконували візуальний контроль густини СЕ, що дозволяло керувати якісними характеристиками сітки СЕ для очікуваних варіантів розподілу градієнтів механічних напружень в моделі та почати проводити їх аналіз на ранній стадії дослідження, на якій було можливо.

Дискретні моделі нижніх кінцівок з переломом та апаратом остеосинтезу були жорстко закріплені по поверхні суглобів (рис. 3.8). Комп'ютерне тестування всіх типів імітаційних моделей НДС БМС виконано для розрахункових величин екстремальних значень динамічних інерційних сил (вертикальне прискорення постраждалого складає 3,59g). Останні виникають при транспортуванні постраждалих (рис. 3.7) з урахуванням гравітаційних сил тяжіння при найбільше несприятливій швидкості руху СКТЗ ($v=50$ км/год) по дорозі з дернисто-підзолистим сухим ґрунтом (п.3.1).

Дискретні моделі БМС “гомілка з переломом та СтАЗФ” налічували від 170508 до 371545 вузлів та від 92897 до 210420 тетраїдальних СЕ (рис. 3.9).

Створені скінчено-елементні моделі БМС з шинуючими конструкціями Крамера та Дітерікса мали відповідно 649630 і 26663 вузлів об'єднаних за допомогою 385205 і 14186 СЕ (рис. 3.10).

Аналіз результатів імітаційного моделювання НДС БМС ушкоджених переломами кінцівок людини показав, що за даних однакових умов навантаження їх міцність та жорсткість суттєво відрізняється в залежності від типу елементів остеосинтезу кісткових відламків.

Для імітаційних моделей НДС БМС нижніх кінцівок система СтАЗФ в цілому зазнавала переважно деформацій згину. Максимальні концентрації концентрації еквівалентних за Мізесом напружень виникали в місцях шарнірних з'єднань елементів конструкції СтАЗФ. При відсутності контакту поверхонь кісткових відламків між собою, конструкція СтАЗФ сприймала і передавала силові навантаження між частинами відламків кістки завдяки несучої спроможності стержнів з'єднаних поперечною балкою (рис. 3.11). Для даного типу БМС характерна наявність локальних концентраторів напружень в кортикальному шарі кісткових відламків в околі її зон контакту зі стержнями, а також градієнтів напружень в стержнях та шарнірних з'єднаннях СтАЗФ. Величини еквівалентних за Мізесом напружень в елементах СтАЗФ в середньому становили 166 МПа та не перевищували границю міцності (450 МПа) їх матеріалу.

Розподіл максимальних величин інтенсивності напружень в стержнях та поперечній балці конструкції СтАЗФ представлено на рис. 3.11 у вигляді гістограми. Серед стержнів найбільші навантаження отримав стержень № 2, який знаходиться біля перелому великогомілкової кістки в кістковому відламку зі сторони туловища людини (рис. 3.11). Навантаження, що передавались через інші стержні були на 30–60% менші за амплітудою (рис. 3.12). Варіація максимальних величин інтенсивності напружень в однакових стержнях різних типів конструкцій СтАЗФ (рис. 3.12) досягала 38%.

Найбільші величини концентрації напружень виникали в кортикальних шарах кісток в зонах контакту з металевими стержнями (рис. 3.13а). Завдяки тому, що кожен стержень в імітаційній моделі НДС БМС проходить кортикальну і спонгіозну кістки наскрізь, утворюються дві площі контакту стержня з кортикальним шаром.

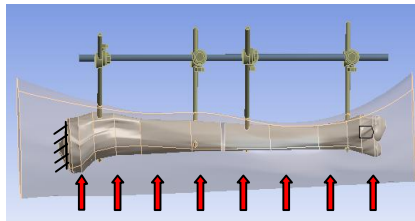


Рис. 3.8. Схема силових навантажень імітаційної моделі БМС “нижня кінцівка великогомілкової кістки з переломом та апаратом остеосинтезу”

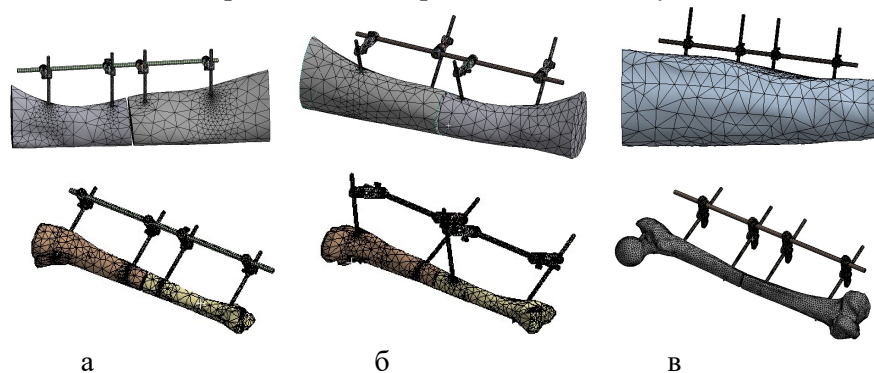


Рис. 3.9. SE моделі БМС нижніх кінцівок з переломом: “гомілка та СтАЗФ (стержні в один ряд)”(а); “гомілка та СтАЗФ (стержні в два ряди)”(б); “стегно та СтАЗФ (стержні в один ряд)”(в)

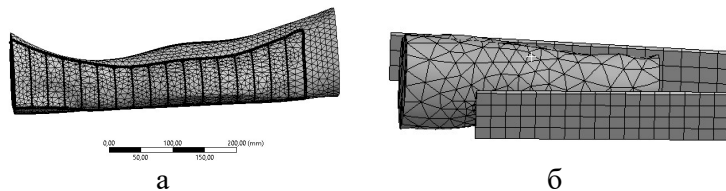


Рис. 3.10. SE моделі БМС нижніх кінцівок з переломом: “гомілка та шина Крамера” (а); “стегно та шина Дітеріхса”(б)

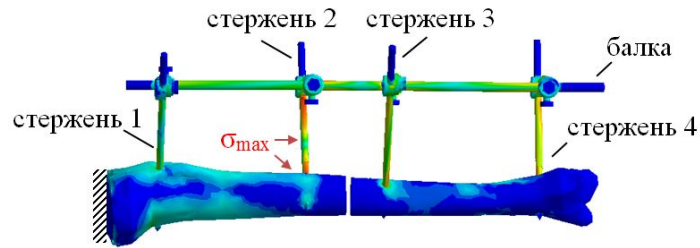


Рис. 3.11. Розподіл інтенсивності напружень в імітаційній моделі НДС БМС нижніх кінцівок з переломом та СтАЗФ при транспортуванні постраждалих на СКТЗ

Такий спосіб фіксації кісткових відламків у даного типу БМС дозволяє рівномірно передавати зусилля між СтАЗФ і живими тканинами та уникати критичних величин напружень в кістці нижніх кінцівок людини.

Епюри розподілу амплітуд еквівалентних за Мізесом напружень (рис. 3.14) приведено в кортикальному шарі великогомілкової кістки навколо 2-го стержня БМС зі СтАЗФ (стержні в ряд). Екстремальні величини еквівалентних (за Мізесом) напружень в небезпечних перерізах кортикального шару нижніх кінцівок досягали 20–25 МПа. Зона крайового ефекту для напружень навколо отворів кістки для zdeформованих фіксуючих стержнів обмежена на відстані трьох геометричних розмірів їх діаметрів. Градієнти напружень по товщині кортикального шару кісток змінюються швидше, чим на зовнішній поверхні кістки. Для даного типу розташування фіксуючих стержнів в БМС зі СтАЗФ встановлено, що чим більша товщина кортикального шару кістки (рис. 3.14), тим менша вірогідність появи концентраторів напружень одночасно на зовнішній і внутрішній його поверхні.

На прикладі БМС для кісток гомілки з переломом встановлено, що застосування СтАЗФ (стержні в два ряди) в порівнянні зі СтАЗФ (стержні в один ряд) змінює вид НДС по товщині кортикального шару кістки поблизу кожного з отворів для стержнів фіксації кісткових відламків. Нерівномірний розподіл зусиль в плоскому перерізі кістки з отворами для стержнів зумовлює появу максимальних величин напружень як на внутрішній, так і зовнішніх поверхнях кортикального шару в біомеханічній системі. Компоненти нормальних напружень тут мають різні знаки. Епюра розподілу еквівалентних за Мізесом напружень по товщині

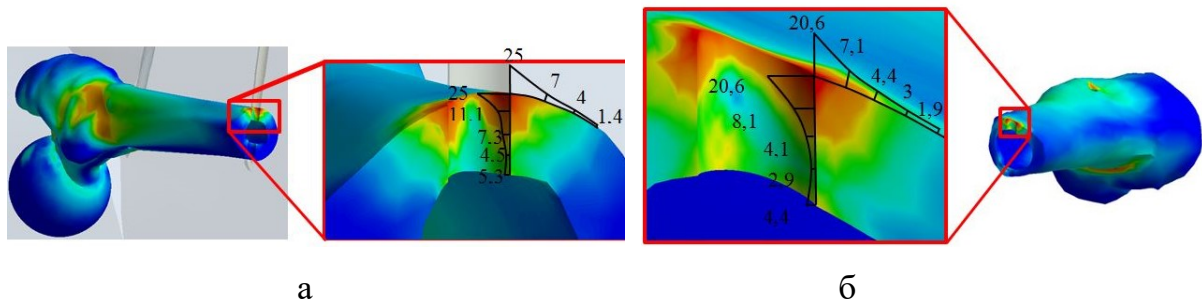


Рис. 3.14. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в небезпечному перетині БМС зі СТАЗФ (стержні в ряд): кортикальний шар великогомілкової кістки навколо 2-го стержня (а); кортикальний шар гомілки навколо 3-го стержня (б) при транспортуванні постраждалих на СКТЗ

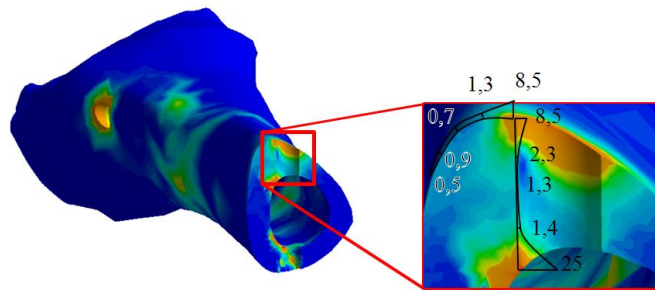


Рис. 3.15. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в небезпечному перерізі БМС “гомілка з переломом та СТАЗФ (стержні в два ряди)” при транспортуванні постраждалих на СКТЗ

Максимальна величина зміщення кісткових відламків стегна в перетині перелому становило $u = 7.5$ мм. Попередня фіксація кісткових відламків стегна з переломом між двома плоскими дошками великою жорсткості (конструкція БМС за Дітеріхсом) при динамічних навантаженнях у постраждалого при транспортуванні на СКТЗ приводила до зміщення кісткових відламків в перетині перелому до 5 мм.

За результатами комп'ютерних тестів по визначенню НДС БМС Крамера і Дітеріхса встановлено, що максимальні величини інтенсивності напруження від 17 МПа до 65 МПа (рис. 3.16) виникали в найтонших місцях кортикального шару кісткових відламків гомілки та стегна постраждалого.

НДС шин Крамера і Дітеріхса характеризувався неоднорідним розподілом еквівалентних за Мізесом напружень. В шині Крамера максимальні напруження виникали в тонких прутках металевого каркасу та досягали величин 172 МПа (рис. 3.17а). Дерев'яні елементи шини Дітеріхса при тих же динамічних навантаженнях мали незначні за величиною напруження до 0,05 МПа (рис. 3.17б).

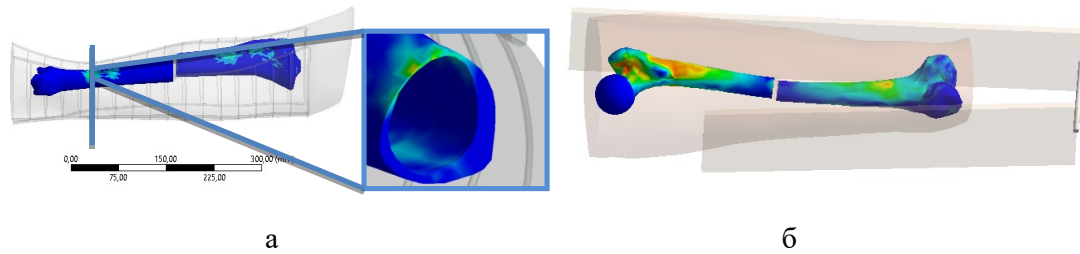


Рис. 3.16. Еквівалентні (за Мізесом) напруження в кортикальному шарі кісток БМС “гомілка з переломом та шиною Крамера” (а) та “стегно з переломом та шиною Дітерікса (б) при транспортуванні постраждалих на СКТЗ

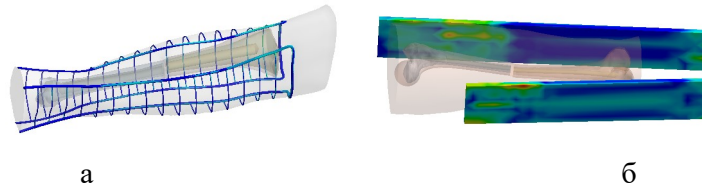


Рис. 3.17. Напруження за Мізесом в шинах біомеханічних систем “гомілка з переломом та шиною Крамера” (а); “стегно з переломом та шиною Дітерікса (б) при транспортуванні постраждалих на СКТЗ

3.2. Розрахунково-експериментальні дослідження розподілу контактних тисків в суглобах нижньої кінцівки людини при наявності пошкоджень хрящів

В умовах технічного прогресу підвищується питома вага травматичних ушкоджень колінного суглоба, складаючи 10-24% від загального числа ушкоджень нижньої кінцівки [439], досягаючи 80% серед осіб молодого віку [440]. Відсоток ізолюваного або поєднаного ушкодження хряща колінного суглоба становить 48–62% [441]. Проблемою сучасної артрології є вибір відповідного методу лікування локальних травматичних ушкоджень суглобового хряща, біологічні тканини якого мають неоднорідні анізотропні в'язкопружні еластичні властивості та нелінійну залежність деформацій від величини та напрямків дії зусиль.

Профіль поверхні кісток колінного суглобу (розділ 1) має специфічну для кожного індивідуума кривизну в сагітальній та фронтальній площинах, визначаючи біомеханічні фактори, що впливають на механізм розподілу тиску на суглобові поверхні кінцівок людини. При нормальному функціонуванні колінного суглобу силові навантаження на його хрящі коливаються від нуля до величин, що в 3–4 рази перевершують вагу тіла (BW).

Прогресуюча втрата хрящової тканини призводить до виникнення незворотніх вторинних змін з розвитком артроза, одним з ключових факторів якого є нерівномірний розподіл навантаження на суглобові поверхні в зоні дефекту хряща [418]. Особливості розподілу навантажень в колінному суглобі при наявності дефекту хряща зумовлюють темпи прогресування дегенеративних змін. Роботами багатьох авторів [252, 442, 254] доведено, що за дегенеративні зміни суглобової поверхні переважно відповідальні збільшення пікових величин контактного тиску, середнього контактного зусилля і зменшення площі контактної зони.

По краях контактної поверхні при цьому можуть розвиватися досить великі деформації [443]. Своєчасна хірургічна обробка ізольованого дефекту може затримати або припинити розвиток генералізованого остеоартрозу. При цьому широко поширена думка про відсутність необхідності відновлення цілісності суглобового хряща в зоні дефекту при його розмірі менше 1 см. У такій ситуації має місце велика роль менісків у передачі компресійних зусиль по хрящовій поверхні виростків колінного суглоба. При інтактних менісках підвищення контактної навантаження по краю дефекту компенсується їх еластичністю. Однак часто спостерігається комбінація дефекту суглобового хряща з пошкодженням меніска, що істотно змінює концентрацію контактних зусиль на суглобових поверхнях і сприяє прогресуванню дегенеративних змін в суглобі. При аналізі величин компресуючого зусилля в тібіофemorальній зоні потрібно не забувати про те, що розподіл сили тиску на виростки змінюється залежно від кута згинання в колінному суглобі [444]. Так, площа поверхні тібіофemorального контакту значно більша при більш випрямленому положенні кісток суглоба, відповідно, в цій ситуації тиск на одиницю площі менше при однакових величинах компресуючого зусилля.

У даній роботі поставлено завдання вивчити зміни площі контактної поверхні в меніскофemorальній зоні медіального виростка, визначити величини критичних рівнів контактного тиску і крайових ефектів в зоні дефекту суглобового хряща кінцівок людини при різній його площі та різних кутах згинання кісток в колінному суглобі під дією функціональних навантажень (1–2 BW). Розподіли контактних тисків коліних суглобів з пошкодженнями хрящів отримано за експериментальними

даними Бюро судово-медичної експертизи ГУ охорони здоров'я м. Києва проведеними на 10 біологічних об'єктах колінних суглобів із застосуванням біомеханічного експериментального комплексу і плівки Fuji Prescale (рис. 3.26, рис. 3.27) [411].

3.2.1. Опис натурного експерименту

В натурному експерименті [411] для визначення найбільш навантажених контактних зон хрящової поверхні медіального виростка, що несе основне силове навантаження, в суглобову щілину (рис. 3.27) вводився копіювальний папір, звернений чорнильною стороною вгору, і за допомогою компресуючого елемента створювалося зусилля на суглобові поверхні величиною 1000Н. Після звільнення поверхні від навантаження по відбитку визначена контактна зона суглобової поверхні хряща феморального компонента відповідно до кута згинання в колінному суглобі. За допомогою пробійника відповідного діаметру в контактній зоні медіального виростка сформовано дефект розмірами 5 x 10 x 20 мм на глибину суглобового хряща. Округла форма дефекту взята за основу як найбільше поширена при артроскопічних операціях [445, 446]. Кут згинання кісток в колінному суглобі та розмір дефекту хряща варіювався при кожному із варіантів навантаження компресуючим зусиллям величиною 750Н і 1500Н (табл. 3.5).

Дослідження зони контакту і розподіл навантаження по контактній поверхні проведено з використанням вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan). Плівка являла собою 2 окремих аркуша, які, з'єднуючись робочими поверхнями у напрямку один до одного, містилися в целофановій кишені і розташовувалися між суглобовими поверхнями в медіальній меніско-феморальній зоні (рис. 3.27б).

Для виключення проковзування вимірювальної плівки із зони контакту під дією навантаження целофанову кишеню з плівкою фіксували за допомогою голок до кістки поза зоною навантаження. За допомогою навантажувального елемента біомеханічного експериментального комплексу створені силові навантаження, величину і час дії яких контролювали на моніторі програмно-комп'ютерного

комплексу за допомогою датчика зусилля. Компресійне зусилля, що додається на суглобові поверхні, відповідало 750–1500 Н і було еквівалентно 1–2 величинам ваги тіла (BW) – середнє значення компресійного зусилля при ходьбі людини вагою 75 кг в нормі (0,8–1,8 BW – середньостатистичні дані ідеальної ваги тіла в динаміці).

Таблиця 3.5

Умови навантаження суглобових поверхонь і тип їх поєднання

Величина компресуючого зусилля, Н	Тип (діапазон) вимірювальної плівки	Кут згинання в суглобі, град	Діаметер дефекту, мм
750	LLW (0–2,4МПа)	0, 30, 60	Без дефекту
		0, 30, 60	5
1500	LLW (2,5–10,0МПа)	0, 30, 60	10
		0, 30, 60	20

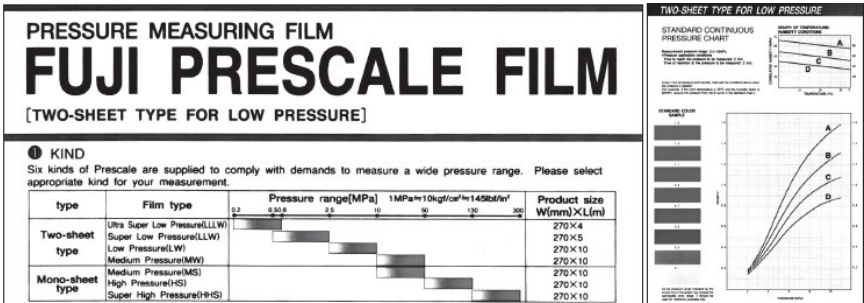


Рис. 3.26. Шаблон шкали вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System

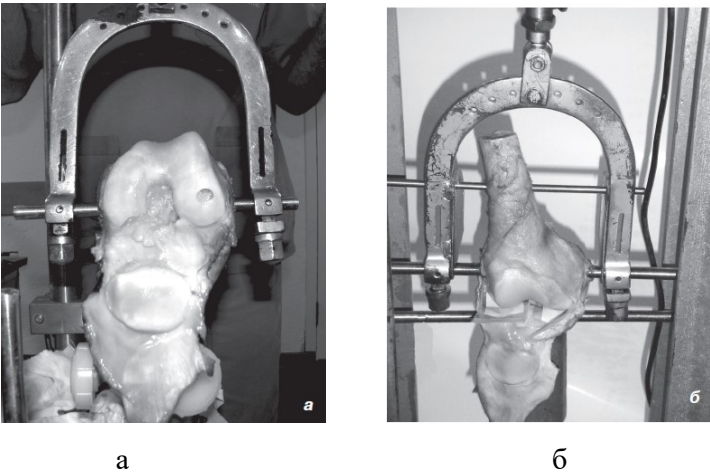


Рис. 3.27. Загальний вигляд макропрепаратів колінного суглобу зі сформованим дефектом хряща (а), вимірювальної плівкою Fuji Prescale Pressure Measuring System розміщеної в тібіофеморальній зоні (б)

Фіксація феморального компонента макропрепаратів дозволяла досягти конгруентності суглобових поверхонь в тібіофеморальній зоні під дією

прикладеного компресійного зусилля, з рівномірним розподілом навантаження на медіальний і латеральний виростків великогомілкової кістки (50 : 50%). Зусилля по вісі тібіального компонента додавалося рівномірно, з градієнтним збільшенням до досягнення максимальної заданої величини протягом 20 секунд з подальшою експозицією протягом 30 секунд.

Під дією компресійного навантаження спеціальна чутлива плівка Fuji Prescale Pressure Measuring System фарбувалася в червоний колір зі щільністю забарвлення, відповідно до прикладеного до її поверхні тиску. Використовувалася вимірювальна плівка 2 типів LLW в діапазоні вимірювань 0,1–2,5 МПа і LW в діапазоні 2,5–10,0 МПа (рис. 3.26). Похибка вимірювання склала 11%.

3.2.2. Цифровий аналіз експериментальних даних графічних зображень розподілу контактних тисків в колінному суглобі за допомогою плівок Fuji Prescale

Отримані графічні відбитки на вимірювальній плівці Fuji Prescale оцифровані за допомогою сканера і для подальшого аналізу потік вхідних даних експортовані в розроблену комп'ютерну програму «Читач» [409], що дозволяє проводити цифрову обробку сканованих графічних зображень контактних тисків, зареєстрованих у натурному експерименті на вимірювальній плівці Fuji Pressure Measuring System, з відомим діапазоном градієнта тисків. У програмі для кожного окремого графічного файлу нормувалася шкала інтенсивності його кольору в градієнтах сірого нормувалися. Для перетворення поля точок растрового зображення в числові дані матриць градієнтів інтенсивності зображення розбивалося на 5 діапазонів по щільності фарбування з використанням масштабного коефіцієнта. Результати математичної обробки зображень шляхом розрахунку площі екстремальних (пікових) величин контактних тисків представлені у вигляді дискретно ранжованих гістограм з кількістним описом їх значень (рис. 3.28).

Для подальшого аналізу виділено діапазон максимальних значень контактного тиску і його площа. З контактної площі виключалася площа дефекту. На наступному етапі відображення градієнта інтенсивності тиску на чутливій плівці представляли в

тривимірних координатах. Значення інтенсивності кольору точки за монохромною шкалою пов'язано з координатами X та Y на графічному рисунку, з отриманням поля точок в тривимірних координатах. Регулярна двувимірна регулярна сітка створена за габаритами площини рисунка, у вузлах якої визначені та пофарбовані палітрою кольорів величини вихідних даних інтенсивності тиску.

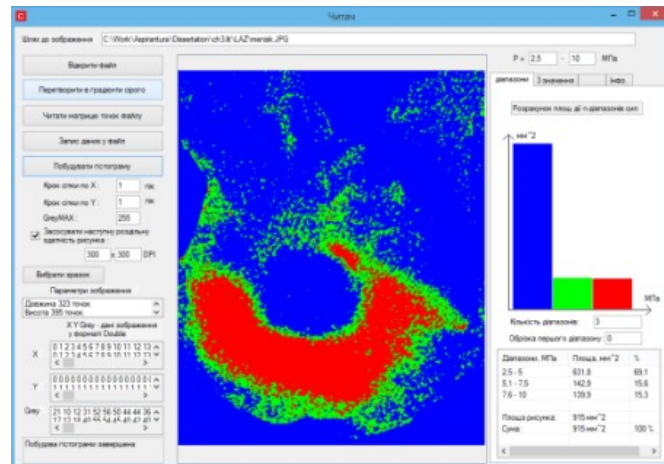


Рис. 3.28. Математична обробка графічних зображень контактних тисків та представлення вихідних даних в інтерфейсних вікнах програми «Читач» з градацією їх амплітуд у трьох діапазонах

3.2.3. Результати математичної обробки експериментальних даних та аналіз функціональності суглоба нижньої кінцівки з ушкодженнями хрящів

Величини контактних напружень (тисків) в колінному суглобі залежать від безлічі факторів: величини навантаження на суглоб (компресійне зусилля), площі контактної поверхні, геометричних характеристик сполучених поверхонь і структурних елементів (меніск, великогомілкова кістка, виростки стегна, суглобовий хрящ), а також трибологічних і механічних властивостей меніска і хрящової тканини. При появі дефекту суглобового хряща медіального виростка стегна змінюється фактична площа сполучення контактуючих тіл, що призводить до перерозподілу контактних тисків і виникнення зон концентрації напружень, що примикають до краю дефекту з прогресуючим руйнуванням хрящової тканини в крайовій зоні на всю товщину хряща. Проведеними експериментальними дослідженнями з використанням вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System при створенні феморального дефекту медіального виростка на всю

товщину суглобового хряща діаметром 5–20 мм в тібіофemorальній зоні колінного суглоба виявлена суттєва неоднорідність градієнтів напружень по краю дефекту. Поява зон концентрації напружень залежить від розміру дефекту, що створюється силовим навантаженням і кутовим згинанням кісток суглобу.

В результаті аналізу експериментальних даних (табл. 3.6, рис. 3.29, 3.30), ранжованих за величиною розміру діаметра дефекту, встановлено, що регіони концентрації контактних тисків мають різну глибину зон крайового ефекту. Її протяжність змінюється в радіальному напрямку вздовж твірної дефекта хрящової тканини. Для дефекту діаметром 5 мм (зразок 004_LW0_150kg) площа зони концентрації контактних тисків становить $37,4 \text{ мм}^2$, а її максимальна протяжність дорівнює 2,74 мм (рис. 3.29). Для дефекту діаметром 20 мм – площа зони концентрації контактних тисків становить $315,3 \text{ мм}^2$, а її максимальна протяжність дорівнює 10,27 мм. Нижче наведено опис типового нерівномірного розподілу контактних тисків уздовж окружної координати дефекту хряща (зразок 014_LW60_75kg_20) діаметром 20 мм (рис. 3.30). Протяжність зони крайового ефекту для контактних тисків варіюється від $L1 = 8,5$ до $L3 = 1$ мм, а середнє значення становить $L2 = 4$ мм. При цьому екстремальні величини тисків фактичної зони контакту лежать в межах від 7,5 МПа для перетину C1–C2 до 8,6 МПа в перетині A1–A2 (рис. 3.30). Максимальні градієнти контактних тисків (6,8 МПа / мм) спостерігаються поблизу зон, прилеглих до країв поверхні контакту. Дослідження показали, що існує кореляційна залежність між величинами діаметра дефекту d і максимальною довжиною зони концентрації контактних тисків L (крайовий ефект Сен-Венана) виду $L_{\min} = k \times d$, ($k = 0,5\text{--}2,0$) краю дефекту. Локалізація контактної зони і пікового тиску на суглобових поверхнях залежить від положення суглобу і величини навантаження. В суглобі з відсутністю дефектів хряща між інтактними менісками зон концентрації напружень не виявлено.

У діапазоні згинання в колінному суглобі від 0° до 60° визначали рівномірний розподіл тиску по всій площі контактуючих поверхонь. Різниця їх геометрії компенсувалася еластичністю суглобового хряща і менісків.

Площа контакту і середній контактний тиск збільшувався пропорційно рівню силового навантаження:

– 0° при $P = 1500 \text{ Н}$ – зі збільшенням розміру дефекту медіального виростка стегна відзначена концентрація напружень по краю дефекту з достовірним збільшенням контактної площі з $31,8$ до $65,1 \text{ мм}^2$ ($\Delta = 51\%$) в діапазоні контактного тиску $7,1 - 8,6 \text{ Н / мм}^2$ (LW);

– 30° при $P = 750 \text{ Н}$ – відзначена концентрація напружень по краю дефекту з збільшенням площі концентрації напружень з $48,5$ до $88,7 \text{ мм}^2$ ($\Delta = 45\%$) в діапазоні контактного тиску $1,6 - 2,5 \text{ Н / мм}^2$ (LLW);

– 60° при $P = 1500 \text{ Н}$ – відзначена концентрація напружень по краю дефекту з збільшенням площі концентрації напружень з $15,9$ до $41,5 \text{ мм}^2$ ($\Delta = 62\%$) в діапазоні контактного тиску $7,1 - 8,6 \text{ Н / мм}^2$ (LW). У даному положенні згинання в колінному суглобі площа концентрації напружень по краю дефекту була максимальною по відношенню до загальної площі контакту ($\Delta = 27\%$).

Неоднорідність розміру зони контакту, що визначається за величиною її площі, може бути пояснена різними індивідуальними еластичними (в'язкопружними) властивостями хряща і менісків в зоні контакту, залежними від ступеня їх дегенеративних змін. Велике значення в розподілі тібіо-фemorального тиску відіграє також міцність кріплення меніска до капсули суглоба і медіальної колатеральної зв'язки, що обмежує рухливість меніска в умовах навантаження. Збільшення тібіо-фemorального контактного тиску можуть викликати дегенеративні зміни, що відбуваються в хрящі і меніску, а також пошкодження медіальної колатеральної зв'язки в зоні кріплення медіального меніска. Наявністю дегенеративних змін у вищевказаних структурах, на нашу думку, можна пояснити встановлену у проведеному експерименті концентрацією пікових напружень по краю дефекту суглобового хряща при його розмірі від 5 мм та більше. Підтвердження цьому можна знайти і в роботах зарубіжних колег [441], які проводили дослідження властивостей матеріалу, використовуваного для заміщення менісків з метою відновлення їх функції.

Поява контактної плями з концентрацією напружень (рис. 3.31) виявлено на макропрепараті зі зниженою висотою суглобового хряща. Такі зміни в розподілі навантаження можуть бути обумовлені зниженням еластичності контактуючих структур та зменшенням площі контакту сполучених тіл.

Характеристики графічних образів контактної поверхні колінного суглоба при використанні чутливої плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System індивідуально варіюють залежно від міцності кріплення меніска до капсули суглоба, стану медіальної колатеральної зв'язки в зоні кріплення медіального меніска, ступеня дегенеративних змін суглобового хряща і менісків. Локалізація площі контактної зони та концентрації контактного тиску при наявності дефекту хряща медіального виростка стегна залежить від розміру дефекту, величини навантаження і просторового положення суглоба. Травматичне ушкодження хрящової тканини медіального виростка стегна змінює площа сполучення контактних поверхонь. В результаті змінюється фактична площа контактуючих тіл, що призводить до перерозподілу зусиль і виникнення зон концентрації напружень, що примикають до краю дефекту. З появою дефекту хряща збільшуються зони концентрації контактного тиску по краю дефекту пропорційно збільшенню розміру дефекту і рівню навантаження, починаючи з величини 700 Н (1 BW). Клінічно значущим стає дефект суглобового хряща медіального виростка стегна розміром 5 мм при збільшенні навантаження на колінний суглоб, починаючи з величини 1400 Н (2 BW), в умовах дегенеративних змін в суглобовому хрящі і меніску. Зі збільшенням площі дефекту відбувається збільшення площі концентрації напружень по краю дефекту в діапазоні 7,1–8,6 МПа за рахунок зменшення загальної контактної площі сполучених поверхонь колінного суглоба, з розширенням зони ушкодження суглобового хряща. При флуктуації величин контактного тиску в діапазоні 7,1–8,6 МПа контактна площа змінюється від 8,3 до 65,1 мм² відповідно для дефектів розмірами від 5 до 20 мм. В умовах дегенерації суглобового хряща і при наявності пошкодження меніска напруження по краю дефекту можуть досягати критичного рівня. При циклічному навантаженні суглоба до 3,5 BW (в умовах підйому / спуску по сходах) в діапазоні кутових рухів від 0° до 60° концентрація

Таблиця 3.6

Результати дослідження полів тисків навколо дефектів хрящів плівок Fuji Prescale

№	Назва зразка	Протяжність дефекта d, мм	Максимальна протяжність зони концентрації напружень L, мм	Площа зони концентрації напружень F, мм ²	Графік розкладення поля тисків по окружній координаті навколо дефекту	Графічне зображення поля тиску плівки Fuji Prescale	Діапазон тиску в зоні дефекта P, МПа
1	004_LW0_150kg	5	2.74	37.4			5,1 - 10
2	018_LWmenisc60deg5	5	10	174.2			5,1 - 10
3	010_LW0_150kg_10	10	8.56	299.2			5,1 - 10
4	014_LW60_75kg_20	15	8.56	239.7			5,1 - 10
5	005_LLW0_75kg_20	20	10.27	315.3			0,9 - 2,5

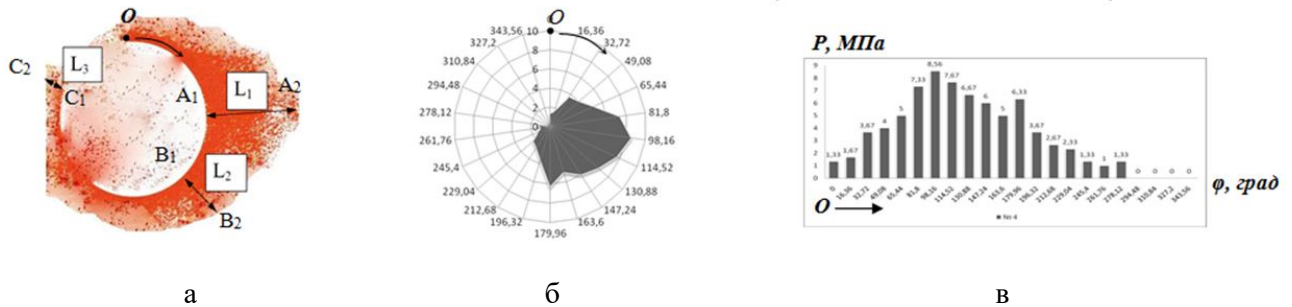


Рис. 3.29. Типовий розподіл інтенсивності контактних тисків уздовж твірної дефект хряща різної протяжності L (а) у вигляді кругової діаграми (б) і гістограми (в)

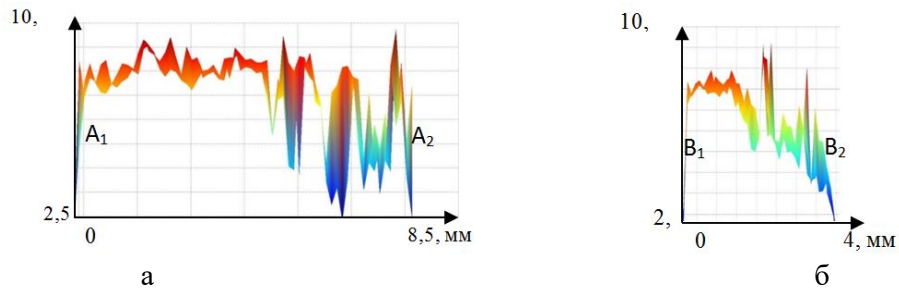


Рис. 3.30. Розподіл контактних тисків вздовж твірної дефекту в перетинах суглобового хряща: A1–A2 (а); B1–B2 (б)

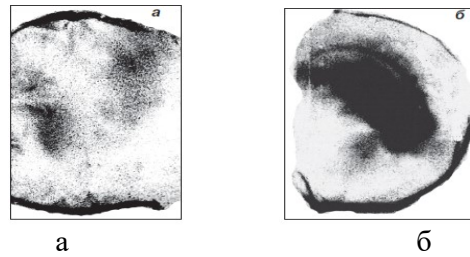


Рис. 3.31. Відсутність (а) зон концентрації напружень в інтактному суглобі та їх наявність (б) в суглобі з артрозними змінами хряща

контактних напружень з прогресуючим руйнуванням суглобового хряща по краю дефекту буде спостерігатися у дефекту з більшою неоднорідністю градієнта напружень.

3.3. Імітаційне моделювання динамічних процесів нестабільності наколінка при наявності пошкоджень зв'язок та різних типах контактної поверхні суглоба стегнової кістки

Наколінок – кістка спеціальної геометричної форми, яка розташовується попереду колінного суглоба в товщі сухожилля чотириголового м'яза і забезпечує складний розгинальний механізм колінного суглобу. Наколінок відіграє роль своєрідного "блоку", який збільшує силу тяги чотириголового м'язу стегна на гомілці, чим збільшує силу розгиначів колінного суглобу людини. Наколінок знизу покритий шаром хрящової тканини. При згинанні - розгинанні коліна він ковзає по тілу хряща передньої поверхні стегнової кістки.

Колінний суглоб людини влаштований таким чином, що колінна чашечка при рухах кінцівок людини прагне зміститися назовні. Для того, щоб утримувати наколінок по правильній траєкторії існує декілька анатомічних утворень (м'язів), що прикріплюються до нього (так званих стабілізаторів наколінка). М'язи можуть скорочуватися і змінювати свій натяг, тому відносяться до "активних" стабілізаторів. Основним активним стабілізатором служить внутрішній широкий м'яз стегна, який при механічному напруженні натягує зв'язки і капсулу суглоба з внутрішньої сторони і перешкоджає зовнішньому зміщенню наколінка. До "пасивних" стабілізаторів (тобто таких, що не можуть змінювати свої властивості) відносять зв'язки і кістки. Вивих або підвивих наколінка – це невідповідність

положення наколінка по відношенню до стегнової кістки. Під нестабільністю наколінка розуміють порушення його руху по відношенню до виростків стегнової кістки. Крайнім проявом нестабільності є вивих або підвивих наколінка. Порушення нормального руху супроводжується пошкодженням хряща наколінка і виростків стегнової кістки з подальшим розвитком артрозу.

Для діагностики біомеханічного стану хрящів та оптимального вибору методу лікування необхідно ретельне дослідження колінного суглобу і визначення положення наколінка по відношенню до виростків стегнової кістки. Для цього використовують рентгенографію, магніто-резонансну томографію (МРТ), ультразвукову діагностику колінного суглобу і наколінка-стегнового з'єднання. На практиці також застосовують динамічне МРТ, яке дозволяє оцінити не тільки положення наколінка, а й побачити рух наколінка по відношенню до виростків стегнової кістки. МРТ дозволяє побачити пошкодження зв'язок, що утримують наколінок, і стан хряща наколінка і стегнової кістки, наявність вільних кістково-хрящових фрагментів в порожнині суглоба. Як відомо, поверхні суглобів кісток покриті хрящовою тканиною. При різних рухах хрящі виконують роль амортизатора, зменшуючи тиск на контактуючі поверхні кісток і забезпечуючи їх плавне ковзання один до одного. Хрящ складається з волокон сполучної тканини, що розташована в матриці. За рахунок зміни біомеханічних властивостей матриці здійснюється відновлення хряща і пошкоджених волокон. Подібна будова його структури робить хрящ схожим на губку: в спокійному стані він вбирає рідину, а при навантаженні видавлює її в суглобову порожнину, забезпечуючи «мастило» суглоба.

Під впливом різноманітних факторів (генетична спадковість, надмірні фізичні навантаження, старіння, травми, супутні захворювання) порушується рівновага між утворенням нового будівельного матеріалу, необхідного для заповнення тканин хряща, і руйнуванням (стиранням). Хрящ стає більш сухим, ламким, і у відповідь на силове навантаження його волокна легко розщеплюються.

При прогресуванні захворювання шари хрящів, що покривають суглобові поверхні кісток, стають все тоншими, аж до повного руйнування. Разом з хрящем

змінюється і кісткова тканина під ним. По краях суглобу формуються кісткові вирости, штучно компенсуючі втрату товщини хряща за рахунок збільшення суглобових поверхонь. Хвороба супроводжується болем внаслідок запалення, і подальший розвиток артриту призводить до деформації суглобів. Пошкодженими можуть бути опорні суглоби кінцівок людини та змінені функціональні можливості до ходьби.

Стабільність наколінка та нормальне функціонування пателофemorального суглоба залежить від чіткої взаємодії м'якотканинних і кісткових стабілізаторів [250, 447]. Напруження в хрящі наколінка залежить від кута згинання колінного суглоба, геометрії міжвиросткової борозни та виростків стегнової кістки, стану медіальних та латеральних стабілізаторів.

Вплив геометрії міжвиросткової борозни на стабільність наколінка та пошкодження м'якотканинних стабілізаторів досліджувались у 2D моделях [403, 407]. 3D моделі повністю відтворюють геометрію пателофemorального суглоба, вплив динамічних м'якотканинних стабілізаторів *m.vastus medialis obliquus* на розподіл напружень у пателофemorальному суглобі [442], а також дозволяють моделювати різні патологічні стани та оперативні втручання [448, 449]. Імітаційне моделювання з використанням МСЕ для визначення напружень в хрящі наколінка було застосоване для дослідження пателофemorального больового синдрому в роботах [448, 450, 451].

Питання впливу геометрії поверхні міжвиросткової борозни (різних типів дисплазії виростків стегнової кістки) на стабільність наколінка, розподіл напружень у хрящі пателофemorального суглоба та можливі механізми пошкодження хряща наколіна при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки, залишаються відкритими. В літературі відсутні дані щодо побудови динамічних імітаційних комп'ютерних моделей пателофemorального суглоба в нормі та при нестабільності наколінка, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки тип А та тип В за Dejour. Причиною являються математичні труднощі, що виникають при побудові чисельних розв'язків задач біомеханіки для сполучених деформованих тіл з елементами, що рухаються.

За мету дослідження взято розробку імітаційної динамічної моделі біомеханічної системи (БС) пателофemorального суглобу, математичне моделювання динамічних процесів нестабільності руху наколінка з ушкодженнями м'язів, розрахунково-теоретичне дослідження лінійних і кутових зміщень наколінка та закономірностей розподілу контактних напружень в хрящі наколінка в нормі та при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків (геометрією профіля контактної поверхні) стегнової кістки тип А та тип В за Dejour при згинанні великої гомілки колінного суглобу [404].

Поставлена задача вирішується із застосуванням методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуальної і кількісної оцінки параметрів рентгенової щільності шарів та геометрії неоднорідних структур кісток колінного суглоба, що візуалізуються, механіки твердого тіла, що пружно деформується, обчислювальної математики та інформаційних технологій для імітаційного моделювання МСЕ динаміки руху наколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки в CAD/CAE системах інженерного аналізу.

Об'єктом дослідження в даній роботі є колінний суглоб (рис. 3.32) в нормі та при пошкодженнях сполучних тканин (зв'язок наколінка). На основі об'єкту розроблена імітаційна модель, що створена з п'яти об'ємних структурних елементів: трьох твердих тіл (наколінок, стегнова і великогомілкова кістки), що не деформуються, двох тіл (хрящі наколінка та виростків стегнової кістки), що можуть пружно деформуватись та п'яти пружинних еквівалентів зв'язок наколінка та чотириголового м'яза стегна, що забезпечують силову взаємодію між тілами.

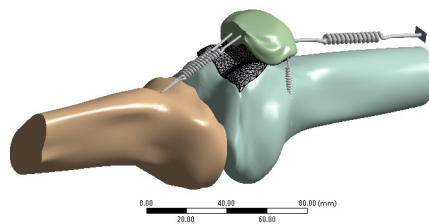


Рис. 3.32. Динамічна імітаційна модель БМС колінного суглобу

Тривимірні об'єми стегнової та великогомілкової кістки, наколінка та суглобових хрящів, побудовані за фактичними даними комп'ютерної томографії

колінних суглобів з двома типами дисплазії виростків стегнової кістки (тип А та В) і представлені у вигляді сполучених об'ємів даних тіл за допомогою програм MIMICS та Solidworks [123, 127]. Хрящі наколінка та стегнової кістки утворюють в імітаційній моделі суглобу спільну площу контакту, що змінюється при згинанні/розгинанні великогомілкової кістки.

Зв'язки колінного суглобу апроксимовані пружинними елементами. Величини жорсткості кожної зв'язки визначені за даними роботи [341] по експериментальному дослідженню гнатодинамометрії для м'язів та зв'язок наколінка (табл. 3.7).

Таблиця 3.7

Біомеханічні характеристики зв'язок, хряща та чотириголового м'язу суглобу кінцівок людини

	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Жорсткість, Н/мм
Суглобовий хрящ	2.077 – 0.518[2]	0.465 – 326[2]	--
Власна зв'язка наколінка	-	-	97 [3]
Медіальна та латеральна пателофеморальна зв'язка (норма)	-	-	7 [3]
Медіальна пателофеморальна зв'язка (нестабільність)	-	-	0.3[3]
Чотириголовий м'яз	-	-	1[3]

Топологія їх розміщення в імітаційній моделі наколінка визначалась за біомеханічними характеристиками колінного суглобу людини та попередніх результатів чисельного експерименту. Біомеханічні властивості тканин суглобових хрящів та зв'язок вибрані за даними робіт [405, 403] та приведені в табл. 3.7.

3.3.1. Імітаційна модель кінематики контактуючих твердотільних та деформованих тіл суглоба нижньої кінцівки людини з ушкодженнями зв'язок наколінка

Для дослідження динаміки руху наколінка при згинанні великогомілкової кістки по відношенню до нерухомої стегнової кістки в розробленій імітаційній моделі БМС колінного суглобу (рис. 3.32) введено шарніри з відповідними ступенями свободи. Нестабільність наколінка моделювалась шляхом зменшення

жорсткості медіальної пателофemorальної зв'язки до 0,3 Н/мм [407]. Дискретизація імітаційних тривимірних моделей хрящів наколінка та стегнової кістки проведена в програмному комплексі Ansys WB 12.1 [452] за допомогою тетраїдальних скінченних елементів в кількості 6580 та 5625 відповідно для імітаційних моделей суглобу типу А та типу В. Їх необхідна кількість визначалась ітеративно. Адекватність результатів чисельного експерименту перевірялась збіжністю контрольованих параметрів величин напружень та деформацій в зонах їх максимальних градієнтів.

У нелінійних рівняннях динаміки, що описують біомеханічний стан сполучених твердих та деформованих контактуючих тіл, що рухаються, використовували основні класичні співвідношення балансу механіки суцільних середовищ у формі законів збереження. Рівняння переносу маси, динамічної рівноваги, сумісності деформацій, визначальні співвідношення для малих деформацій та пружних напружень у формі Коші за законом Гука, граничні та початкові умови і співвідношення у вигляді обмежень для силових і кінематичних умов контактної взаємодії деформованих тіл механіки суцільних середовищ покладені в основу розробленої математичної моделі.

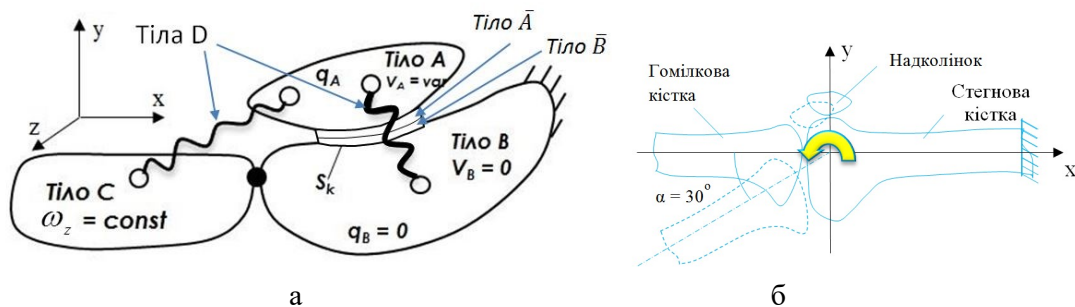


Рис. 3.33. Динамічна імітаційна модель БМС колінного суглоба людини, як система контактуючих рухомих (тіло А, С) та нерухомих (тіло В) твердих тіл (кістки) з тілами, що деформуються (хрящі, \bar{A} , \bar{B}) і мають додаткові жорсткісні зв'язки (м'язи, \bar{D}) (а) та схема навантаження БМС колінного суглоба (б)

Для опису динаміки сполучених тіл БМС вибрали тривимірний евклідовий простір з різними системами координат і класичний час. Як базис у просторі спостерігача використовували нерухливу тривимірну ортогональну систему декартових координат. Рахували, що в початковий момент часу t_0 сполучені тіла

недеформовані і займають просторову область із об'ємом V^0 та початковою конфігурацією Ω_C^0 і відповідно V^c для відомої поточної конфігурації Ω_C в момент t . Параметри руху наколінка БМС сполучених тіл суглоба визначали вектором заданої кутової швидкості обертання $\omega^c(t)$ великогомілкової кістки щодо полюса o . Швидкість руху наколінка залежить від сил натягу пружинних еквівалентів зв'язок наколінка, що забезпечують силову взаємодію між рухомими контактуючими тілами імітаційної моделі (рис. 3.33).

З метою спрощення аналізу відносного руху часток пружно деформованого середовища хрящів наколінка ввели ряд гіпотез. Вважали, що на відрізку часу, що передує $t_1 > t_0$, має місце рух часток недеформованого середовища великогомілкової кістки та жорстко з'єднаних між собою хрящів і наколінка. На поточному малому часовому інтервалі $[t_1, t_2]$ рух часток середовища хрящів наколінка представили суперпозицією скінченних зсувів рухомого недеформованого середовища, а також переміщень, обумовлених його деформацією.

3.3.2. Дослідження НДС хрящів колінного суглобу стегнової кістки при біомеханічних навантаженнях наколінка з ушкодженнями зв'язок, нестабільності та різних формах контактної поверхні стегнової кістки

Траєкторію руху центру мас наколінка заданої форми при повороті колінного суглоба до кута 30° визначає геометричний профіль поверхонь спряження хрящів наколінка та великогомілкової кістки, кінематичні та силові умови на поверхні деформованих контактуючих тіл хрящів наколінка та великогомілкової кістки, поточний розподіл сил натягу пружинних елементів імітаційної моделі м'язів стегна та зв'язок при згинанні кісток суглобу на заданий кут.

Для дослідження НДС хрящів БМС побудовано 8 комп'ютерних імітаційних моделей колінного суглоба для двох типів (А та Б) дисплазії виростка стегнової кістки (рис. 3.34).

Моделі поділено на дві групи А і В, що відрізняються геометрією поверхні стегнової кістки для міжвиросткової борозни, геометрією котактуючих тіл

суглобових хрящів, величинами жорсткості латеральної і медіальної зв'язок. Моделі типу А мають більшу кривизну профіля поверхні (рис. 3.34). Дані два типи геометрії поверхні колінного суглоба є стандартними випадками здорових кісток суглобів людини.

Моделі А1, В1 представляють норму, що відповідає жорсткості здорових латеральних і медіальних зв'язок 7×10^6 Н/м². Моделі А2, В2, А3, В3, А4, В4 є варіаціями величин жорсткості БМС колінного суглоба зі зменшеними величинами податливості зв'язок, що виникають в результаті травматичних пошкоджень та операційного втручання (рис. 3.34).

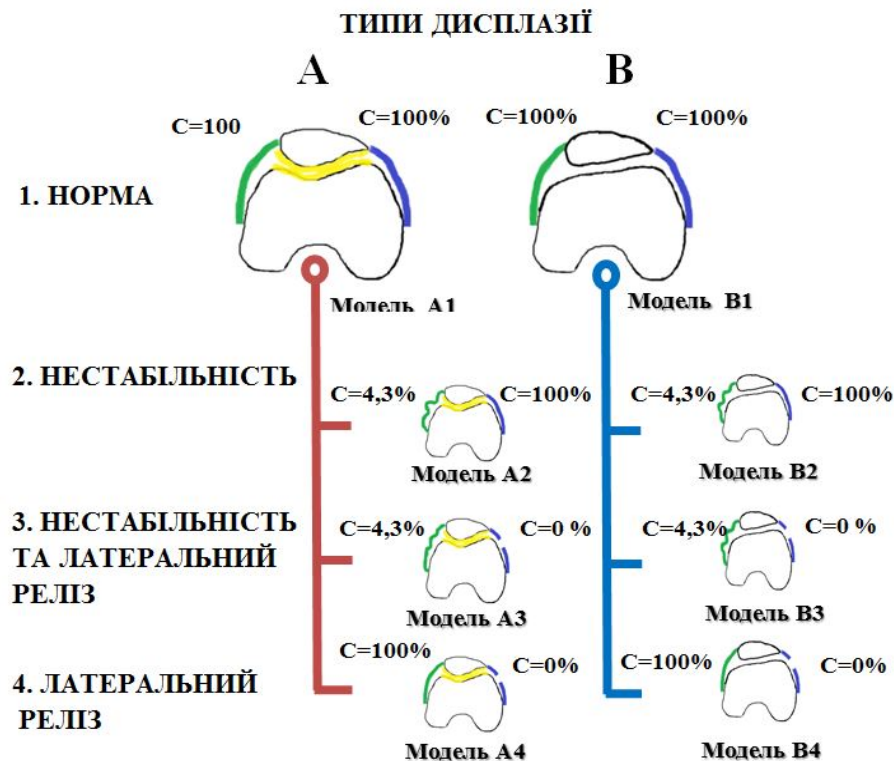


Рис. 3.34. Схеми моделей БМС колінного суглобу в дослідженнях динамічної контактної взаємодії хрящів та кісток

За даними комп'ютерного тестування восьми імітаційних моделей колінного суглобу БМС з різними типами дисплазії А і В та НДС двох тіл хрящів, що деформуються, встановлена нелінійна залежність максимальних величин напружень на їх поверхні при зміні кута нахилу колінного суглоба від 0° до 30° (рис. 3.35–3.38). Різниця між максимальними та мінімальними напруженнями тіла хряща колінного суглобу знаходилась в інтервалі 300 – 1300% при дисплазії типу А і 400 – 1500%

при дисплазії типу В. Для хрящів стегнової кістки різниця між максимальними та мінімальними напруженнями знаходилась в межах від 300 – 1500% при дисплазії типу А і від 700 – 1400% при дисплазії типу В. Найбільші величини максимальних напружень в хрящових тканинах виникали в моделях з більшою сумарною жорсткістю всіх зв'язок (моделі норми А1, В1 та нестабільності А2 та В2), що може

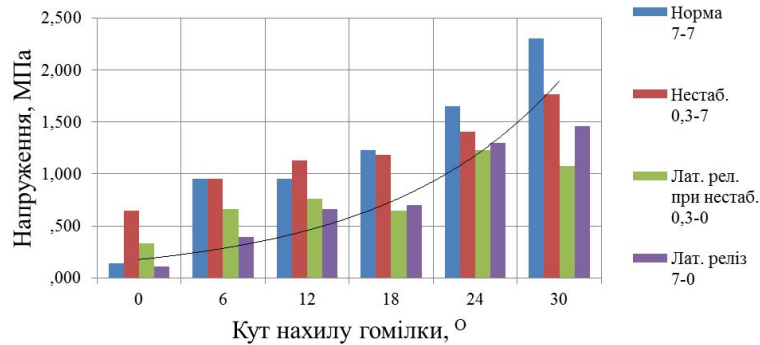


Рис. 3.35. Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в хрящі наколінка для імітаційної моделі БМС з дисплазією А

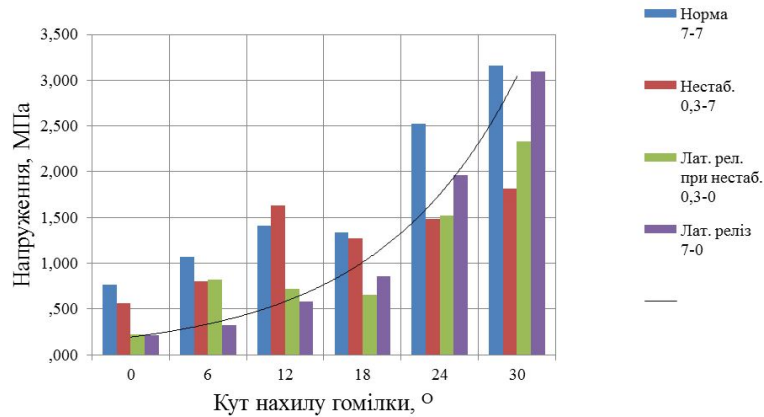


Рис. 3.36. Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в хрящі стегнової кістки для імітаційної моделі БМС з дисплазією А

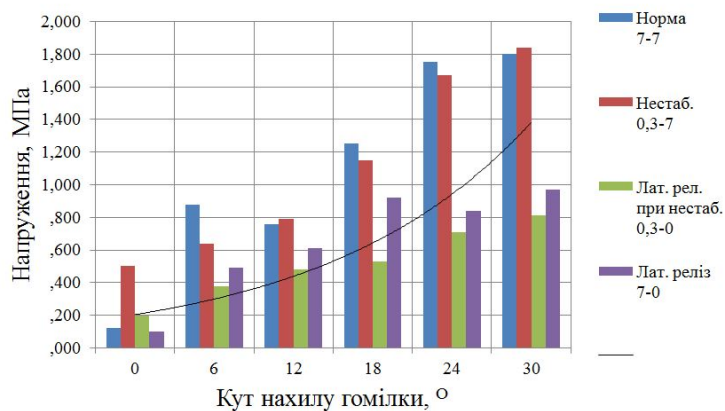


Рис. 3.37. Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в хрящі наколінка для імітаційної моделі БМС з дисплазією В

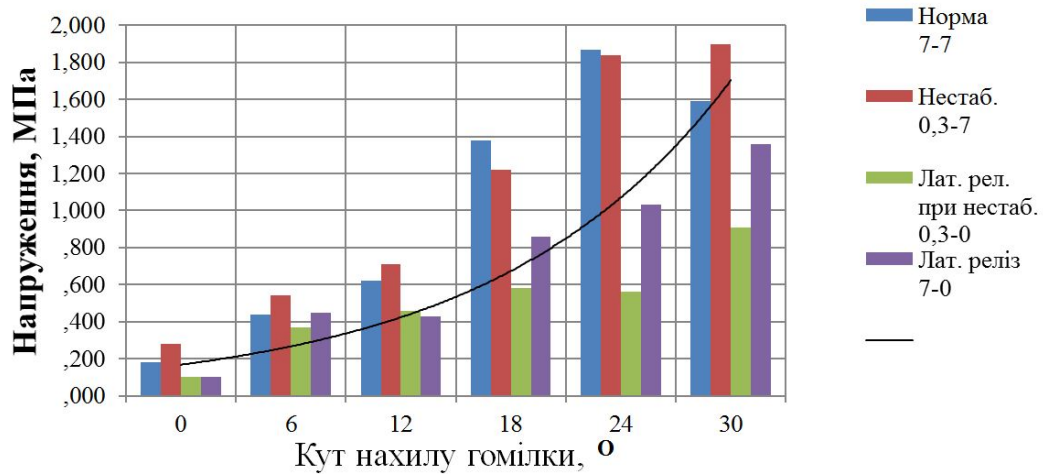


Рис. 3.38. Максимальні еквівалентні за Мізесом напруження в хрящі стегнової кістки для імітаційної моделі БМС з дисплазією В

бути спричинено збільшенням величин контактних тисків хрящів при русі наколінка в міжвиростковій борозні. Визначено, що в хрящі стегнової кістки напруження, як правило, були більші у 1,03 – 2,12 рази за напруження в хрящі наколінка, що може бути наслідком нерівномірного розподілу напружень в об'ємі хряща стегнової кістки викликаного кривизною поверхні його контакту.

Модель А1 (норма). Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в хрящах наколінка та стегна (рис. 3.39) на кутах нахилу колінного суглоба від 0 до 30° представлений рухом двох-трьох плям-концентраторів напружень, які розташовувались по траєкторії контакту спряжених хрящів наколінка та стегнової кістки при переміщенні наколінка по міжвиростковій борозні стегнової кістки (додаток Б).

За результатами аналізу кінематики руху контактуючих тіл імітаційної моделі БМС суглобу з типом диспазії А встановлено, що максимальне поперечне переміщення наколінка складає $u_{A1} = 1,6$ мм в медіальному напрямку, а кут нахилу наколінка в поперечній площині досягає $\alpha_{A1} = 10^\circ$ (рис. 3.40).

Моделювання дисплазії типу А2 (нестабільність наколінка при пошкодженні зв'язок) показало, що в результаті зменшення жорсткості медіальної зв'язки наколінок був переміщений на латеральну сторону, що вплинуло на зменшення кількості поверхонь контакту між хрящами до однієї, на всіх кутах згинання колінного суглоба та збільшення величин амплітуди контактного тиску (додаток Б).

При цьому поперечні переміщення наконілка мали латеральний характер і досягали $u_{A2} = 4,1$ мм, поперечний кут нахилу наконілка складав $\alpha_{A2} = 25^\circ$. Максимальні напруження в хрящі наконілка і стегнової кістки відносно норми зменшились відповідно на 9% і 29% (рис. 3.41).

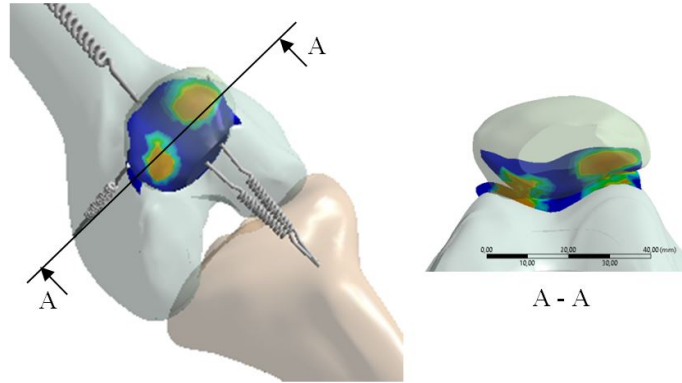


Рис. 3.39. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в хрящах наконілка та стегна біомеханічної моделі колінного суглобу при типі дисплазії А та жорсткості зв'язок без ушкоджень

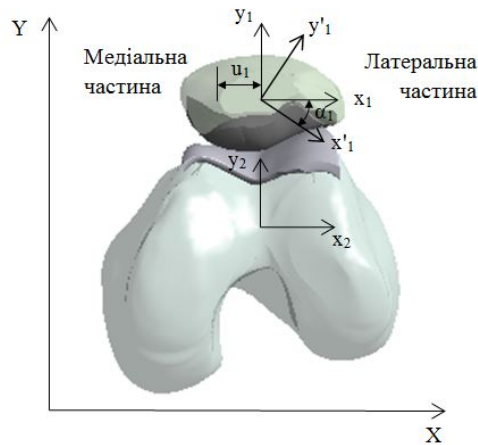


Рис. 3.40. Базисна система декартових координат наконілка та стегна БМС колінного суглобу

Моделювання дисплазії типу А3 (латеральний реліз зв'язок наконілка) супроводжувалось появою від трьох до п'яти виразних точкових зон контакту на хрящі наконілка та стегнової кістки (додаток Б). Як найменш жорстка біомеханічна система типу дисплазії А, дана модель характеризується найменшими максимальними напруженнями в хрящі наконілка і стегнової кістки відповідно 1,08 і 2,33 МПа, також малим латеральним поперечним переміщенням наконілка $u_{A3} = 0,9$ мм, та малим кутом нахилу наконілка $\alpha_{A3} = 8^\circ$ (рис. 3.41).

Остання модель першого типу дисплазії А4 (латеральний реліз зв'язок наколінка) має схожу картину розподілу градієнтів напружень і точкових зон контакту як модель А3 (додаток Б таблиця Б2). Із-за більшої жорсткості медіальної зв'язки в місцях контакту хрящів виникли напруження більші на $\approx 34\%$ (1,46 МПа для хряща наколінка і 3,10 МПа для хряща стегнової кістки) ніж в моделі А3. Поперечне переміщення наколінка мало латеральний характер і дорівнювало $u_{A4} = 1,0$ мм, а кут нахилу становив $\alpha_{A4} = 5^\circ$ (рис. 3.41).

Характер розподілу напружень в усіх моделях дисплазії типу В має за особливість одну площу контакту між хрящами наколінка та стегнової кістки. Проста полога поверхня міжвиросткової борозни створила умови для більш рівномірного розподілу напружень в хрящах та зменшення максимальних величин напружень відносно схожих моделей типу дисплазії А. Модель В1 (норма) характеризується однією площею контакту між хрящами, що знаходиться на латеральній стороні біомеханічної системи колінного суглоба (додаток Б). Із-за схожості геометричної форми поверхні двох хрящів в них виникли напруження схожі за величиною, для хряща наколінка $\sim 1,80$ МПа, для хряща стегнової кістки $\sim 1,87$ МПа. Але по відношенню до моделі А1 виникли значні поперечні переміщення наколінка в медіальному напрямку $u_{B1} = 4,7$ мм, що супроводжувались також більшим кутом нахилу $\alpha_{B1} = 10^\circ$ (рис. 3.41).

Модель В2 (нестабільність) за градієнтами напружень (додаток Б таблиця Б3), величинами максимальних напружень (для хряща наколінка $\approx 1,84$ МПа, для хряща стегнової кістки $\approx 1,90$ МПа) та кутом повороту наколінка ($\alpha_{B2} = 11^\circ$) схожа з моделлю В1. Із за зменшеної жорсткості медіальної зв'язки на 27% змінилось поперечне медіальне переміщення наколінка $u_{B2} = 3,4$ мм (рис. 3.41).

Моделі В3 (нестабільність та латеральний реліз) та В4 (латеральний реліз) мають схожий розподіл градієнтів еквівалентних за Мізесом напружень (додаток Б). В силу більшої жорсткості медіальної зв'язки, в хрящах наколінка та стегнової кістки моделі В4 виникають максимальні напруження не значно більші відповідно 0,97 і 1,36 МПа у порівнянні з величинами максимальних напружень моделі В3 0,81

і 0,91 МПа. Поперечні медіальні переміщення наколінка становлять $u_{B3} = 0$ мм і $u_{B4} = 0.3$ мм, а кути повороту наколінка $\alpha_{B3} = 3^\circ$ і $\alpha_{B4} = 2^\circ$ (рис. 3.41).

При зміні кута нахилу колінного суглоба від 0° в усіх моделях спостерігалось поступове збільшення величини напружень в хрящах наколінка та стегнової кістки, аж до 28° – 30° де виникали найбільші величини напружень. В той час максимальні величини поперечних переміщень та кутів нахилу наколінка залежали від кінематики руху наколінка, дані параметри досягали найбільших величин найчастіше в середині циклу навантаження.

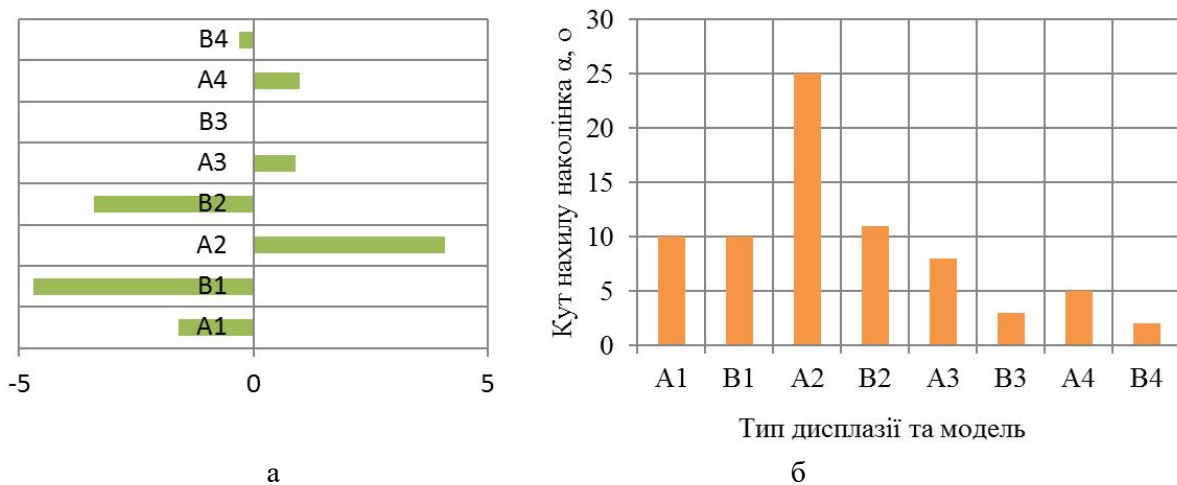


Рис. 3.41. Гістограма переміщень центра мас (а) та кутів нахилу (б) наколінка (модель А і В) в поперечній площині відносно його початкового положення при різних типах виростків стегнової кістки та біомеханічного стану зв'язок

3.3.3. Оцінка параметрів функціональної надійності БМС колінного суглоба стегнової кістки при біомеханічних навантаженнях наколінка з ушкодженнями зв'язок та різними типами контактної поверхні суглоба стегнової кістки

Для дослідження функціональної надійності БМС колінного суглоба з різними формами поверхні стегнової кістки (типи дисплазії А і В) та пошкодженими медіальною та латеральною зв'язками, виділено головні параметри, що впливають на нормальну функціональність суглоба при заданому характері пошкоджень структурних елементів біомеханічної системи. До головних параметрів відносяться величини еквівалентних за Мізесом напружень (σ) в хрящах наколінка та стегнової кістки, поперечне переміщення (u) центра мас наколінка (відносно початкового

положення при куті повороту 0° колінного суглоба) та поперечний кут нахилу наколінка (α).

Приймаючи до уваги граничні величини даних параметрів, створено область допустимих значень, що характеризує нормальну функціональність біомеханічної системи колінного суглоба, за умови не перевищення її меж.

Результати моделювання НДС БМС колінного суглоба для різних типів дисплазії та пошкоджень зв'язок представлені у вигляді пелюсткової діаграми (рис. 3.42) на якій також додано область допустимих значень.

Як видно з діаграми, в моделі A2 БМС колінного суглобу функціональна надійність не забезпечена через перебільшення величини допустимого параметра поперечного кута нахилу колінного суглоба на 127%, що свідчить про втрату нормальної функціональності колінного суглоба і є підставою для визначення методів усунення проблеми.

Модель B2 близька до порушення функціональності колінного суглоба, із діаграми рис. 3.42 видно, що по параметру поперечного кута нахилу межує з граничною величиною і в реальному випадку потребує додаткової уваги.



Рис. 3.42. Діаграма функціональної надійності біомеханічної системи колінного суглоба з пошкодженими зв'язками та типами дисплазії А та В виростків поверхні стегнової кістки

Функціональну надійність БМС колінного суглобу людини можна охарактеризувати оцінивши функціональну надійність окремих її складових частин за параметрами, які, за нормальних умов роботи суглоба, приймають певні діапазони значень і утворюють область допустимих значень.

На рис. 3.43 представлені пелюсткові діаграми функціональної надійності біомеханічних систем дисплазії виростків поверхні стегнової кістки A4 і B4 колінного суглобу з латеральним релізом, що мають максимальні величини функціональної надійності біомеханічної системи.

Поперечне переміщення центра мас наколінка з практичної точки зору є більш індивідуальним параметром, тому його гранична величина не може бути однозначною для багатьох суглобів нижніх кінцівок людей. Але враховуючи проведений аналіз НДС різних типів біомеханічних систем, можна стверджувати схильність моделей A2 до латерального і B1, B2 до більш вираженого медіального переміщення, що потребують уваги для більш предметного дослідження проблеми кінематики суглобу конкретної людини.

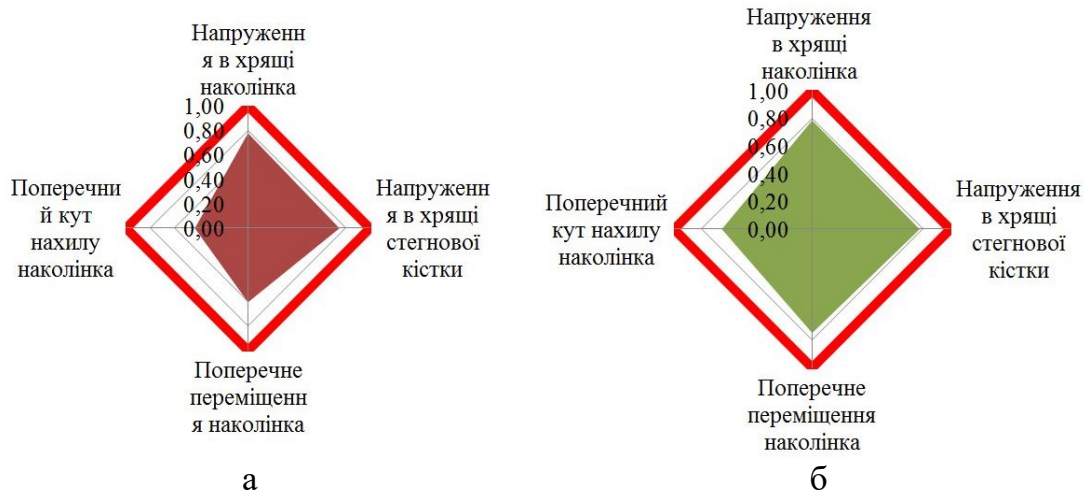


Рис. 3.43. Пелюсткові діаграми функціональної надійності біомеханічних моделей колінного суглоба типу A4 (а) і типу B4 (б) з латеральним релізом

Обчислені коефіцієнти функціональної надійності для моделі A4: 0,78 – для напруження в хрящі наколінка; 0,75 – для напружень в хрящі стегнових кістки; 0,60 – для поперечних переміщень наколінка; 0,44 – для кута нахилу наколінка. Для моделі B4: 0,78 – для напруження в хрящі наколінка; 0,78 – для напружень в хрящі

стегнових кістки; 0,75 – для поперечних переміщень наколінка; 0,65 – для кута нахилу наколінка

Таким чином, слабкою ланкою при визначенні функціональної надійності біомеханічних систем даного типу буде поперечний кут нахилу наколінка. Для моделі А4 відповідний коефіцієнт функціональної надійності системи дорівнює 0,44. Для моделі В4 відповідний коефіцієнт функціональної надійності системи становитиме 0,65.

Виходячи із даного аналізу моделі А1, А3, В3, А4, В4 не мають порушень функціональності біомеханічної системи колінного суглобу. Хоча ці системи є менш стійкими до зовнішнього навантаження спричиненого не нахилом колінного суглоба.

3.4. Висновки за розділом

1. Вперше проведено визначення функціональної надійності БМС “нижня кінцівка з переломом та зовнішнім апаратом фіксації кісткових відламків” при транспортуванні постраждалих санітарним колісним автомобіля із застосуванням даних імітаційної моделі їх НДС та параметрів динамічного навантаження. Останні мають обмеження на величини, що визначають їх амплітуду (швидкість руху та тип санітарного автомобіля, випадковий профіль типу дороги, місця розміщення постраждалого в автомобілі).

2. Створено чотири імітаційні моделі НДС БМС ушкоджених переломами нижніх кінцівок людини з різними типами лікувальних пристроїв (СтАЗФ одно- та двоохрядні, шини Крамера і Дітеріхса). Визначено величини розподілу деформацій та напружень в структурних елементах лікувальних пристроїв при визначеному типі динамічного навантаження силами інерції та гравітаційного тяжіння. Проведена біомеханічна оцінка функціональної надійності функціонування кісткових фіксаторів, лікувальних пристроїв та апаратів для фіксації фрагментів кістки.

3. Оцінка точності чисельних розрахунків НДС БМС кісток з переломами виконана методом забезпечення асимптотичної збіжності отриманих результатів в зонах максимальних градієнтів напружень в результаті кратного збільшення

кількості скінченних елементів дискретної моделі. Для імітаційної моделі НДС СтАЗФ при трьох видах статичного силового навантаження проведена перевірка розрахунків параметрів жорсткості БМС за результатами експериментальних випробовувань адекватних натурних моделей. Відносна похибка розрахункових даних встановлена в межах $\delta = 4\text{--}7\%$.

4. Вперше розроблено метод дослідження площ та величин розподілу тиску на контактних поверхнях сполучених тіл біологічного походження з наявними пошкодженнями меніска в суглобах нижньої кінцівки людини під дією функціональних навантажень. Створено алгоритм та програмне забезпечення “Chitach” для визначення та біомеханічного аналізу площ сполучення контактних поверхонь та величин градієнтів контактних тисків (авторське свідоцтво № 49485; заявл. 14.03.2012; зареєстр. 18.05.2012) [409] 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. Вперше проведено дослідження впливу змін площі контактної поверхні медіального виростка стегна при травматичних пошкодженнях хрящової тканини на розвиток патологічних процесів опорно-рухового апарату людини. Травматичне пошкодження хрящової тканини медіального виростка стегна змінює фактичну площу спряження контактуючих тіл, призводить до перерозподілу зусиль і виникнення зон концентрації напружень, що примикають до краю дефекту.

6. Визначено допустимі межі дефекту суглобового хряща, що не викликає змін функціональності суглобу. Встановлено величини критичних рівнів контактного тиску і крайових ефектів в зоні травматичного дефекту суглобового хряща при різній його площі та кутах згинання кінцівок в колінному суглобі під дією функціональних навантажень.

7. Біомеханічні дослідження травматичних дефектів та пошкоджень суглобового хряща можуть бути застосовані в обґрунтуванні достовірності клінічних результатів при плануванні стратегії хірургічного втручання для відновлення його функціональності.

8. Вперше створена імітаційна модель НДС БМС контактуючих рухомих твердих та деформованих тіл (кісток, наколінка, зв'язок, хрящів) при функціональних навантаженнях пателофemorального суглобу нижніх кінцівок з пошкодженими зв'язками та двома різними типами дисплазії поверхні стегнового виростку.

9. Встановлено закономірності змін біомеханічного стану суглобу нижніх кінцівок при функціональних навантаженнях, визначено величини кутових та лінійних переміщень наколінка, а також розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в хрящі наколінка при згинанні колінного суглоба від 0° до 30° в нормі та нестабільності наколінка, що супроводжується пошкодженням зв'язок для двох типів дисплазії поверхні виростків стегнової кістки.

10. Досліджено параметри функціональної надійності біомеханічної системи суглобу нижніх кінцівок при функціональних навантаженнях. Отримано параметри, що дозволяють медичним фахівцям в області хірургії обґрунтувати напрямки корекції нестабільності надколінка для двох типів дисплазії виростків стегнової кістки.

РОЗДІЛ 4

ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ З АПАРАТАМИ ФІКСАЦІЇ КІСТКОВИХ ВІДЛАМКІВ І ЗУБНИМИ ІМПЛАНТАМИ

На даний час в результаті різноманітних життєвих чинників кількість випадків травм нижньої щелепи (НЩ) людини має поширений характер. Пошкодження тканин твердих кісток щелепи, в мирний час, складають від 3,2 до 3,8% від всіх переломів кісток скелету (Лур'є Т.М.) з яких на НЩ припадає 70,3% всіх травм черепа, дані можуть збільшуватись в результаті військових конфліктів. Враховуючи унікальну будову кісток щелепи людини та численну варіацію можливих характерів її пошкоджень, на сьогоднішній день все більше стає перспективним створення індивідуальних комп'ютерних біомеханічних моделей ушкоджених кісток обличчя для визначення стратегій лікування [453, 454, 455]. Вже зараз в різних країнах світу зростає кількість розробок методів та програмного забезпечення [123, 124, 125, 294, 455, 456, 457], що дозволяють оцінювати стан пошкоджень щелепи і планувати операції з імплантатами, елементами остеосинтезу, шинуючими конструкціями.

З появою МСЕ [453] стала можливим розробка моделей НДС біомеханічних систем кісток людини з переломами та конструкціями остеосинтезу [381, 401–404, 411, 418] на основі яких в наш час проводяться передопераційні дослідження конкретних травматичних випадків, визначаються необхідні інструменти, досліджується функціональна надійність біомеханічних систем та плануються операційні втручання. При цьому адекватність моделей біомеханічних об'єктів визначається точністю побудови геометричних структур та залежностями між ступінню дискретизації СЕ сітки враховуючи особливості місць концентраторів напружень, ізотропними та анізотропними механічними властивостями матеріалів, неоднорідностями структури кісток, навантаженнями і граничними умовами [408, 453, 455, 457].

Високих показників досягла галузь розробки геометричних моделей біомеханічних структур по КТ і МРТ в тому числі моделей НЩ. Проте, не зважаючи

на ступінь складності геометрії, що можна відтворити за допомогою інформаційних технологій та систем, визначення величин механічних характеристик і розподілу їх просторової неоднорідності в біомеханічних системах залишається складною задачею, особливо при створенні індивідуальних моделей СЕ [458, 459].

Нижня щелепа є складною біомеханічною системою, яка завдяки своїй будові виконує багато функцій в житті людини. Кісткова тканина НЩ є композиційним матеріалом біологічного походження з неоднорідними анізотропними в'язкопружними механічними властивостями. Під дією навантажень матеріал кістки має здатність до структурної перебудови та може в часі змінювати свої біомеханічні властивості. Таким чином в залежності від віку, статі, структурно-функціонального стану кісткової тканини та системних патологічних процесів можливо отримати біомеханічні системи з різними механічними властивостями кісток НЩ [457, 460, 461].

Величини механічних властивостей кісткових тканин щелепи в літературі мають значні розбіжності, це стосується навіть основних біомеханічних даних для неуражених кісток. Модулі пружності кортикальної кістки в різних дослідженнях знаходяться в межах від 4 до 22 ГПа, а спонгіозної – від 0,05 до 1,5 ГПа і більше [302–315, 364–367].

Експериментальні величини біомеханічних властивостей кісток істотно залежать від індивідуальної топографічної варіації та методик їх визначення в біологічних тканинах [408, 455, 459, 462].

4.1.1. Дослідження величин та розподілу сили прикусу щелепи людини при різних варіантах оклюзії із використанням вимірювальних плівок Fuji Prescale та авторської програми “Chitach”

Пошкодження щелепо-лицьового апарату в наш час є дуже поширеними травмами людського тіла (див розділ 4.1.2). Наслідками яких є часткова чи повна втрата функціональності щелепи в результаті травм та деформації, не правильного прикусу, зміни перерозподілу навантаження зубним рядом, втрати жорсткості м'язів.

Сучасний розвиток лікування переломів щелепи при остеосинтезі кісткових відламків, імплантації зубів, реконструктивно-відновлюваних втручаннях та імплантації передбачає використання інструментів для відновлення складної біомеханічної системи, яка може відрізнятись своїми фізико-механічними властивостями від біологічних тканин, але має на виході таку ж саму або бажану фізіологічну функціональність. Ефективність такої системи характеризується здатністю сприймати і перерозподіляти навантаження під час процесів мовлення, жування, відкушування і таке інше.

В наш час при дослідженнях сили прикусу *in vivo* відомі певні проблеми із складністю проведення дослідів, їх особливостями та точністю отриманих результатів величин [471, 477]. Серед відомих інструментів дослідження сили прикусу можна виділити традиційні гнатодинамометри, використання яких обмежене для спотворених анатомій щелеп внаслідок травм і операцій. Такі способи досліджень не дозволяють точно відтворити особливості контакту одного індивіда для різних типів оклюзій. Останнім часом є досить поширене застосування високоточних вимірювальних пристроїв у вигляді різноманітних тензодатчиків, п'єзо-електричних кристалів, сенсорних тонких плівок [469, 473, 477].

Відомо, що сила прикусу залежить від багатьох чинників (особливостей будови НЩ, м'язів, структурно-функціонального стану кісткової тканини, тощо) [475, 476, 478, 480]. Сила прикусу має різну амплітуду при різних фазах жування і може досягати величини від 900 Н до 1500 Н [294, 474, 481]. Розподіл зусиль при жуванні на зуби щелепи нерівномірний. Для фронтальної групи зубів щелепи він становить 200 – 400 Н, а у молярів та премолярів відповідно 600 – 800 Н [471, 474]. Характеристики функціональних навантажень щелепи людини за даними Craig R.G., 1980, Graf H., 1974, Harrison A., 1975, Champy M., 1976, Рубинов І.С., 1970, Маланчук В.О., Копчак А.В., 2013–2014 [501–502]: 1) вертикальна складова жувального навантаження при пережовуванні м'якої їжі складає 150–200Н; 2) вертикальна складова жувального навантаження на ділянці молярів при вольовому стисканні зубів визначена у діапазоні від 390Н до 880Н; 3) Частота жувальних рухів 60–80 за хвилину; 4) Час контакту зубів за один жувальний цикл

0,1 – 0,3 с; 5) Кількість жувальних циклів за добу ~ 3000 (зуби перебувають в контакті від 9 хв до 17,5 хв за добу; 6) Зубний контакт характеризується малою площею силової взаємодії; 7) Максимальний тиск на поверхні зубів може досягати 20 – 50 МПа (Arcan M., 1984); 8) Максимальні напруження, що виникають в кістковій тканині щелепи – 30–50 МПа і більше.

Для визначення емпіричних даних величин та розподілу сили прикусу щелепи людини при різних варіантах оклюзії розроблена нова методика та проведено її апробація в розрахунково-експериментальних дослідженнях для типової зубо-щелепної біомеханічної системи.

Перевірка точності відомих експериментальних даних величин зусиль в щелепі людини виконана при застосуванні дешевої та більш доступної в медичній практиці методики із застосуванням плівок Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo Japan) [503] і розроблених автором алгоритмів та комп'ютерній програмі “Chitach” (рис. 4.1), яка використовує як вхідні дані графічні зображення сканованих знімків розподілу площ контактних тисків зубів щелепи на даних плітках.

Дана програма призначена для розрахунку величин амплітуд, градієнтів та площ контактних тисків. Результати представляються у графічному відображенні полів градієнтів тисків, якісному представленні на гістограмі і кількісному представленні діапазонів тисків в табличному форматі (рис. 4.1).

Для експериментального вивчення розподілу величин градієнтів тисків в щелепі використовували плівки Fuji Prescale типу MS, що працюють в діапазонах вимірювань тисків від 10 до 50 МПа. Дані плівки мають шарову структуру та містять мікрокапсули з червоним барвником, які під дією зовнішнього навантаження руйнуються та забарвлюють зону контакту пропорційною інтенсивністю червоного кольору.

Плівки, а також калібрувальні шкали відповідних діапазонів червоного кольору, за допомогою сканера переводяться у графічний формат даних відповідного файлу, що завантажується у програмі “Chitach”. Наступним кроком дані зображення нормували у градієнти сірого кольору у шкалу від 0 (0%)

до 255 (100%). Результати математичної обробки полів представляли у вигляді полів градієнтів тисків, гістограм (з 3–10 діапазонами) і таблиць числових значень характеристик площ та інтенсивності тисків (рис. 4.1).

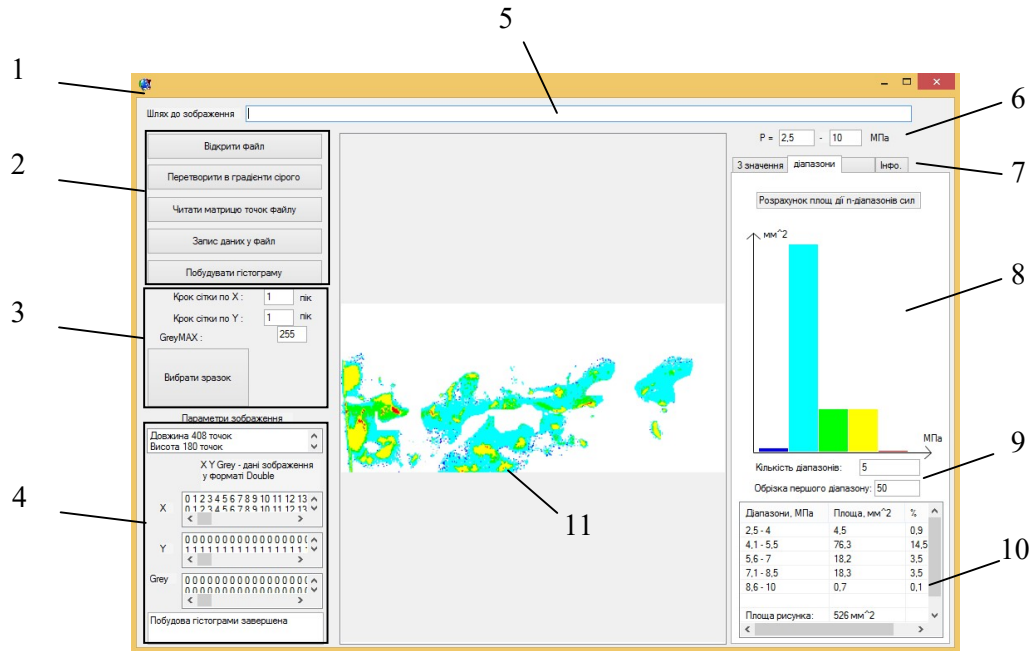


Рис. 4.1. Приклад застосування програмного забезпечення “Chitach” для дослідження розподілу та величин площ контактних тисків. 1 – вікно програми, 2 – головні інструменти керування програмою, 3 – налаштування вхідних даних та відображення, 4 – інформаційні панелі, 5 – шлях до вибраного файлу, 6 – діапазон тисків зразка вимірювальної плівки, 7 – закладки представлення результатів розрахунків площ контактних тисків, 8 – графічне представлення результатів розрахунку площ контактних тисків у вигляді гістограми, 9 – керування параметрами діапазонів тисків, 10 – табличне представлення результатів

Наступним кроком алгоритму, – з програми “Chitach” експортували дані X,Y – координат точок зображення і дані Z – параметра інтенсивності тиску кожної точки та будували по ним 3-D графіки (рис. 4.2а), що були забарвлені палітрою кольорів від мінімального – синього до максимального – червоного. Ці дані порівнювались з тривимірними гістограмами, що отримані за допомогою системи Tekscan, у момент часу фіксації максимального значення тиску в щелепі (рис. 4.2б).

Результати отримані за допомогою математичної обробки даних програмою “Chitach” дозволили уточнити дані розподілу контактних тисків, визначити величини їх діапазонів градієнтів та загальну площу контакту зубів при вольовому стисканні зубів щелепи людини. Математична обробка результатів центральної оклюзії показує, що численні площі контактів зубів щелепи мають протяжність

різної геометричної форми та розмірів. Наприклад, лінійну форму на ділянці різців, точкову форму на ділянці ікол та премолярів і найбільші площі контакту довільної геометричної форми на ділянці молярів (рис. 4.3).

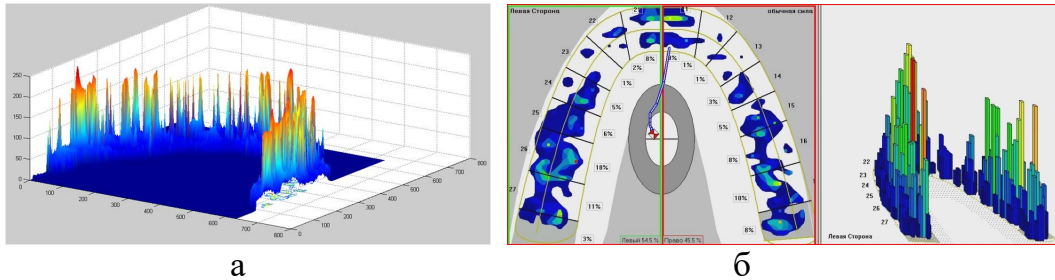


Рис. 4.2. Приклад 3D реалізації результатів розрахунків площ контактних тисків в програмі “Chitach” (а) і програмному середовищі системи Tekscan (б)

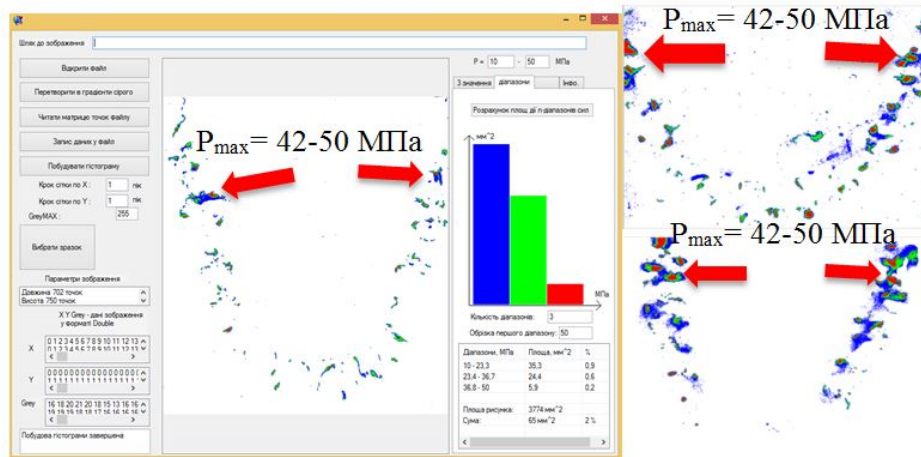


Рис. 4.3. Приклади результатів обробки даних градієнтів тисків центральної оклюзії щелепи людини в програмному середовищі “Chitach”

Результати розрахунково-експериментальних обчислень площ контактних тисків для кожного зуба, як видно з рис. 4.2, мають суттєві відмінності, що залежить від анатомічної будови поверхні зубів. При цьому загальна площа контакту коливалась від 24 до 37 мм². Максимальні величини контактних тисків зафіксовані на ділянках молярів і премолярів, для різних людей вони знаходяться в діапазоні 42–50 МПа (рис. 4.3, табл. 4.1). Розрахункові максимальні величини головного вектора сили стискання зубів щелепи людини мали амплітуду від 854 Н до 1290 Н, а середнє значення відповідно становило 1086±193 Н.

Отримані в роботі дані лежать в межах інтервалу для відомих величин сил, за результатами досліджень із застосуванням методів гнатодинамометрії [471, 474], що підтверджує їх вірогідність.

Результати досліджень, що отримані за допомогою програми “Chitach”, порівнювались з експериментальними даними, отриманими працівниками Національного медичного інституту України ім. О.О. Богомольця, інституту травматології та ортопедії НАМН України при використанні пристрою для вимірювання контактних тисків в щелепі Tekscan Occlusal Diagnostic System (Tekscan Inc., USA) та відомими літературними даними експериментальних досліджень по даному напрямку [294, 471, 473, 474, 481].

Розрахункові величини і характер розподілу тисків в цілому погоджувався з даними отриманими комплексом Tekscan (рис. 4.2), а розбіжності були в межах від 2 до 8,5%.

Відмінність розподілу площ контактних тисків пояснюється тим, що поля тисків, які фіксує комплекс Tekscan вірні для певного моменту часу оклюзії, а поля градієнтів тисків на кожній плівці Fuji Prescale показують максимуми тисків які виникали під час всієї оклюзії, чого вистачає для вирішення більшості питань знаходження зусиль в щелепі при жуванні [479]. Для передньої і бокової оклюзії результати також якісно не відрізнялись від величин розподілу тисків представлених за допомогою системи Tekscan (див. результати в табл. 4.1).

Таблиця 4.1

Результати величин тисків і сил прикусу отриманих за допомогою математичного аналізу програми “Chitach”

Оклюзія	Сила прикусу, Н	Контактні тиски, МПа
Центральна	1086 ± 193	42 – 50
Передня	265 ± 70	37 – 40
Бокова	676 ± 111	39 – 40

Таким чином, використання плівок Fuji Prescale та розробленого автором програмного забезпечення “Chitach” для оцінки сил і площ контактних тисків при оклюзії біомеханічних систем до різного типу будов щелеп є доступною, простою у використанні, зручною у застосуванні розрахунково-експериментальною методикою. Вона може бути широко застосована у медичних лабораторіях та подальших планувань операційних втручань для щелепи людини.

4.1.2. Дослідження впливу анізотропії механічних властивостей і неоднорідності структури кісткових тканин на НДС нижньої щелепи методом скінченних елементів

Складність оцінки індивідуальних біомеханічних властивостей кісткових тканин зумовлена відсутністю на сьогоднішній день надійних *in vivo* неінвазивних методів. Результатом являються численні роботи по дослідженню НДС НЩ з використанням проєкційно-сіткових методів та використанням спрощених моделей ізотропних пружних матеріалів, однорідною будовою кісток та сталими характеристиками міцності матеріалів НЩ. Середньостатистичні дані біомеханічних характеристик для ізотропних властивостей матеріалів кісток, як правило, беруться за даними експериментів *in vitro* [294, 408, 454, 459], що в свою чергу призводить до істотних похибок [459, 464]. Не вирішеним залишається задача дослідження впливу анізотропних властивостей шарів кістки на НДС НЩ при функціональних навантаженнях.

В даній роботі за мету взято дослідження впливу неоднорідності та анізотропії механічних властивостей кісткової тканини на характер розподілу напружень та їх величин, що виникають в НЩ людини. Визначення можливих похибок при застосуванні ізотропних моделей біологічних матеріалів для визначення кількісних характеристик полів градієнтів напружень в НЩ.

Тривимірні моделі НДС біомеханічної системи щелепи було створено із застосуванням методів комп'ютерної томографії на основі даних по характеристикам геометрії та густині різних шарів кісток лицевого черепа людини з нормально сформованою, неушкодженою НЩ та інтактним зубним рядом. Просторова геометрична модель була побудована по координатам 940 ключових точок перенесених в програмне CAD/CAE середовище Workbench ANSYS 12.1 [452]. Точки характеризували певні зрізи моделі площинами по траєкторії проходження сканера з заданим кроком по вертикалі досліджуваного об'єкта. Дані точки формували основу кортикальної і спонгіозної кісток НЩ та були з'єднані полілініями, по яким було утворено криволінійні площини, поверхні і об'єми

сегментованої 3D моделі. Структурні елементи зубів, періодонтальної зв'язки і м'яких тканин не відтворювались.

Дискретна модель НЩ створена в системі інженерного аналізу ANSYS 12.1 із 112100 (78429 для кортикалу і 33671 для спонгіози) тетраедричних 10-ти вузлових скінченних елементів SOLID 187 з квадратичною апроксимацією вузлових величин функцій та налічувала 173 660 вузлів.

Для силового навантаження у створених розрахункових схемах біомеханічної системи НЩ був вибраний функціональний випадок передньої оклюзії при якому ділянка фронтальних зубів знаходяться в жорсткому контакті з зубами верхньої щелепи, а ділянка суглобової поверхні головки НЩ представлена шарнірним закріпленням (рис. 4.4). Функціональні навантаження біомеханічної системи забезпечується м'язами, які відповідають за кінематичні рухи НЩ. Величини зусиль жувальних м'язів НЩ визначено із співвідношень величини їх “абсолютних” сил і експериментальних даних гнатодинамометрії [462]. Напрямок дії зусиль м'язів було задано використовуючи літературні дані [464] (рис. 4.4, табл. 4.2).

Для імітаційного моделювання НДС НЩ використано фактичні дані пружних характеристик кортикальної і губчастої кісток, що отримані за результатами фізичного експерименту в науково-дослідній лабораторії „Біомеханічних систем та композиційних матеріалів” кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів НТУУ «КПІ» [458].

Оцінку впливу ізотропних та анізотропних варіантів апроксимації модулів пружності 1-го та 2-роду проводили в межах фізіологічного діапазону даних для механічних властивостей кортикального та спонгіозного шарів кістки. Закономірності розподілу напружень, та деформацій в імітаційній моделі НДС біомеханічної системи НЩ людини при функціональних силових навантаженнях встановлені на основі чисельних експериментів із застосуванням чотирьох розрахункових схем.

Перша розрахункова схема представляла собою одну контрольну імітаційну модель НЩ з ізотропними механічними властивостями кісток, із сталими

величинами модулів пружності кортикалу $E_{\text{корт}} = 10$ ГПа та спонгіози $E_{\text{спонг}} = 780$ МПа, коефіцієнти Пуассона $\nu_{\text{корт}} = \nu_{\text{спонг}} = 0,27$.

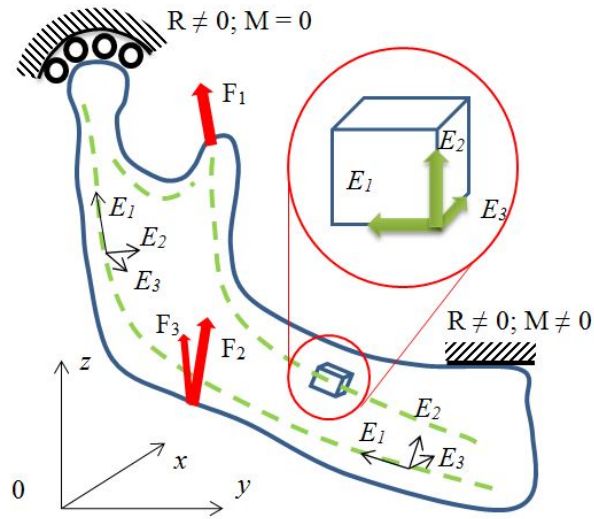


Рис. 4.4. Розрахункова схема біомеханічної системи НЩ людини з виділеними лініями (жорсткості) ортотропії механічних властивостей кісток, заданими кінематичними обмеженнями та силовими умовами функціонального навантаження

Таблиця 4.2

Величини параметрів сил і напрямків дії жувальних м'язів НЩ

М'яз	Абсолютна сила м'яза за Воробйовим—Ясвоніним	Орієнтація м'яза в сагітальній площині відносно Франкфуртської горизонталі за [14]	Сила скорочення жувального м'яза, розрахована для сили прикусу 385 Н	
			По вертикалі	По сагіталі
Скроневий	800 Н	$-27,1^\circ$	200 Н	-95 Н
Власне жувальний	750 Н	$19,6^\circ$	195 Н	60 Н
Медіальний крилоподібний	400 Н	$17,6^\circ$	100 Н	30 Н

Друга розрахункова схема представляла собою ряд імітаційних моделей НЩ з модулями пружності кортикала та спонгіози, що пропорційно змінювались в межах варіації експериментальних даних для визначених величин модулів пружності отриманих для різних візців кістки вздовж ліній її максимальної жорсткості [458] (для кортикала – від 6 до 15 ГПа, для спонгіози – від 470 до 1150 МПа).

Третя розрахункова схема представляла собою ряд імітаційних моделей НЩ із сталим модулем пружності кортикала ($E_{\text{корт}} = \text{const}$) і модулем пружності спонгіози ($E_{\text{спонг}} = \text{var}$), що дискретно змінюється в межах експериментально визначеного діапазону від 100 до 900 МПа [458].

В четвертій розрахунковій схемі застосовано імітаційну модель НЩ із анізотропними механічними властивостями кортикальної та спонгіозної кісток. Для кожного кусково-однорідного об'єму тіла механічні властивості кісток розглядались як лінійно-ортотропні з трьома взаємно ортогональними площинами симетрії декартової системи координат. Визначення величин компонент тензора пружних сталих кусково-неоднорідної моделі НЩ проводили в локальній системі координат окремо для кожного попередньо визначеного об'єму, з урахуванням матеріальних констант (модуля пружності та коефіцієнту поперечної деформації) отриманих експериментально [458, 459].

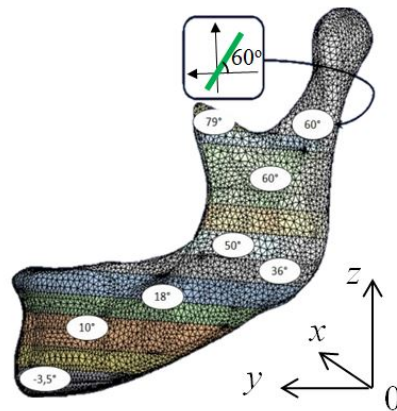


Рис. 4.5. Орієнтація ліній максимальної жорсткості в локальній системі координат для НЩ

Орієнтація ліній максимальної жорсткості в НЩ (рис. 4.4) встановлена за даними літератури [458, 459] та збігається з напрямками просторового розташування більшості остеонів кортикальної кістки. Для анізотропної моделі НЩ кістку розділили на 12 об'ємів, для кожного з яких були задані вісі ортотропії і величини модулів пружності (рис. 4.5). Співвідношення модулів пружності відповідно до головних ділянок в локальній системі координат становлять $E_1 : E_2 = 1.65$, $E_2 : E_3 = 1.2$, а модулів зсуву $G_{1-2} : G_{1-3} : G_{2-3} = 1 : 0,75 : 0,68$ [458].

Модуль пружності на ділянці кута і гілки приймав найбільше значення ($E = 11$ ГПа), а на ділянках ближче до підборіддя і самого підборіддя щелепи зменшувався до 10 і 9 ГПа відповідно. Коефіцієнти поперечної деформації приймали рівними $\nu_{1-2}=0,28$, $\nu_{1-3}=0,3$, $\nu_{2-3}=0,2$. Величини модулів пружності кортикального та губчатого шару кістки, що визначені для кожного шару 12 об'ємів імітаційної моделі НЩ в локальній системі координат, перераховували за

відповідними співвідношеннями в глобальну систему координат і проводили подальші розрахунки.

Результати моделювання НДС анізотропної моделі при функціональних навантаженнях порівнювались з результатами контрольної моделі з ізотропними усередненими механічними властивостями кісток НЩ.

В розрахунках НДС біомеханічних систем НЩ з різними механічними властивостями було встановлено, що при функціональному жувальному навантаженні всі кісткові тканини перебувають в складному напружено-деформованому стані та зазнають деформацій розтягу-стиску, згину і зсуву. Максимальні величини концентрації напружень кістки спостерігались на передньому краю гілки НЩ і зовнішньої косої лінії.

До зон концентрацій напружень також можна віднести задній край гілки, ділянку торуса і передню шийку суглобового паростка щелепи.

Результати чисельних експериментів із застосуванням першої розрахункової схеми (моделі з ізотропними механічними властивостями) показали, що амплітуда еквівалентних за Мізесом напружень в кортикальній кістці досягала максимальних величин 50 МПа, а в спонгіозній кістці напруження не перевищували величини 3 МПа (рис. 4.6).

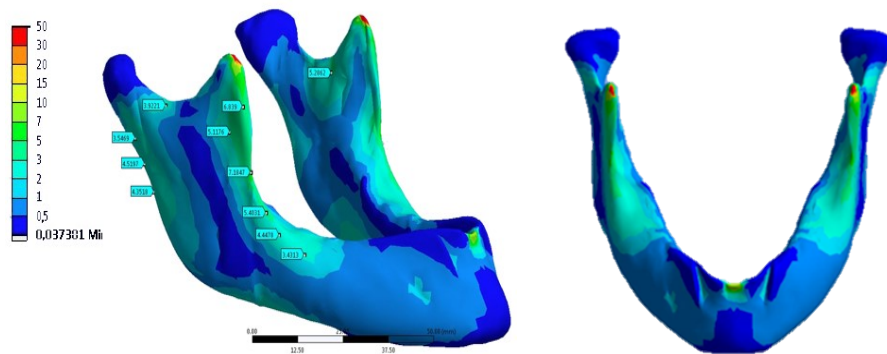


Рис. 4.6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в кортикальній кістці НЩ людини при функціональному жувальному навантаженні

Аналіз результатів чисельних експериментів із застосуванням другої розрахункової схеми показав, що пропорційна зміна механічних властивостей модулів пружності кортикального та спонгіозного шарів кістки ($E_{\text{кортикала}}$ змінювали від 6 до 15 ГПа, $E_{\text{спонгіози}}$ змінювали пропорційно до кортикальної від 470 до 1150

МПа) не суттєво впливає на величини та характеру розподілу напружень в НЩ, але при цьому зменшується величина деформацій пропорційно до зростання модулів пружності.

В результаті аналізу даних чисельних експериментів із застосуванням третьої розрахункової схеми отримано залежності між зміною модуля пружності спонгіози та напруженнями, які виникають кістках НЩ при сталому модулі пружності кортикала. Таким чином, при зростанні модуля Юнга спонгіози від 100 до 900 МПа напруження в спонгіозній кістці зростають у 6,2 рази від 0,59 до 3,67 МПа (рис. 4.7).

При цьому розподіл напружень в кортикальній кістці стає більш рівномірним, зменшуються пікові величини в концентраторах напружень, а в менш навантажених зонах (ділянка заднього краю гілки щелепи) величини еквівалентних за Мізесом напружень зростають. Загальний розподіл напружень нерівномірний і залежить від товщини $t_{\text{корт}}$ кортикальної кістки в конкретній області НЩ. На ділянках з малим $t_{\text{корт}}$ (ділянки тіла та виросткового відростка) градієнти напружень змінюються більш виразно ніж на ділянках з більшим $t_{\text{корт}}$ (ділянка заднього краю гілки щелепи) (рис. 4.8).

При зміні модуля пружності від 100 до 900 МПа максимальні величини еквівалентних за Мізесом напружень в спонгіозній кістці НЩ змінюються не пропорційно (від 12 до 38 % на різних ділянках).

Проведені дослідження та аналіз закономірностей результатів імітаційного моделювання НДС НЩ при функціональних навантаженнях підтверджують клінічні висновки медичних закладів України про підвищений ризик спонтанних пошкоджень кісток щелепи при надмірній деградації механічних властивостей губчатого шару (остеопорозі) [460, 84].

Результати дослідження за четвертою розрахунковою схемою з відтворенням в імітаційній моделі НДС НЩ анізотропних властивостей матеріалів неоднорідних шарів кісток показали розбіжності величин еквівалентних за Мізесом напружень на ділянках тіла НЩ і її підборіддя від 31 % до 45 % по відношенню до контрольної ізотропної моделі. На ділянках гілки НЩ і зовнішньої косої лінії розбіжності для

максимальних величинах еквівалентних за Мізесом напружень становили лише 3% – 18 %.

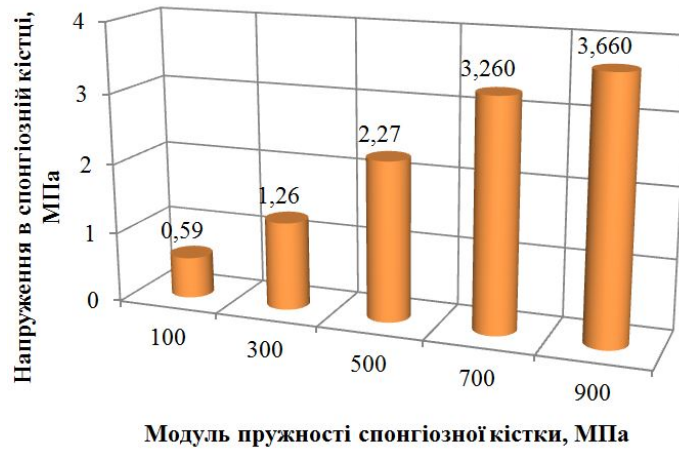


Рис. 4.7. Гістограма максимальних величин еквівалентних за Мізесом напружень спонгіозної кістки в залежності від зміни її модуля пружності

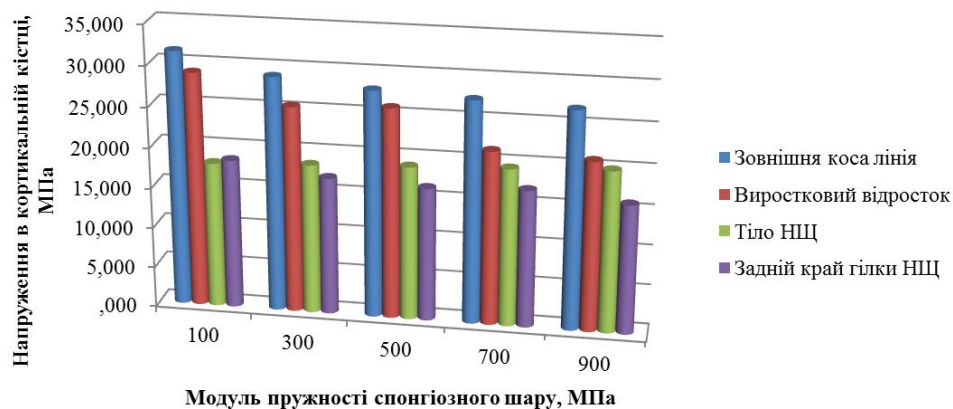


Рис. 4.8. Гістограма максимальних величин еквівалентних за Мізесом напружень кортикальної кістки в залежності від зміни модуля пружності спонгіози

Отримані результати чисельних розрахунків НДС для імітаційної моделі НЩ з анізотропними пружними характеристиками кісток показують, що вибір тієї чи іншої моделі деформування біологічних матеріалів необхідно базувати на чіткому усвідомленні задачі дослідження. Спрощені ізотропні моделі можливо використовувати лише для якісної оцінки розподілу напружень в кістках НЩ. Нехтування неоднорідністю структури кістки і її механічних властивостей можуть викликати похибки в розрахунках до 45 %. Для отримання більше точних величин розподілу напружень і деформацій в моделі НЩ з індивідуалізованими параметрами

необхідно обов'язкове відтворення неоднорідності кісткової тканини, а також урахування ефектів, пов'язаних з анізотропією та в'язкопружністю.

4.1.3. Оцінка функціональної надійності системи нижньої щелепи людини з переломом, елементами остеосинтезу та впливом релаксації напружень кісткової тканини

Необхідною умовою раціональних способів остеосинтезу ушкоджених переломами кісткових відламків НЩ є сполучення попередньо механічно напружених біологічних тканин та їх фіксація лікувальним пристроєм. Впровадження новітніх методів лікування, що передбачають використання компресійно-дистракційних методів, стоматологічної імплантації, ортодонтичної апаратури сприяють актуальності досліджень в цьому напрямку.

Відомо, що кісткова тканина при переломі має нестабільні механічні характеристики за рахунок протікання тривалих біологічних процесів перебудови кістки [359]. Найсприятливішим моментом для лікування ушкоджених переломом НЩ є співставлення кісткових відламків при невідкладній медичній допомозі, з метою біологічного зрощування кісток після травми операційними методами остеосинтезу.

Дослідження Mc Elhaney J.H. (1966) [496] показали, що при різних швидкостях деформування кістка, як композиційний матеріал природнього походження, поводить себе по-різному: – крихкий при короткочасних ударних навантаженнях; – пластичний при квазістатичних та статичних силових навантаженнях. В експериментах на тваринах встановлено, що утворення кісткової тканини відбувається швидше при відносно високих циклічних навантаженнях ніж при повільних швидкостях [353]. При малих швидкостях деформування кістки значною є в'язкопружна складова деформації, яка зумовлює явище релаксації напружень.

Вивчення релаксаційних процесів матеріалів технологічного походження [489, 490] в наш час не втрачає актуальності, а для біологічних тканин в останні роки набирає все більшої актуальності [491, 492]. Результати дослідження НДС біомеханічних систем остеосинтезу (БМС) для ушкоджених переломами НЩ з

нелінійними в'язкопружними характеристиками біологічних тканин та попередньо навантаженими БМС в науковій літературі на даний час не опубліковані.

Головними проблемами при дослідженні функціональної надійності біомеханічних систем з в'язкопружними характеристиками є втрата жорсткості частини системи і перерозподіл напружень в елементах остеосинтезу та кістках, що впливає певним чином на функціональність системи в цілому. В процесі остеосинтезу завдяки застосуванню імплантів, гвинтів і пластин в кісткових відламках спричиняється натяг, при цьому виникають зони локальних напружень і деформацій. З часом якість фіксації змінюється, а також і жорсткість системи за рахунок проходження як біологічних факторів перебудови кістки так і релаксаційних процесів [488, 471]. Відомо, що процеси релаксації проходять швидше за біологічні процеси резорбції, а їх вплив є досить значним [493, 80, 494].

Функціональна надійність БМС залежить від видів силового навантаження, механічних характеристик (міцності, жорсткості), змін біомеханічних властивостей у часі (біологічних чинників, що визначають густину та пористість кістки, швидкості регенерації та часу зрощування кісткових відламків), які мають індивідуальний характер для кожної людини.

Прогнозування механічної поведінки ушкоджених переломами кісток НЩ та оцінка функціональної надійності БМС при силових навантаженнях, що діють протягом тривалого часу, необхідне для розробки стратегій лікування з урахуванням індивідуальних особливостей кісток пацієнтів до операційного втручання та визначення наслідків впливу величин напружень для кістки в зоні перелому на біологічні процеси.

Мета дослідження – створення математичної моделі біомеханічної системи ушкодженої переломом НЩ, що передбачає використання компресійно-дистракційних методів її лікування, дослідження НДС і функціональної надійності БМС кісткових відламків з урахуванням впливу релаксації напружень у біологічних тканинах.

При остеосинтезі НЩ в лікувальних відділах України експериментально застосовується попередній натяг кісткових відламків силою до 100 Н, який

фіксується пластиною з гвинтами. Для даної задачі модельовано центральний перелом НЩ та розташування пластини з гвинтами на середині висоти передньої ділянки кістки. Враховуючи, що кістки щелепи людини мають явно виражені в'язкопружні властивості, тому з плином часу під дією сталої деформації напруження в них мають тенденцію до зменшення.

Для створеної імітаційної моделі НДС БМС ушкодженої переломом НЩ людини з фіксуючою пластиною і гвинтами (рис. 4.9) прийнято наступні припущення: 1) динамічні ефекти не враховуються (квазістатична постановка); 2) всі елементи природного походження та конструкції технологічного виготовлення з'єднані неперервно; 3) при довільних деформаціях зберігається структурна цілістність системи сполучених тіл; 4) конструкції фіксуючої пластини і гвинтів деформуються пружно; 5) до встановлення руйнування матеріали шарів кортикальної та губчастої кісток представляються як квазісуцільні однорідні середовища з в'язкопружними ізотропними властивостями; 6) при використанні компресійно-дистракційних способів лікування НЩ, що ушкоджена переломами, у її кісткових відламках існують залишкові напруження; 7) за рахунок релаксації напружень НДС БМС змінюється.

3D імітаційне моделювання біомеханічної системи НЩ проведене з використанням чисельних даних знімків КТ реальної людини. При виділенні значущих шарів кортикальної і спонгіозної кісток та створенні об'ємної геометрії автор користувався програмним комплексом Mimics 12 та параметрами для величин густини біологічних тканин за даними Хаунсфілда. Спрощення об'ємної геометрії від небажаних артефактів і моделювання перелому та геометричних моделей гвинтів проведено в CAD пакеті Inventor. В розробленій імітаційній моделі НЩ людини не враховувались зуби і періодонтальні зв'язки. Створення розрахункових схем НДС БМС та СЕМ виконано в середовищі системи інженерного аналізу Ansys 12.1, модуль Static Structural.

Величини ізотропних пружних механічних характеристик та границь міцності пошкоджених кісткових тканин кортикала і спонгіози НЩ та конструкційних

матеріалів для елементів остеосинтезу взяті за даними роботи [359] та приведені в (табл. 4.3).

Для дослідження впливу процесів релаксації напружень в кістках на функціональну надійність біомеханічної системи “щелепа з переломом та елементами остеосинтезу” розроблено двохетапний алгоритм побудови розрахункових схем та обчислення НДС імітаційних моделей БМС НЩ (рис. 4.10).

Отримані в результаті чисельного розв’язку контактної задачі теорії пружності величини переміщень вершин гвинтів БМС у випадку сполучених без проковзування та статично навантажених тіл кісткових відламків НЩ були застосовані для завдання початкової деформації кісток у другій розрахунковій схемі. Контроль адекватності чисельних результатів за розрахунковими схемами №1 та №2 проводився за інтегральним параметром для вектора сил реакції в напрямку нормалі на плоскій поверхні контакту кісткових відламків. В результаті аналізу отриманих даних величини переміщень вузлів СЕМ для розрахункової схеми №2 віднормовані з масштабним коефіцієнтом.

На другому етапі проведено БМС ушкодженої переломом нижньої щелепи людини з урахуванням релаксації напружень у кісткових тканинах на основі розроблених розрахункових схем №3 та №4 (рис. 4.10).

Перша розрахункова схема біомеханічної системи даного типу представлена пружними контактуючими без проковзування тілами двох кісткових відламків передньої ділянки НЩ людини та 4 гвинтами (рис. 4.11). Створена СЕМ №1 налічує 72440 вузли і 36103 тертаїдальні об’ємні СЕ (рис. 4.11). Механічні властивості матеріалів представлені пружними ізотропними характеристиками для кортикальної, спонгіозної кісток і титанових гвинтів (таблиця 4.12). Силове навантаження БМС представлено сумарною стискаючою силою $P = 100\text{H}$. Відповідно по 25 Н для векторів сил розташованих в центрі мас поверхні кожного з чотирьох гвинтів на лицьовій стороні НЩ. (рис. 4.12). Даний розподіл зусиль відповідає відтворенню в імітаційній моделі НДС БМС абсолютно жорсткої пластини для з’єднання чотирьох гвинтів.

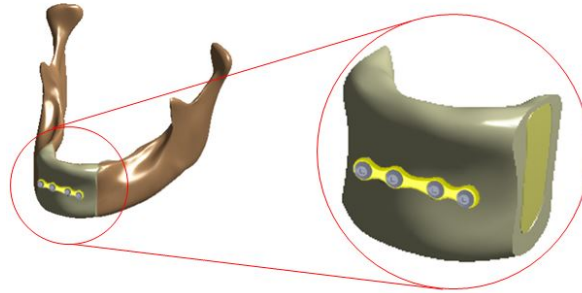


Рис. 4.9. Об'ємна імітаційна модель біомеханічної системи передньої ділянки ушкодженої переломом щелепи людини з фіксуючою пластиною і гвинтами

Таблиця 4.3

Пружні ізотропні механічні характеристики матеріалів структурних елементів біомеханічної системи щелепи з переломами та елементами остеосинтезу

Матеріал	Модуль Юнга E , Мпа	Коефіцієнт Пуассона ν	Границя міцності σ_b , Мпа
Кортикальна кістка	4599	0,25	55,9
Спонгіозна кістка	193	0,27	5,93
Титан	210000	0,30	850



Рис. 4.10. Етапи дослідження процесу релаксації напружень для БМС щелепи з системою остеосинтезу

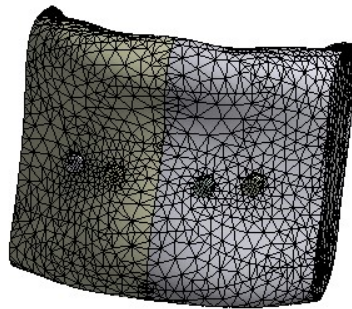


Рис. 4.11. Скінчено-елементна модель частини щелепи людини, що утворена 36 103 тетраїдальними елементами з 72 440 вузлами

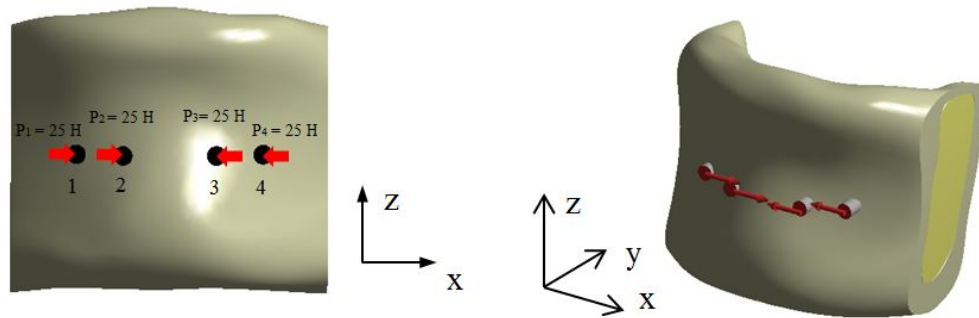


Рис. 4.12. Схема силового навантаження гвинтів силою $P = 100 \text{ Н}$ на ділянці НЩ ушкодженої переломом

За даними чисельних розрахунків імітаційної моделі НДС БМС отримано вузлові величини вектора переміщень в напрямку вісі X декартової системи координат (рис. 4.12) для гвинтів в місцях прикладання зусиль (табл. 4.5) та поля еквівалентних за Мізесом напружень (рис. 4.13) в її структурних елементах, обчислено інтегральну величину силової реакції $R_1 = 45,28 \text{ Н}$ на поверхні контакту відламків кортикальної частини кістки.

Створення 2-ї розрахункової схеми зумовлене необхідністю підготовки даних для визначення початкового напруженого стану кісток щелепи в дослідженнях НДС біомеханічної системи остеосинтезу кісткових відламків НЩ з урахуванням релаксації напружень біологічних матеріалів.

Для відтворення за даними з розрахункової схеми 1 тієї ж самої за амплітудою інтегральної величини сил реакції на контактній поверхні сполучених частин кортикальної кістки було проведено чисельний розв'язок оберненої задачі. Отримані величини максимальних переміщень гвинтів були використані в розрахунку як параметри навантаження в розрахунковій схемі 2 імітаційної моделі НЩ замість прикладених раніше сил.

В результаті тестового розрахунку величина сили реакції на контактній поверхні кортикальної кістки збільшилась у 1,52 рази і становила $R_2 = 68,63 \text{ Н}$. Це пояснюється не точним відтворенням силового навантаження в даному досліді. Більш точним варіантом навантаження була б передача переміщень кожного вузла поверхні гвинтів із результатів попереднього досліду в уточнену розрахункову схему даної задачі.

Таблиця 4.5

Максимальні переміщення в моделі щелепи з переломами та гвинтами

Гвинт №	Переміщення по осі x, 10^{-3} мм
1	6,07
2	4,39
3	-4,75
4	-7,94

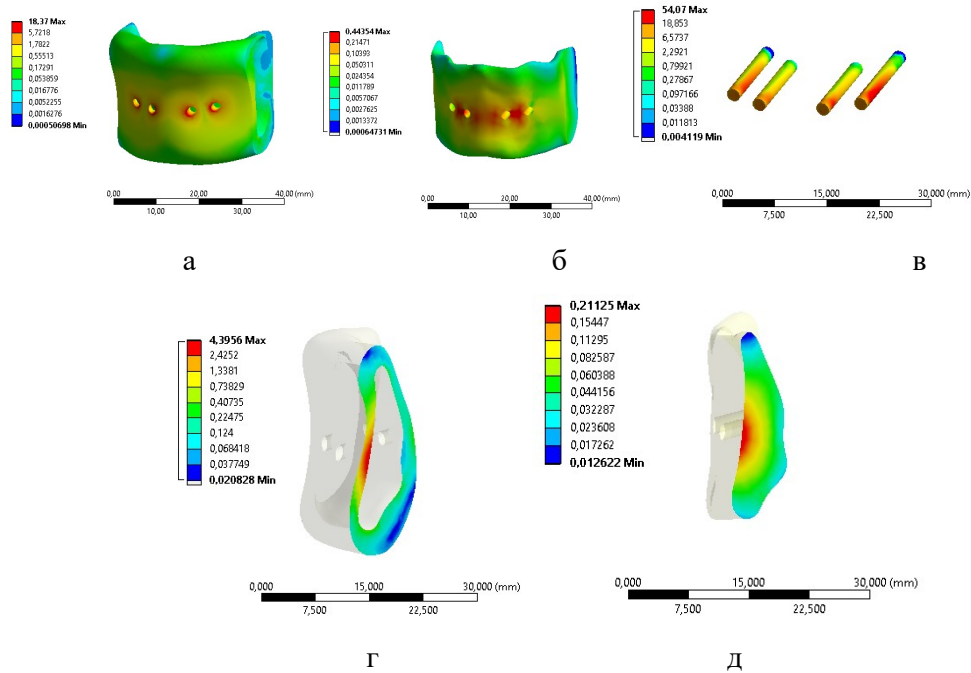


Рис. 4.13. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в кортикалі (а), спонгіозі (б), гвинтах (в), контактній поверхні кортикала (г), контактній поверхні спонгіози (д) щелепи людини з переломом при навантаженні силою $P = 100$ Н

Замість цього використано ітераційний підхід. У другому наближенні величини вузлових переміщень були перемножені на коефіцієнт k , що дорівнює відношенню сил реакцій на контактній пооверхні попередніх дослідів $k = R_1/R_2 \approx 0,66$ (таблиця. 4.6).

Таким чином отримана величина сили реакції на контактній поверхні кортикальної кістки становить $R_3 = 45,28$ Н, але еквівалентні за Мізесом напруження в елементах біомеханічної системи зазнали змін своїх максимальних величин від 18 до 40 % (рис. 4.14). Дана модель кінематичного навантаження гвинтів

кісткових відламків НЩ, що скоригована за уточненими даними для величин їх переміщень, було взято за базову.

Величини напружень в кортикалі на внутрішній ділянці контактної поверхні відламків передньої частини щелепи лежать в діапазоні від 0,07 до 0,78 МПа, що у $\sim 4,53$ рази менше за напружень зовнішньої ділянки (рис. 4.14б).

Величини нормальних напружень на поверхнях контакту відламків кортикальної кістки майже на всій поверхні приймають від'ємні значення і змінюються від 0,09 до -3,36 МПа (рис. 4.15).

Таблиця 4.6

Величини початкових переміщень вершин гвинтів у другому наближенні

Гвинт №	Переміщення по осі x, мм
1	0,0040
2	0,0029
3	-0,0031
4	-0,0052

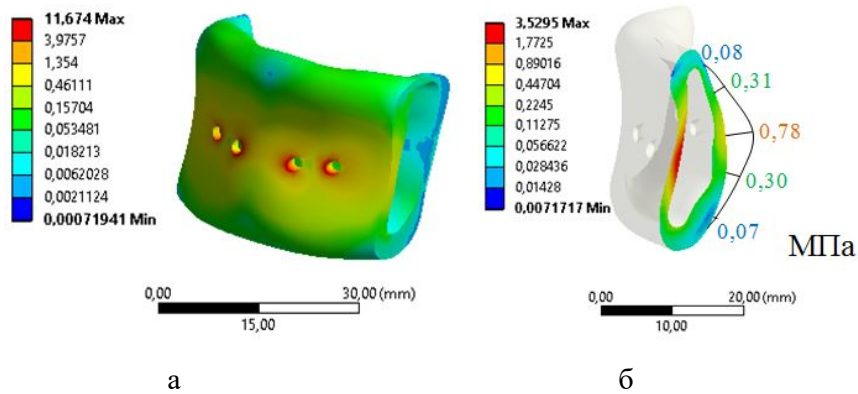


Рис. 4.14. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в кортикалі (а), контактній поверхні кортикала (б) при навантаженні гвинтів сумарним переміщенням $u = 0,0153$ мм

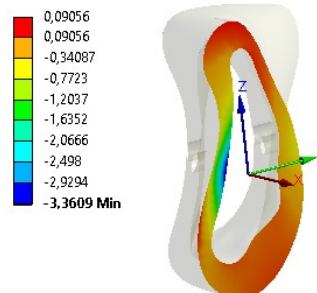


Рис. 4.15. Розподіл нормальних напружень на поверхні кістки в контактї кортикальних відламків

В розрахунковій схемі 3 для ІМ НДС НЩ задано кінематичні умови, що відтворюють просторову фіксацію лікувальним пристроєм попередньо навантажених кісткових відламків щелепи. Ідентифікацію біомеханічних характеристик біологічних тканин проведено на основі моделей матеріалу з в'язкопружними ізотропними механічними властивостями (розділ 2) та емпіричними даними для релаксації напружень взірців кортикальної та спонгіозної кісток [354].

Час релаксації напружень на $9 \pm 3,6\%$ для експериментальних взірців кортикальної кістки становить $37 \pm 6,8$ с. Зниження величин напружень на $37,25 \pm 9,9\%$ для експериментальних взірців спонгіозної кістки НЩ проходить за 18 ± 6 с [354].

Обчислені параметри моделей матеріалів кортикальної і спонгіозної кісток ІМ НДС НЩ з в'язкопружними властивостями представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3

В'язкопружні механічні характеристики біологічних матеріалів

Матеріал	E_0 , МПа	E_1 , МПа	E_2 , МПа	E_{∞} , МПа	G_0^* , МПа	G_1 , МПа	G_2 , МПа	G_{∞} , МПа	α_1	τ_1 , с	α_2	τ_2 , с
кортикальна кістка	4599	172,46	98,42	4328,12	1839,60	68,99	39,37	1731,25	0,0375	372	0,0214	13
спонгіозна кістка	193	20,54	14,38	158,11	75,98	8,08	5,66	62,25	0,1064	131	0,0745	6

Вищезазначені емпіричні дані, використовували для задання параметрів математичної моделі в'язкопружного деформування (розділ 2.5) шарів кісток НЩ. Чисельні експерименти проведено в системі WB ANSYS 12.1. Програмна частина реалізації алгоритму розв'язку даної задачі в системі WB ANSYS 12.1 вирішена кодуванням на мові APDL вхідних даних, що включають задання для кожного структурного елемента ІМ НДС НЩ пружних і в'язкопружних механічних констант та інших параметрів.

Для розв'язку даної нестационарної крайової задачі біомеханіки інтервал часу встановлено рівним 45 с. Дана величина вибрана виходячи із отриманого

* Примітка. G_0 – модуль зсуву в початковий момент часу (до релаксації), G_i – модулі зсуву i -го елемента моделі, τ_i – час релаксації i -го елемента моделі, $\alpha_i = G_i / G_0$ відношення модулів зсуву до i після релаксації напружень, G_{∞} – нижня границя модуля зсуву

експериментальним шляхом максимального часу релаксації вірців пошкодженої кортикальної кістки $t_{\text{релакс_кортикал}} = 43,8$ с. [354].

Результати чисельних розрахунків показали зменшення величини сили реакції $R_3 = 44,41$ Н в зоні контакту кортикальних шарів кісткових відламків ІМ НДС НЩ на $\approx 1,91\%$ по відношенню до контрольованої моделі. Величини напружень в контакті кортикального шару зазнали релаксацій на $\sim 0,85\%$ ($\sigma_{\text{Мізес_кортикал}} = 3,50$ МПа), а спонгіозного шару на $\sim 11,76\%$ ($\sigma_{\text{Мізес_спонгіоза}} = 0,15$ МПа) (рис. 4.16); $\sim 2,57\%$ ($\sigma_{\text{Мізес_кортикал}} = 11,37$ МПа) та $\sim 14,81\%$ ($\sigma_{\text{Мізес_губчаста}} = 0,23$ МПа) в гвитових отворах кортикального та губчастого шару кісткових відламків.

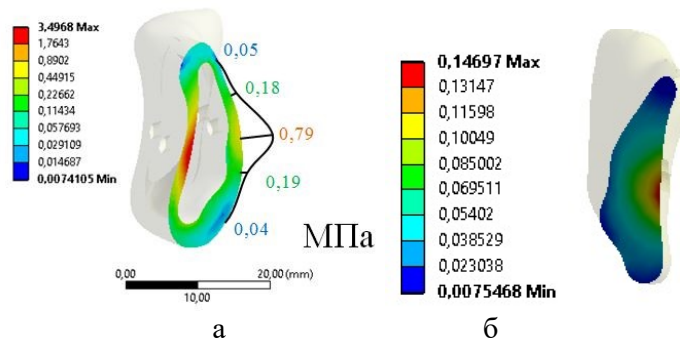


Рис. 4.16. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень на контактній поверхні кортикала (а), контактній поверхні спонгіози (б) щелепи людини з в'язкопружними механічними властивостями шарів кісток при навантаженні гвинтів сумарним переміщенням $u = 0,0153$ мм

Величини напружень в кортикалі на внутрішній ділянці контакту відламків передньої частини щелепи подібні до тих, що у другій розрахунковій схемі, мають незначні відмінності. Їх величини лежать в діапазоні від 0,04 до 0,79 МПа (рис. 4.16а).

Закономірності розподілу величин нормальних напружень на контактній поверхні відламків кортикальної кістки визначають градієнти даних величин за результатами розрахунків з використанням другої розрахункової схеми (рис. 4.17).

Майже на всій поверхні контакту в ІМ НДС НЩ нормальні напруження приймають від'ємні значення і змінюються від 0,10 до -3,34 МПа (рис. 4.17).

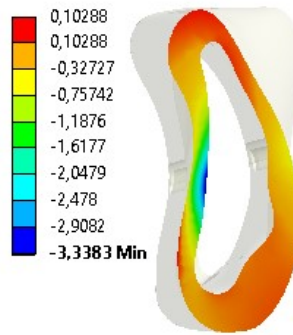


Рис. 4.17. Розподіл нормальних напружень на поверхні кістки в контактi кортикальних кiдламiв

Розрахункова схема 4 розроблена для визначення повної релаксації напружень в кістках БМС НЩ з переломом та пластиною з гвинтами. Проведений розрахунок біомеханічної моделі ділянки щелепи з в'язкопружними механічними характеристиками кортикала і спонгіози, переломом, сталому заданому переміщенні титанових гвинтів при для інтервалу часу $t = 5000$ секунд.

Отримані результати чисельного моделювання НДС БМС НЩ 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; $\sim 5,33\%$ ($\sigma_{Мізес_кортикал} = 11,05$ МПа) та $\sim 18,52\%$ ($\sigma_{Мізес_губчаста} = 0,22$ МПа) в гвитових отворах кортикального та губчастого шару кісткових відламків (рис. 4.18).

Величина сили реакції на контактній поверхні кісткових відламків кортикальної кістки $R_4 = 42,96$ Н зменшилась на $5,12\%$.

В результаті релаксації величини градієнтів напружень в кортикалі на внутрішній ділянці контакту відламків передньої частини щелепи зменшились на $\sim 1,3\%$, їх величини лежать в діапазоні від $0,04$ до $0,78$ МПа (рис. 4.18a).

Максимуми величин нормальних напружень на контактi відламків кортикальної кістки зазнали порівняно невеликих змін, а градієнти напружень майже не відрізняються за своїм розподілом до результатів третьої розрахункової

схеми. Майже на всій поверхні нормальні напруження приймають від'ємні значення і змінюються від 0,11 до -3,33 МПа (рис. 4.19).

З аналізу кривих релаксацій напружень в кортикальній і спонгіозній кістках (рис. 4.20, 4.21) видно, що релаксація напружень в губчастій кістці настає швидше ніж в кортикальній кістці: $t_{\text{релакс}} \sim 1100$ с. для напружень в контакті та отворах гвинтів губчастої кістки (рис. 4.20); $t_{\text{релакс}} \sim 3000$ с. для напружень в контакті та отворах гвинтів кортикальної кістки (рис. 4.21).

Для ділянок контакту кісткових відламків, що мають важливе значення у відновленні функціональності біомеханічної системи НЩ, окрім аналізу напружень та сил реакцій отримано поля розподілів параметра Надаї-Лоде. Даний параметр необхідний для розуміння та аналізу деформаційних процесів в біомеханічній системі контактуючих тіл за яким виконувався контроль виду напружено-деформованого стану:

$$\mu = \frac{2 \cdot (\sigma_2 - \sigma_3)}{\sigma_1 - \sigma_3} - 1 = \frac{-\sigma_1 + 2\sigma_2 - \sigma_3}{\sigma_1 - \sigma_3} \quad (4.1)$$

Отримані поля параметра Лоде-Надаї для трьох розрахункових схем НДС біомеханічної системи НЩ (рис. 4.22а,б,в) показують, що для даного типу БМС

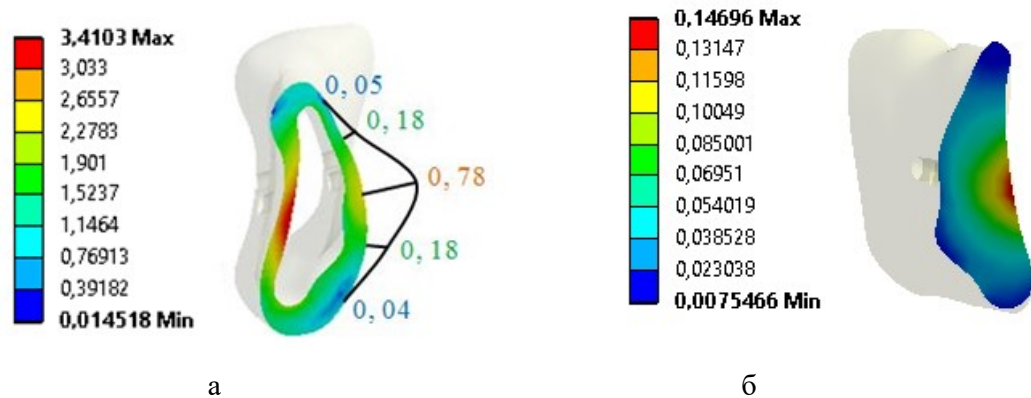


Рис. 4.18. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень на контактній поверхні кортикала (а), контактній поверхні спонгіози (б) щелепи людини з переломом та в'язкопружними механічними властивостями кортикала і спонгіози при навантаженні гвинтів сумарним переміщенням $u = 0,0153$ мм

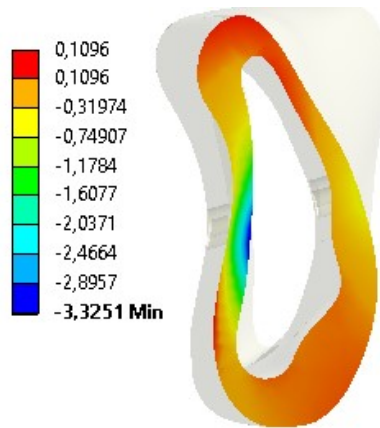


Рис. 4.19. Розподіл нормальних напружень на поверхні кістки в контактi кортикальних кiдламiв

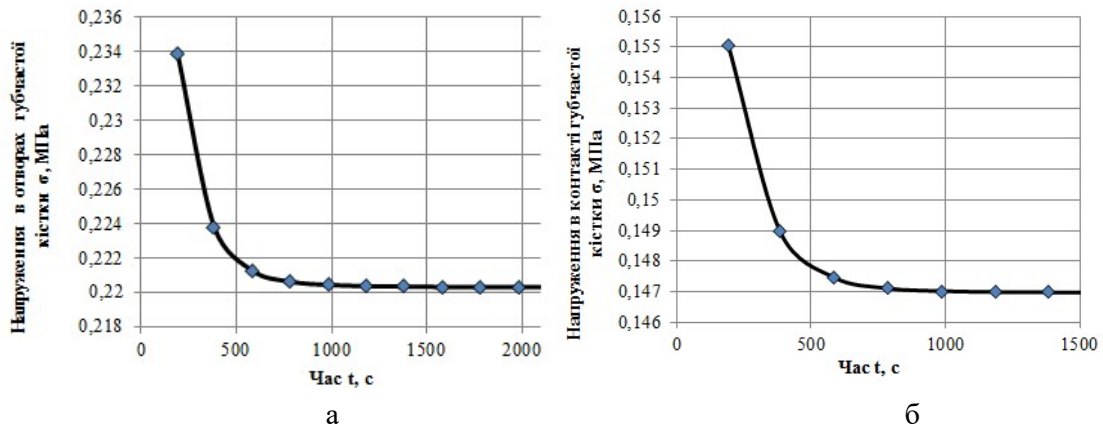


Рис. 4.20. Криві релаксації еквівалентних за Мізесом напружень на поверхні отворів губчастої кістки (а) і на відповідній частині контактної поверхні кісткових відламків (б)

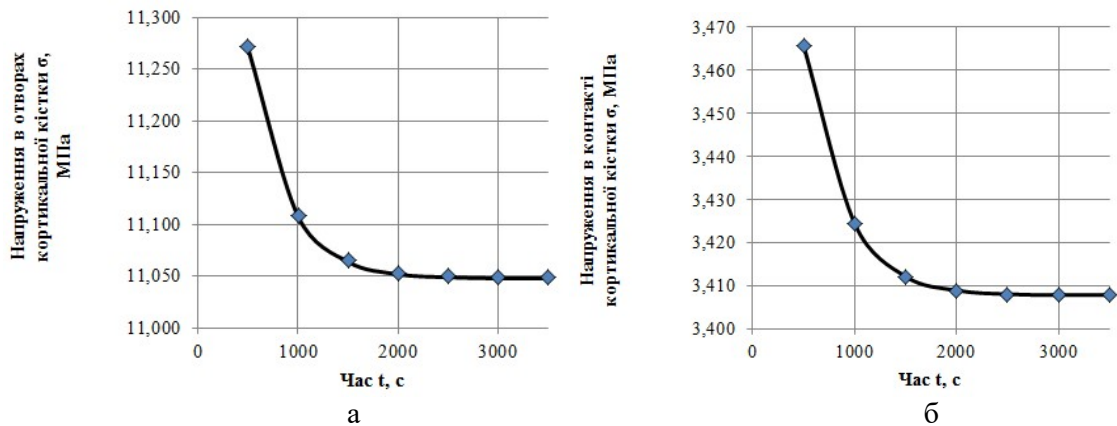


Рис. 4.21. Криві релаксації еквівалентних за Мізесом напружень на поверхні отворів кортикальної кістки (а) і на відповідній частині контактної поверхні кісткових відламків (б)

кісткових відламків НЩ домінуючою являється деформація стиску майже по всій поверхні контакту. Поля градієнтів даної функції при моделюванні анізотропних пружних та в'язкопружних ізотропних біомеханічних властивостей кісток майже не відрізняються (рис. 4.22 а,б,в).

Окремої уваги потребують виявлені дві зони А і Б з деформаціями розтягу в передній частині кортикальних шарів кістки підборіддя (рис. 4.23А) та у верхній частині НЩ (рис. 4.23Б), що знаходяться на віддалених від пластини з гвинтами ділянках кістки.

Виникнення цих зон при даному типі остеосинтезу кісткових відламків НЩ може негативно впливати на біологічні процеси їх з'єднання між собою, а при функціональному навантаженні (жуванні, відкушуванні) найнебезпечнішою буде нижня ділянка підборіддя, де очікується подальше розкриття зони контакту між кістковими відламками. Уникнути даних зон можливо при застосуванні двох паралельних пластин з гвинтами, що в свою чергу впливає на перерозподіл напружень, ускладнює біомеханічну систему в цілому, але може забезпечувати більшу жорсткість БМС, складнішою у застосуванні, дорожчою і т.д.

Побудовані діаграми функціональної надійності біомеханічної системи НЩ з переломом та елементами остеосинтезу (гвинтами) (рис. 4.24а, б) показують, що вплив релаксації напружень суттєво не впливає на визначення параметрів функціональної надійності БМС в цілому. Коефіцієнти запасів функціональної надійності окремих структурних елементів є досить високими (рис. 4.24а, б).

Розрахункові величини коефіцієнтів функціональної надійності для ІМ БМС НЩ з переломом та елементами остеосинтезу (без урахування в'язкопружних констант біологічних матеріалів) мають наступні числові значення: 0,63 – для напружень в кортикальних отворах; 0,75 – для напружень в контакті кортикальних відламків; 0,76 – для напружень в спонгіозних отворах; 0,78 – для напружень в контакті спонгіозних відламків; 0,73 для напружень в титанових гвинтах.

З урахування в'язкопружних характеристик біологічних матеріалів для ІМ БМС НЩ з переломом та елементами остеосинтезу зміни величин коефіцієнтів функціональної надійності не перевищують 2% та становлять: 0,64 – для напружень в кортикальних отворах; 0,75 – для напружень в контакті кортикальних відламків; 0,77 – для

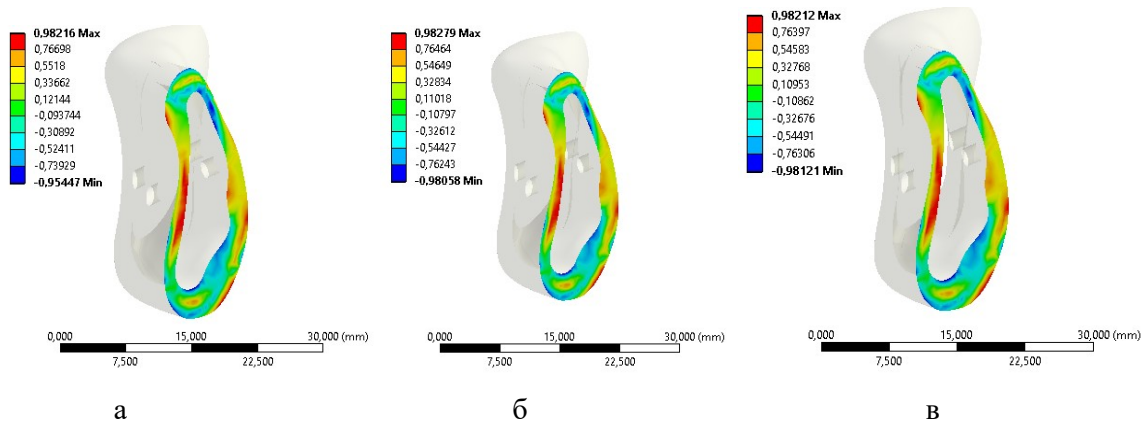


Рис. 4.22. Поля параметра Лодє-Надаї на контактній поверхні кортикальної кістки ІМ НДС БМС для розрахункових схем №2 (контрольної) (а), №3 (б), №4 (в)

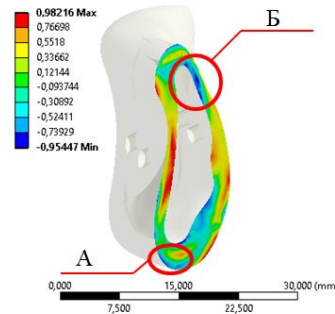


Рис. 4.23. Зони розтягу в ІМ БМС НЦ на підборідді (А) та у верхній ділянці кістки (Б)

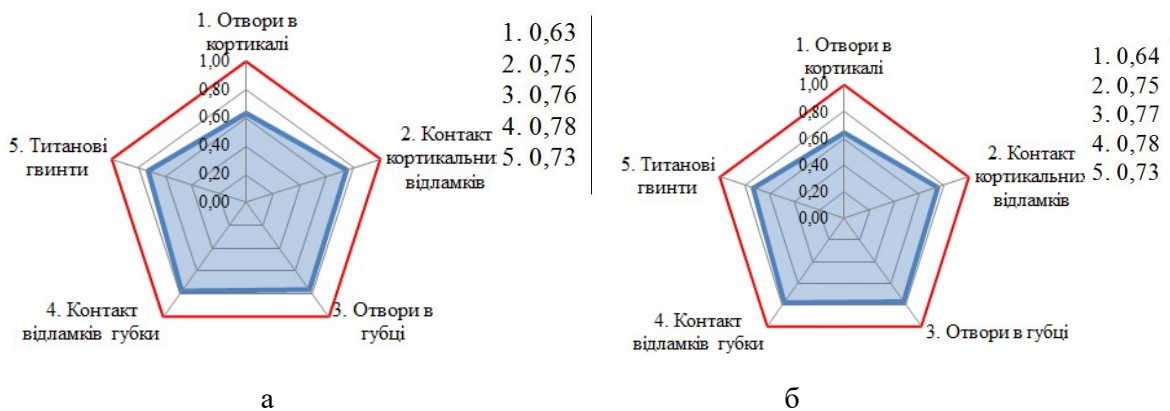


Рис. 4.24. Пелюсткові діаграми функціональної надійності по параметрам напружень в структурних елементах біомеханічних моделей НЦ з переломом та остеосинтезом з гвинтами: без релаксації напружень (а), з релаксацією напружень кортикала і спонгіози (б)

напружень в спонгіозних отворах; 0,78 – для напружень в контакті спонгіозних відламків; 0,73 – для напружень в титанових гвинтах.

Параметром, що визначає функціональну надійність даного типу БМС з точки зору механічної міцності, будуть напруження на поверхні отворів відповідного

біомеханічного стану кортикальних кісток БМС НЩ з переломом та елементами остеосинтезу (гвинтами). Відносна похибка у визначенні коефіцієнтів функціональної надійності 0,63 (для моделі з анізотропними пружними характеристиками) і 0,64 (для моделі з релаксацією напружень) складає ~~~1.6%~~.

4.2.1. Комп'ютерне моделювання НДС та дослідження функціональної надійності БМС «кісткова тканина - дентальний імплантат - Супраконструкція»

В наш час зубна імплантація не втрачає актуальності, розвивається (створюються нові методики та інструменти імплантації зубів), і є поширеним методом відновлення функціональності зубо-щелепної системи людини при проблемах чи втраті зубів. Разом з цим збільшується кількість досліджень присвячених функціональній надійності біомеханічних систем з альвеолярною кісткою в області імплантації при функціональних навантаженнях, та вплив різних факторів на репаративні (відновлювальні) процеси кісткової тканини [274–276].

Відомо, що біомеханічні зусилля є важливим фактором, що регулюють процеси росту, регенерації та резорбції кістки [276, 297]. Зусилля в щелепі окремої людини мають індивідуальний характер, їх величини і розподіл залежать від значної кількості факторів. Максимальні величини фізіологічно-можливих варіантів силового навантаження зубів щелепи відомі з ряду робіт [294, 474, 481].

При функціональному силовому навантаженні біомеханічної системи “здорового зуба з періодонтальною зв'язкою та кісткою щелепи” навантаження сприймається коронкою зуба і завдяки періодонтальній зв'язці закон розподілу тиску на кісткову тканину в лунці зуба змінюється більш рівномірно [277, 320, 323, 381, 487]. Проведення зубної імплантації передбачає повне видалення періодонтальної зв'язки (природнього демпферу) і заміну зуба конструкцією імпланта з біосумісних матеріалів технічного походження, яка змінює механізм передачі і розподілу функціональних зусиль в щелепі.

На даний час науково-обґрунтовані методи планування операцій з використанням зубних імплантів для кісткових тканин в нормі та з патологічними

змiнами майже не використовуються. Крім того, не iснує розрахункiв функцiональної надiйностi бiомеханiчних систем альвеолярної кiстки iз зубопротезними конструкцiями при статичних та циклiчних силових навантаженнях [292, 484].

В медичнiй практицi можливи використання зубних iмплантiв рiзної форми за типом рiзьби, коронок, моноблокув, розбiрних конструкцiй, прямих i кутових варiантiв для рiзних задач вiдновлення функцiональностi зубо – щелепної бiомеханiчної системи людини.

За мету дослiдження взято проведення покрокового дослiдження функцiональної надiйностi бiомеханiчної системи “кiсткова тканина – дентальний iмплант – супраконструкцiя” (КДiС) людини в умовах фiзiологiчної норми властивостей бiологiчних тканин при використаннi удосконаленої методики бiоiнженерного аналізу iз застосуванням методiв комп'ютерної конусно-променевої томографiї, механiки твердого тiла та CAD/CAE iнформацiйних технологiй (ANSYS 12.1 [465]).

Розрахунки НДС та дослiдження функцiональної надiйностi типових бiомеханiчних систем «кiсткова тканина - дентальний iмплантат-супраконструкцiя» виконано при iмiтацiйному моделюваннi частини дiлянки об'єму НЩ людини з зубним титановим одновiсьовим iмплантом – моноблоком (рис. 4.25), який має вiдповiдну супраконструкцiю у виглядi коронки премоляра [243].

Механiчні властивостi матерiалiв бiологiчного та технологiчного походження отриманi за лiтературними даними [292, 297, 419, 484] (табл. 4.7) та узгодженi iз даними клiнiчних та експериментальних дослiджень [275, 277, 482, 483, 486, 487].

На поверхнях сполучення структурних елементiв iмiтацiйної моделi КДiС контактнi умови передачi зусиль та перемiщень заданi без проковзування.

Функцiональнi навантаження зуба/iмпланта в щелепi людини мають рiзні точки прикладання та кути нахилу зусиль i представляють собою циклiчний процес при якому зуб/iмплант зазнає деформацiй розтягу-стиску, зсуву, згину та кручення, що в свою чергу призводить до складного виду напружено-деформованого стану

кістки щелепи [243, 385]. На рис. 4.26е,ж представлені фізіологічно можливі варіанти

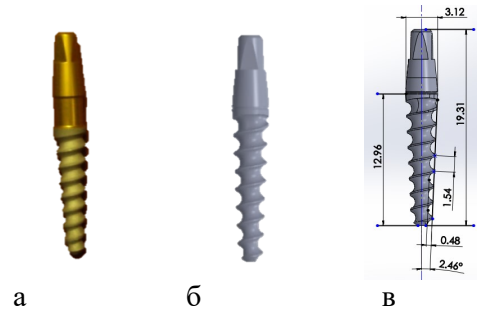


Рис. 4.25. Твердотільна модель моноблокового імпланта з абатментом: її прототип (а), 3D CAD модель (б) та геометричні характеристики (в)

Таблиця. 4.7

Механічні властивості структурних елементів біомеханічної системи “кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція”

Назва	Модуль пружності E , МПа	Коефіцієнт пуассона ν	Границя міцності, МПа
Імплант (титан)	$2 \cdot 10^5$	0,3	850
Коронка імпланта	$4 \cdot 10^4$	0,3	450
Кортикал	$1 \cdot 10^4$	0,25	120
Спонгіоза	$8 \cdot 10$	0,27	5

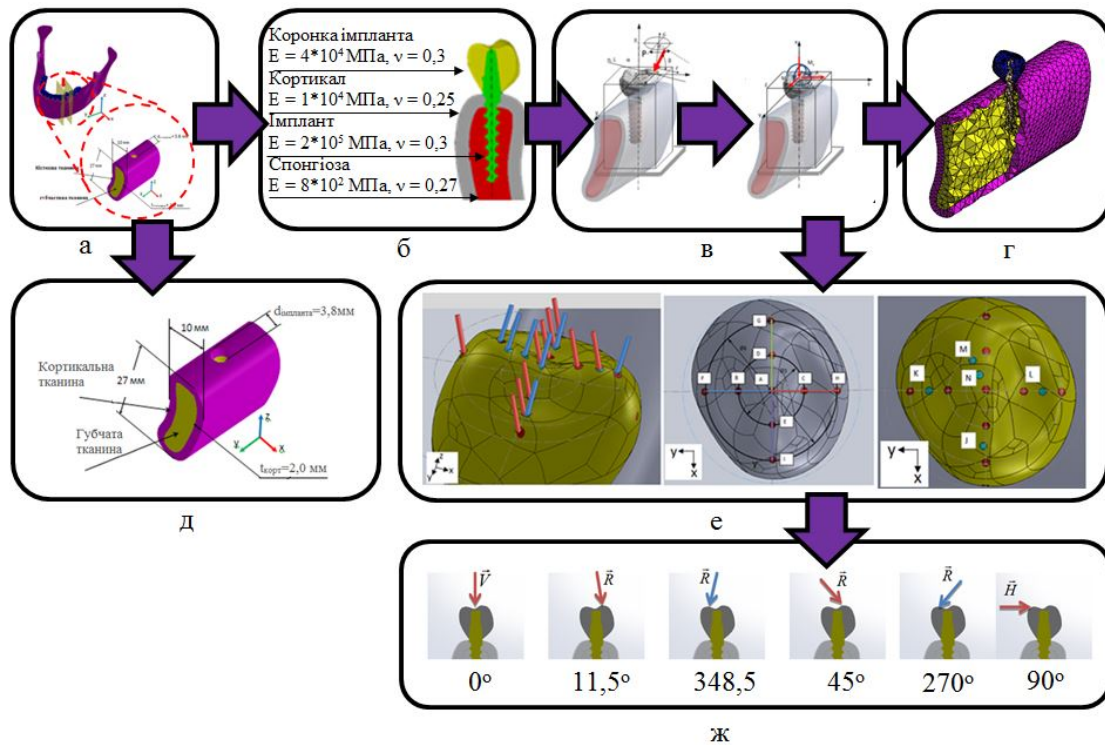


Рис. 4.26. Етапи створення біомеханічної моделі “кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція”: виділення фрагмента щелепи людини (а), структурні елементи системи та їх механічні властивості (б), схема варіантів силового навантаження коронки імпланта (в), скінчено-елементна модель “кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція” (г), геометрична модель КДІС (д), точки прикладання зусиль до коронки імпланта (е), кути нахилу зусиль до коронки імпланта (ж)

точок прикладання зусиль, та кутів нахилу зусиль до коронки імпланта, що використовувались в дослідженні НДС та функціональної надійності даної біомеханічної системи при функціональних силових навантаженнях щелепи людини.

Скінчено-елементну модель КДІС створено за допомогою 128560 тетраїдальних елементів (рис. 4.26г) в САЕ пакеті ANSYS 12.1.

Для визначення опороздатності деформаціям біомеханічних систем “кісткова тканина – дентальний імплант - супраконструкція” при різних фізіологічно можливих варіантах силового навантаження коронки імпланта величина максимального зусилля визначалась пропорційно результату лінійного масштабування еквівалентних за Мізесом напружень до граничної величини міцності відповідного матеріала.

Для даної біомеханічної системи результати чисельного моделювання максимальних зусиль при визначенні опороздатності деформаціям КДІС представлені на рис 4.27, які відповідають 24 комп’ютерним тестам СЕМ біомеханічної системи КДІС з товщиною кортикальної кістки $t = 2,0$ мм при різних варіантах топологічного розміщення точок прикладання та кутах нахилу сил до коронки імплантата.

Встановлено, що найменша величина опороздатності деформаціям даної моделі КДІС відповідає навантаженню силою $R = 100\text{Н}$, що діє при $\alpha = 90^\circ$, а найбільша величина сили, яку може сприймати дана КДІС $R = 890\text{ Н}$ відповідає куту вектора зусиль $\alpha = 0^\circ$, що діє по осі імпланта.

Змінюючи точку прикладання головного вектора силового навантаження ($\alpha = 0^\circ$) по поверхні коронки імпланта від центра на відстань $\pm 3\text{мм}$ отримаємо зміну екстремальних величин еквівалентних за Мізесом напружень в 4,24 рази, що зменшує опороздатність КДІС до величини $R = 210\text{Н}$.

В порівнянні до КДІС з товщиною кортикального шару $t_{\text{корт}} = 0,5\text{ мм}$, де максимально можливе розраховане навантаження $R = 659\text{ Н}$ (при дії сили по осі імпланта $\alpha = 0^\circ$) і мінімальне $R = 87\text{ Н}$ (при дії сили на згин $\alpha = 90^\circ$) можна сказати, що кістка щелепи людини має суттєве зменшення опороздатності деформаціям

пропорційно до товщини кортикала. Дослідження показали, що при товщині кортикала $t_{\text{корт}} = 2,0$ мм, площа контакту зубного імпланта з кортикалом становила $F = 20,43$ мм², а з спонгіозою $F = 86,15$ мм². У моделі з товщиною кортикала $t_{\text{корт}} = 0,5$ площа контакту зубного імпланта з кортикалом становила $F = 5,37$ мм², а зі спонгіозою $F = 101,41$ мм². При цьому, якщо застосовувати імплант з більшим на 0,5 мм діаметром, можливо збільшити контактну площу кортикальної кістки до 6,61мм² і спонгіозної до 147,43мм² при товщині кортикального шару $t_{\text{корт}} = 0,5$ мм, а при товщині в $t_{\text{корт}} = 2$ мм площа контакту з кортикальною кісткою збільшується до 25,58 мм² і з губчатою збільшується на $\sim 49\%$ до 128,46 мм² відповідно. Мінімальні і максимальні величини зусиль, що сприймає така КДІС збільшуються і становлять $R = 207$ Н (при $\alpha = 90^\circ$) і $R = 1115$ Н (при $\alpha = 0^\circ$) відповідно. Тому використання зубних імплантів з більшим діаметром позитивно впливає на характеристики функціональної надійності біомеханічної системи КДІС.

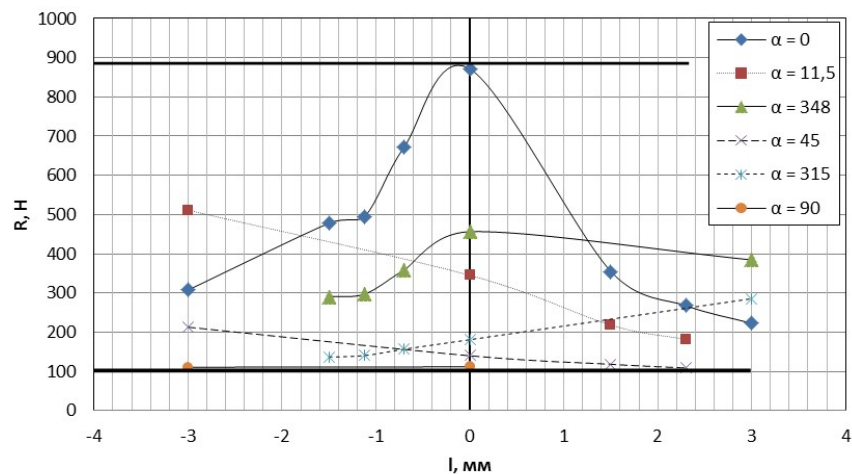


Рис. 4.27. Розподіл граничних величин зусиль (R , Н) при визначенні опороздатності деформаціям кортикальної кісткової тканини в залежності від кута нахилу вектора навантаження (α , град), а також його віддалення від центру маси поверхні коронки (l , мм) при товщині кортикальної кістки ($t = 2$ мм)

На рис. 4.28. представлена пелюсткова діаграма функціональної надійності біомеханічної системи КДІС, що визначена для граничного стану напружень в кортикальній кістці при різних кутах нахилу головного вектора сил функціонального навантаження. До діаграми не включено величини деформацій кісткових тканин та максимальних переміщень системи КДІС так як бракувало експериментальних даних по цих параметрах.

Розрахункові величини коефіцієнтів функціональної надійності для імітаційної моделі КДІС при товщині кортикальної кістки $t_{\text{кортикала}} = 0,5$ мм та різних кутах нахилу α головного вектора сил представлені нижче: 0,74 для напруження в кортикальній кістці при $\alpha = 0^\circ$; 0,36 для напружень в кортикальній кістці при $\alpha = 90^\circ$; 0,36 для напружень в кортикальній кістці при $\alpha = 180^\circ$; 0,36 для силового навантаження коронки імпланта.

Аналогічно для імітаційної моделі КДІС при товщині кортикальної кістки $t_{\text{кортикала}} = 2,0$ мм та різних кутах нахилу α головного вектора сил: 0,76 для напруження в кортикальній кістці при $\alpha = 0^\circ$; 0,42 для напружень в кортикальній кістці при $\alpha = 90^\circ$; 0,42 для напружень в кортикальній кістці при $\alpha = 180^\circ$; 0,42 для силового навантаження коронки імпланта.

Параметрами, які визначають функціональну надійність систем КДІС є напруження, що виникають в кортикальній кістці та навантаження коронки імпланта. При кутах дії вектора сил функціонального навантаження на коронку імпланта $\alpha = 180^\circ$ і $\alpha = 90^\circ$ коефіцієнти функціональної надійності (розділ 2) сягають мінімумів: 0,36 при $t_{\text{кортикала}} = 0,5$ мм, та 0,42 при $t_{\text{кортикала}} = 2,0$ мм (рис. 4.29).

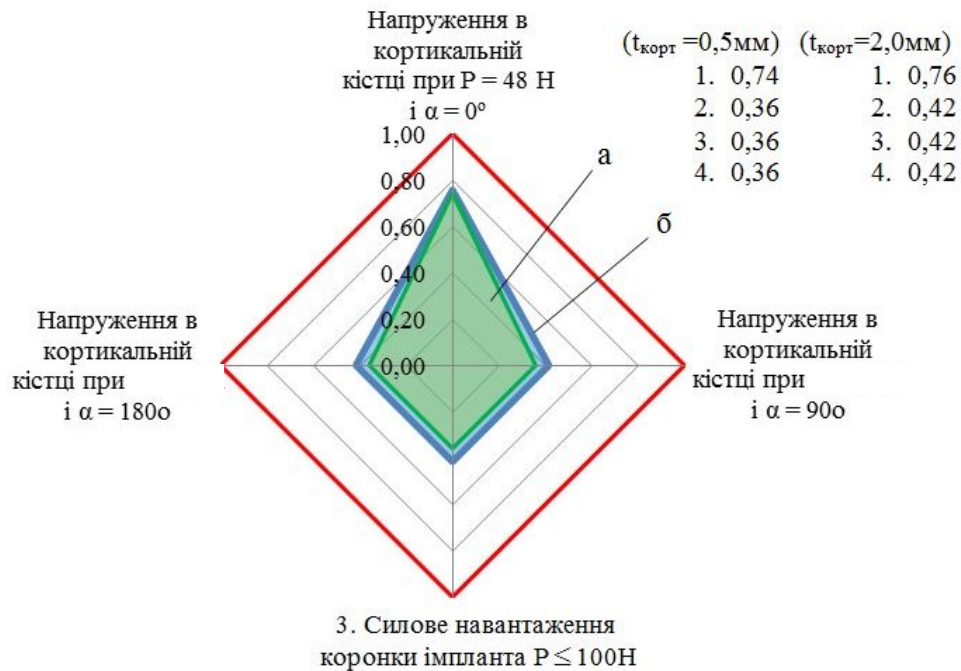


Рис. 4.28. Діаграма функціональної надійності БМС "кісткова тканина – дентальний імплант – супраконструкція" для функціонального навантаження силою $P = 48$ Н на коронку імпланта премолера при граничних кутах нахилу дії сили $\alpha = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ та товщинах кортикала $t = 0,5$ мм (а), $t = 2,0$ мм (б)

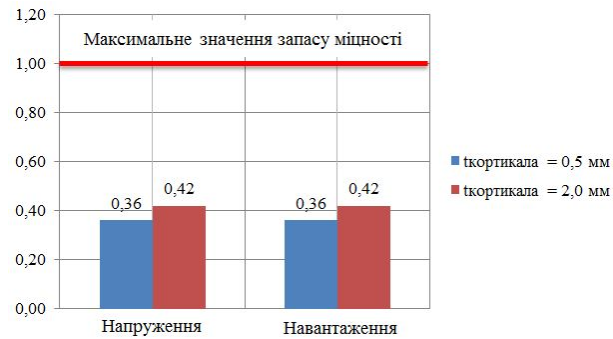


Рис. 4.29. Діаграма функціональної надійності БМС “кісткова тканина – дентальний імплант – супраконструкція” по параметрам напружень кортикальній кістці та навантажень коронки імпланта

4.3. Висновки за розділом

1. Вперше розроблено алгоритм побудови СЕМ моделі біомеханічної системи НЩ з анізотропними механічними властивостями. Досліджено вплив анізотропії механічних властивостей кортикальної і спонгіозної кісток на НДС НЩ при функціональному силовому навантаженні передньої оклюзії.

2. Результати імітаційного моделювання НДС НЩ показують, що ізотропні та анізотропні моделі матеріалів мають схожий вплив на якісний розподіл градієнтів напружень в шарів кісток людини. Якщо важливим є питання часу і кількісні величин напружень не мають великої ціни, можливо користуватись моделями з ізотропними механічними властивостями. В іншому випадку моделі з анізотропними властивостями показують більш плавний перерозподіл напружень в гілках щелепи та концентраторах і як наслідок похибка кількісних величин напружень ізотропних моделей може досягати до 43%.

3. Досліджено, що важливим чинником, що впливає на НДС НЩ являються співвідношення модулів пружності шарів кісткової тканини. При деградації модуля пружності спонгіозної кістки зменшується, перерозподіл напружень в кортикальній кістці стає більш грубим, що пояснює причини швидких пошкоджень здорової кортикальної кістки при ослабленому спонгіозному шарі.

4. Вперше розроблено алгоритм побудови комп'ютерної біомеханічної моделі НДС НЩ з в'язкопружними механічними властивостями, переломом, пластиною та гвинтами, що відтворює випадок остеосинтезу НЩ для варіантів використання distraкційних методів лікування.

5. В результаті поетапного моделювання НДС біомеханічної системи визначені величини напружень в небезпечних точках НЩ з переломом на конструкцією остеосинтезу, встановлені закономірності процесів релаксацій напружень.

6. Проведена оцінка функціональної надійності біомеханічної системи НЩ з переломом на конструкцією остеосинтезу. Вплив релаксаційних властивостей не показав істотних змін в перерозподілі градієнтів напружень, але підтвердив необхідні амплітуди контактних напружень для виконання компресійного остеосинтезу зусиллями у 100Н при використанні сучасних методів лікування щелепи.

7. Програмне забезпечення “Chitach” застосовано для визначення величин та площ контактних тисків плівок (Fuji Prescale) графічних зображень зубів щелепи. На основі дослідження величини тисків прикусу людини визначено, що результати обчислення величин сил прикусу програмою “Chitach” співпадають в межах розбіжності від 2 до 8,5% до результатів отриманих комплексом Tekscan III.

8. Розроблено алгоритм побудови математичних моделей НДС біомеханічних систем “щелепа-зубний імплант-супраконструкція” та методику визначення граничного стану конструкцій. Визначено, що головним параметром функціональної надійності біомеханічної системи “щелепа-зубний імплант-супраконструкція” є площа контакту зубного імпланта та кортикального шару кістки. При імплантації зуба необхідна жорсткість системи може досягатись вибором зубного імпланта з більшою товщиною.

9. На прикладі силового навантаження моноблокового зубного імпланта премоляра нижньої щелепи розроблено методику оцінки несівної здатності даного виду конструкцій. Проведено оцінку функціональної надійності біомеханічної системи “щелепа-зубний імплант-супраконструкція” при дії функціонального навантаження. Обчислено параметри функціональної надійності біомеханічної системи імплант- кістка при різних товщинах кортикальної кістки щелепи людини.

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.

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 жорсткісних 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 ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бенерджи П., Баттерфилд Р. Методы граничных элементов в прикладных науках. – М: Мир, 1984. – 494 с.
2. Бреббия К., Уокер С. Применение метода граничных элементов в технике. – М.: Мир, 1982. – 248 с.
3. Верюжский Ю. Численные методы потенциала в некоторых задачах прикладной механики. – Киев: Вища школа, 1978. – 184 с.
4. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. – Пробл. прочности, 1982, № 12, – С. 99 – 104.
5. Злаказов А.Б., Крищук Н.Г., Абрамов В.И. Расчетно-экспериментальное исследование прочности опорных стержневых изоляторов. // – Энергетика и электрификация. – 1999. – № 4. – С. 45 – 48.
6. Коннор Дж., Бреббия К. Метод конечных элементов в механике жидкости. – Л.: Судостроение, 1979. – 264 с.
7. Зенкевич О.К., Чанг И. Метод конечных элементов в теории сооружений и в механике сплошных сред. – М.: Недры, 1974. – 238 с.
8. Крауч С., Старфилд А. Методы граничных элементов в механике твердого тела. /Пер с англ./ М.: Мир: 1987. – 328 с.
9. Левитас В.И., Идесман А.В. Решение термоупругопластических задач при контактном взаимодействии методом конечных элементов. Пробл. прочности, 1986, № 11, – С. 77 – 83.
10. Лурье А.И. Нелинейная теория упругости. – М.: Наука, 1980, – 521 с.
11. Марчук Г.Н. Методы вычислительной математики. – М. – Наука, 1977. – 456 с.
12. Марчук Г.И., Агошков В.И. Введение в проекционно-сеточные методы. – М.: Наука, 1981, – 416 с.
13. Метод конечных элементов в механике твердых тел /А.С.Сахаров, В.Н.Кислоокый и др.: Под общей редакцией А.С.Сахарова, И.Альтенбаха/ – К.: Вища школа, Головное изд-во; Лейпциг ФЭВ Фахбухферлаг, 1982. – 479 с.

14. Механика связанных полей в элементах конструкций. т. 2. Термовязкопластичность. Шевченко Ю.Н., Савченко В.Г. – Киев: Наук. думка, 1967, – 264 с.
15. Митчелл Э., Уэйт Р. Метод конечных элементов для уравнений с частными производными. – М.: Мир, 1981, – 216 с.
16. Морозов Е.М., Никишков Г.П. Метод конечных элементов в механике разрушения. М.: Наука, 1980, – 256 с.
17. Образцов И.Ф., Савельев Л.И. Хазанов Х.С. Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов. – М.: Высш.шк., 1985. – 392 с.
18. Остафьев А.А. Расчет динамической прочности режущего инструмента. – М.: Машиностроение, 1979. – 167 с.
19. Поздеев А.А., Трусов П.В., Няшин Ю.И. Большие упругопластические деформации: теория, алгоритмы, приложения. – М.: Наука, 1986. – 232 с.
20. Постнов В.А., Дмитриев С.А., Елтышев Б.К., Родионов А.А. Метод суперэлементов в расчетах инженерных сооружений. – Л.: Судостроение, 1979. – 288 с.
21. Поттер Д. Вычислительные методы в физике. – М.: Мир, 1975. – 392 с.
22. Разработка специального математического обеспечения для исследования термонапряженного состояния конструктивных элементов ДВС кусочно переменной толщины. Отчет, КПИ. /Цыбенко А.С, Крищук Н.Г. и др./. – Инв. № 03819002400, 1980.
23. Разработка методов расчёта и пакетов прикладных программ для исследования прочности массивных элементов конструкций криогенного машиностроения. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в ВИНТИ №г.р. 01840051519, Инв. № 0286. 0080232 / Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Куранов Б.А. и др. / Киев:– 1986. – 215 с.
24. Разработать методы расчета, выполнить исследования конструкций и оборудования криогенного машиностроения с учетом изменения физико механических характеристик материалов в условиях промышленной

- эксплуатации. Отчет по теме РН 01. 08.Ц. КПИ. /Цыбенко А.С. Крищук Н.Г. и др./ – Инв. 02870062772, 1986.
25. Расчет машиностроительных конструкций на прочность и жесткость / Н.Н. Шапошников, Н.Д. Тарабасов, В.Б. Петров, В.И.Мяченков – М.: Машиностроение, 1981. – 333 с.
 26. Рихтмайер Р.Д., Мортон К. Разностные методы решения краевых задач. – М.: Мир, 1972. – 420 с.
 27. Сабоннадьер Ж. – К., Кулон Ж. – Л. Метод конечных элементов и САПР. – М.: Мир, 1989. – 190 с.
 28. Седов Л.И. Новые методы и новые направления механики сплошной среды. – В кн.: Нерешенные задачи мех. и прикл. матем. М.: МГУ, 1977. – С. 125 – 139.
 29. Сиратори М., Миёси Т., Мацусита Х. Вычислительная механика разрушения. М.: Мир, 1986, – 334 с.
 30. Уманский С.Э. Оптимизация приближенных методов решения краевых задач механики. – Киев: Наукова думка, 1983. – 168 с.
 31. Флетчер К. Численные методы на основе метода Галеркина: Пер. с англ. – М. Мир, 1988. – 352 с.
 32. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционно-сеточных методов. –Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
 33. Цыбенко А.С., Палёный В.В. Анализ двухслойного, семейства разностных схем применительно к решению задач нестационарной теплопроводности методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1984, № 4. –с.III– 115;
 34. Цыбенко А.С., Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г., Лавендел Ю.О. Автоматизированная программная система обслуживания конечно-элементных расчетов. – Киев: Выща школа. – 1986. – 340 с.
 35. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Вачев А., Тодоров В. Пакет прикладных программ “Термоупругопластичность” для моделирования нестационарного теплового и неизотермического термоупругопластического напряженно-деформированного состояния плоских и осесимметричных тел. // – Габрово, НРБ: ВМЭИ. – 1985. – 350 с.

36. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г. Паленый В.В. и др. Терсод - пакет прикладных программ для моделирования нелинейных термомеханических процессов в элементах конструкций”. // –В кн.: Тезисы докладов II Всесоюзной конференции по прочности летательных аппаратов и строительной механике. – Куйбышев: КуАИ, – 1986. 23 с.
37. Bathe K.J. Finite element procedurs in engeneering analisis. – Englewood Cliths, 1982. – 735 p.
38. Berechnung von Warmespannungen in Hochspannungsisolatoren mit der FEM-Methode / D. Melzer, G. Klause, W. Schull, R. Fortsch, O. Krockel // Keram. Z. – 1992. – 44, № 6. – pp. 383 – 386.
39. Gallego F.J., Anza J.J. A mixed finite element model for the elastic contac problem. Internat. journal for numerical methods in engineering, vol. 28, 1989, – pp. 1249 – 1264.
40. Mustoe G.G., Volait F., Zienkiewicz O.C. A symmetric direct boundary integral equation method for two dimensjunal elasto– plastics. – RES. mech., 1982, 4, № 1, – pp. 57 – 82.
41. Nemat-Nasser S. Decomposition of strain measures and their rates in finite deformation elastoplasticity. – int. J. Jolids and struct., 1979, 15, № 2, – pp. 155 – 166.
42. Zienkiewicz O.C., Gago J.P., Kelly D.W. The hierarchical concept in finite element analysis. – Comput. and Struct., 16, N – 4, – pp. 53 – 65.
43. Шенен П., Коснар М., Гардан И. и др. Математика и САПР. Кн. 1. – М.: Мир, 1988. – 204 с.
44. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике для научных работников и инженеров, М.: Наука, Изд-е 4 – е, 1977, – 832 с.
45. Ван Тассел Д.. Стил, разработка, эффективность, отладка и испытание программ., – М.: Мир, 1981г. – 320 с.
46. Воеводин В.В., Кузнецов Ю.А. Матрицы и вычисления, – М: Наука, 1984. – 320 с.

47. Комплексные технологии виртуального моделирования и инженерного анализа. MSC.visualnastran. <http://www.mscsoftware.com>, www.mscsoftware.ru. The MSC.Software Corporation. – 2003, – 18 с.
48. Поттер Д. Вычислительные методы в физике. – М.: Мир, 1975. – 392 с.
49. Ректорис К. Вариационные методы в математической физике и технике. – М.: Мир, 1985. – 580 с.
50. Хеминг Р. Численные методы. Для научных работников и инженеров. – М.: Наука, 1972. – 400 с.
51. Абрамов В.И., Злаказов А.Б., Крищук Н.Г. Расчеты на прочность керамических электроизоляторов с учетом контактного взаимодействия материалов. // –Вестник НТУУ "КПИ". – 1999, № 37. – С. 175 – 182.
52. Аксенов В.А., Крищук Н.Г. Система автоматизированного проектирования высокопрочных изоляторов. // –Проблемы прочности. – 1992 – № 9. – С. 58 – 62.
53. Барлам Д.М. Решение контактной задачи теории упругости методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1983, № 4.
54. Механика связанных полей в элементах конструкций. т. 2. Термовязкопластичность. Шевченко Ю.Н., Савченко В.Г. – Киев: Наук. думка, 1967, – 264 с.
55. Писаренко Г.С., Лебедев А.А. Деформирование и прочность материалов при сложном напряженном состоянии. – К.: Наукова думка, 1976. – 416 с.
56. Pilipenko O.I., Kryshchuk N.G. Computer simulation of thermomechanical properties of polymerich kompozites in parts of drives by an engagement. // –Proc. of the XX-th Conference " Reinforced plastics– 99". – Carlowy Vary, The Czech republic. – 1999. – pp. 91 – 97.
57. Писаренко Г.С., Цыбенко А.С, Лавриков С.А, Прямая симметричная формулировка метода граничных элементов для решения смешанных эллиптических краевых задач - Тезисы докл. У Всесоюзной конф. по стат. и динам, пространственных конструкций. – Киев: КИСИ, 1985. 153 с.

58. Разработка информационного и программного обеспечения для макета автоматизированной системы диагностики прочности корпуса ядерного реактора типа ВВЭР– 1000. // –Рук. Отчет КПИ, Инв. № 0193. 003167 в УкрНИИНТИ. / Крищук Н.Г., Бондарь Л.М., Яворский А.Н. и др./ Киев: – 1994. – 93 с.
59. Уманский С.Э. Оптимизация приближенных методов решения краевых задач механики. – Киев: Наукова думка, 1983. – 168 с.
60. Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Вачев А., Тодоров В. Пакет прикладных программ “Термоупругопластичность” для моделирования нестационарного теплового и неизотермического термоупругопластического напряженно-деформированного состояния плоских и осесимметричных тел. // –Габрово, НРБ: ВМЭИ. – 1985. – 350 с.
61. Mahrenholtz O. Different finite element approaches to large plastic deformations. – comput. meth. appl. mech. and engin., 1982, 33, № 1 – 3, – pp. 453 – 468.
62. MARC Users Manual, MARC Analysis Systems Inc.
63. Perie D., Hobatho, M.C., In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non-linear finite element analysis. Clin. Biomech. 13. 1998. – С. 394 – 402.
64. Jalani et al (1997).
65. Bendjaballah et. Al (1995, 1998).
66. Li et. Al (1999, 2001).
67. Murakami (1990).
68. Provenzano P.P., Lakes,D.T.Corr, and R.R. Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behavior. Biomechanics and modeling in mechanobiology, vol. 1, no. 1, – pp. 45 – 57, 2002.
69. Peñ̃a E., P´erez Del Palomar A., Calvo B., Mart ´ M. A. nez and Doblar´e M., Computational modelling of diarthrodial joints. Physiological, pathological and pos-surgery simulations. Archives of Computational Methods in Engineering, vol. 14, no. 1, – pp. 47 – 91, 2007.

70. Coletti J. M., Akeson W. H., Woo S. L. A comparison of the physical behavior of normal articular cartilage and the arthroplasty surface. *Journal of Bone and Joint Surgery A*, vol. 54, no. 1, – pp. 147 – 160, 1972.
71. Hayes W. C., Mockros L. F. Viscoelastic properties of human articular cartilage. *Journal of Applied Physiology*. vol. 31, no. 4, – pp. 562 – 568, 1971.
72. Parsons J. R., Black J. The viscoelastic shear behavior of normal rabbit articular cartilage. *Journal of Biomechanics*. vol. 10, no. 1, – pp. 21 – 29, 1977.
73. Armstrong C.G., Lai W.M., Mow V.C. An analysis of the unconfined compression of articular cartilage. *Journal of Bio- mechanical Engineering*, vol. 106, no. 2, – pp. 165 – 173, 1984.
74. Yao J., Funkenbusch P. D., Snibbe J., Maloney M., Lerner A. L. Sensitivities of medial meniscal motion and deformation to material properties of articular cartilage, meniscus and meniscal attachments using design of experiments methods. *Journal of Biomechanical Engineering*. vol. 128, no. 3, – pp. 399 – 408, 2006.
75. Viidik A. A rheological model for uncalcified parallel-fibred collagenous tissue. *Journal of Biomechanics*. vol. 1, no. 1, – pp. 3 – 11, 1968.
76. Fris'en M., Sonnerup L., Viidik A. Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part I: theoretical considerations. *Journal of Biomechanics*, vol. 2, no. 1, – pp. 13 – 20, 1969.
77. Sanjeevi R. A viscoelastic model for the mechanical properties of biological materials. *Journal of Biomechanics*, vol. 15, no. 2, – pp. 107 – 109, 1982.
78. Sanjeevi R., Somanathan N., Ramaswamy D. Viscoelastic model for collagen fibres. *Journal of Biomechanics*, vol. 15, no. 3, – pp. 181 – 183, 1982.
79. <http://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D1%96%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%85%D0%B0%D0%BD%D1%96%D0%BA%D0%B0>.
80. Проблемы прочности в биомеханике, под ред, И.Ф. Образцова, М., 1988.
81. Регирер С.А. Лекции по биологической механике, М., 1980.
82. Глазер З.Р. Очерк основ биомеханики, М., 1988.
83. Ремизов А.Н.. Медицинская и биологическая физика, М., 1987 или 1996.

84. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей, Рига, 1980.
85. Марчук Г.И., Агошков В.И. Введение в проекционно-сеточные методы. – М.: Наука, 1981. – 416 с.
86. Флетчер К. Численные методы на основе метода Галеркина: Пер. с англ. – М.Мир, 1988. – 352 с.
87. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционно-сеточных методов. – Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
88. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы. / Пер. с англ. – М.: Мир, 1984. – 428 с.
89. Зенкевич О.К., Морган К., Конечные элементы и аппроксимация. – М.: Мир. – 1986. – 318 с.
90. Зенкевич О.К., Чанг И. Метод конечных элементов в теории сооружений и в механике сплошных сред. – М.: Недры, 1974. – 238 с.
91. Коннор Дж., Бреббиа К. Метод конечных элементов в механике жидкости. – Л.: Судостроение, 1979. – 264 с.
92. Корнеев В.Г. Схемы метода конечных элементов высоких порядков точности. – Л.: Изд-во ЛГУ, 1977. – 206 с.
93. Марчук Г.И., Агошков В.И. Введение в проекционно-сеточные методы. – М.: Наука, 1981. – 416 с.
94. Метод конечных элементов в механике твердых тел /А.С.Сахаров, В.Н.Кислоокий и др.:Под общей редакцией А.С.Сахарова, И.Альтенбаха/ – К.: Выща школа, Головное изд-во; Лейпциг ФЭВ Фахбухферлаг, 1982. – 479 с.
95. Митчелл Э., Уэйт Р. Метод конечных элементов для уравнений с частными производными. – М.: Мир, 1981. – 216 с.
96. Норри Д., Фриз Ж. Введение в метод конечных элементов. – М.: Мир, 1981. – 304с.
97. Образцов И.Ф., Савельев Л.И. Хазанов Х.С. Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов. – М.: Высш.шк., 1985. – 392 с.

98. Оден Дж. Конечные элементы в нелинейной механике сплошных сред, – М.: Мир, 1976. – 386 с.
99. Постнов В.А., Хархурим И.Я. Метод конечных элементов в расчетах судовых конструкций. – Л.: Судостроение, 1974. – 344 с.
100. Расчет машиностроительных конструкций на прочность и жесткость / Н.Н. Шапошников, Н.Д. Тарабасов, В.Б. Петров, В.И.Мяченков – М.: Машиностроение, 1981. – 333 с.
101. Сабоннадьер Ж. – К., Кулон Ж. – Л. Метод конечных элементов и САПР. – М.: Мир, 1989. – 190 с.
102. Сегерлинд Л. Применение метода конечных элементов. – М.: Мир. 1979. – 392 с.
103. Система конечно-элементного анализа общего назначения MSC.Nastran. <http://www.mscsoftware.ru> /Шатров Б.В. Бухаров С.А., Мартыненко Ю.Р., Осипов Д.М./ Представительство MSC в СНГ, 2003. – 50 с.
104. Стренг Г., Фикс Дж. Теория метода конечных элементов. – М.: Мир, 1977. – 350 с.
105. Флетчер К. Численные методы на основе метода Галеркина: Пер. с англ. – М.Мир, 1988. – 352с
106. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Обобщенные схемы построения проекционно-сеточных методов. –Проблемы прочности. 1986, № 2. – С. 92 – 97.
107. Bathe K.J. Finite element procedurs in engeneering analisis. – Englewood Cliths, 1982. – 735p
108. Blakely K., Lahey B., Me Lean D. Finite element analysis on your PC. – Sound and Vibr., 1985, 19, No 1, – pp. 26 – 32.
109. Carfy G., Oden J.I. The Texas finite element series. Finite elements: computation aspects (volume 3), Prentice-hall, Inc. Englewood cliffs, New Jersey, № 7632, 1984, – 350 p.
110. Chapi M.V.K., Silvester E.d.S. Finite in electric and magnetic problems. New York. –Willy, 1980, – 218 p.

111. Dhatt G., Touzot G. The finite element method displayed. – Chichester e.a.: Jonh Wiley&Sons, 1984. – 509 p.
112. Schwarz H.R. Finite element methods. – London ect.: Academic press, 1988. – X, 386p
113. Крищук Н.Г., Аксенов В.А., Анисин А.М., Яревский Ю.А. Математическое обеспечение САПР изоляторов для расчета электрических полей. // – Техническая электродинамика. – 1992. – № 2. – С. 12 – 20.
114. Аксенов В.А., Крищук Н.Г., Анисин А.М., Клейн А.А. Расчет электрических характеристик изоляторов. // – Методическое руководство к расчетным заданиям. Новосибирск, НГТУ, 1993, – № 1012, – 25 с.
115. Аладьев В.З., Тупало В.Г. Алгебраические вычисления на компьютере. – М.: Минтопэнерго, 1993.
116. Абрамов В.И., Штефан Е.В., Крищук Н.Г. Разработка информационной технологии проектирования процессов производства электротехнического фарфора с повышенными прочностными характеристиками. // – Энергетика и электрификация. – 1999. – № 6. – С. 49 – 54.
117. Аксенов В.А. Основы автоматизированного расчета и конструирования высоковольтных подвесных изоляторов с улучшенными эксплуатационными характеристиками: Дис... докт. техн. наук: 05. 14. 12. – М., 1991. – 500 с.
118. <http://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography>.
119. http://www.hitachi-medical.com.sg/products/ct_scanner.html.
120. http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Computed_Tomography.
121. <http://www.toshiba-medical.eu/en/Our-Product-Range/CT/>.
122. <http://medical.nema.org/Dicom/about-DICOM.html>.
123. <http://biomedical.materialise.com/mimics>.
124. <http://www.materialisedental.com/materialise/view/en/2970306-SimPlant.html>.
125. <http://www.ablesw.com/3d-doctor/>.
126. <http://www.autodesk.com/products/autodesk-inventor-family/overview>.
127. <http://www.solidworks.com/>.
128. <http://www.3ds.com/products-services/catia/>.

129. <http://ascon.ua/>.
130. <http://www.autodesk.com/education/free-software/autocad>.
131. <http://www.proengineer.com/>.
132. http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/nx/.
133. www.Ansys.com/.
134. www.mscsoftware.com/product/msc-nastran.
135. <http://www.mscsoftware.com/product/patran>.
136. www.adina.com/.
137. <http://www.mscsoftware.com/product/adams>.
138. <http://www.mscsoftware.com/product/marc>.
139. <http://www.3ds.com/products-services/simulia/portfolio/abaqus/overview/>.
140. Барлам Д.М. Решение контактной задачи теории упругости методом конечных элементов. – Пробл. прочности, 1983, № 4.
141. Болотин В.В., Новичков Ю.Н. Механика многослойных конструкций М.: Машиностроение, 1980. – 374 с.
142. Верюжский Ю. Численные методы потенциала в некоторых задачах прикладной механики. – Киев: Вища школа, 1978. – 184 с.
143. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. – М.: Наука, 1980. – 304 с.
144. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. Пробл. прочности. – 1982. – № 12. – С. 99 – 104.
145. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. – Пробл. прочности, 1982, № 12, – С. 99 – 104.
146. Джонсон К. Механика контактного взаимодействия. – М.:Мир, 1980. – 509 с.
147. Дувидзон И.А., Уманский С.Э. К вопросу о решении контактных задач теории упругости и пластичности. –Пробл. прочности, 1982, № 1, – С. 50 – 54.
148. Комплексные технологии виртуального моделирования и инженерного анализа. MSC.visualnastran. <http://www.mscsoftware.com>, www.mscsoftware.ru. The MSC.Software Corporation. – 2003, – 18 с.

149. Пилипенко А.И., Крищук Н.Г., Козар И.Ф. Анализ контактного взаимодействия и оценка прочности деталей приводной цепи из полимерного композита.// –Вестник Черниговского государственного технологического института. – 2000. – № 10, – С. 53 – 61.
150. Развитие теории контактных задач в СССР./ Под ред. Л.А.Галина – М.: Наука, 1976. – 493 с.
151. Рудаков К.М. Ефективні алгоритми розв'язків тривимірних крайових задач механіки деформованого твердого тіла методом скінченних елементів. Автореф. диссерт. на здобуття ступеня доктора технічних наук. – Київ. – 1996.
152. Рыжов Э.В., Сакало В.И., Подлеснов Ю.П. Решение контактных задач релаксационным методом конечных элементов. – Машиноведение, 1980, № 6, – С. 64 – 69.
153. Bathe K.J. Finite element procedurs in engeneering analisis. – Englewood Cliths, 1982. – 735 p.
154. Chan S.K., Tuba I.S. A finite element method for contact problems of solid bodies. –Int.J.Mech.Sci., 1971, N. 13, – pp. 615 – 625, 627 – 639.
155. Gallego F.J., Anza J.J. A mixed finite element model for the elastic contac problem. Internat. journal for numerical methods in engineering, vol. 28, 1989, – pp. 1249 – 1264.
156. Kratochvill I., Solution of contact problems by finite element incremental contact analysis with various frictional coditions. – Int. J Nummer. Meth.Eng. 1979, v. 14, N. 3, – pp. 337 – 357.
157. Pascoe S.K., Mottershead J.E. Two new finite element contact algorithms. Computers & Structures, Vol. 32, 1989, – pp. 137 – 144.
158. Pian T.H.H., Kubomura K. Formulation of Contact Problems by Assumed Stress Hybrid Elements. –Nonlinear Finite Element Analysis in Structures Mechanics, 1980, v. 4, – pp. 809 – 816.
159. Блох М.В., Цукров С.Я. Об осесимметричном контакте тонких цилиндрических оболочек. –Прикл. механика, 1973, т. 9, № 11, – С. 23 – 28.

160. Галин Л.А. Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. – М.: Наука, 1980. – 304 с.
161. Развитие теории контактных задач в СССР./ Под ред. Л.А.Галина – М.: Наука, 1976. – 493 с.
162. Штаерман И.Я. Контактная задача теории упругости. – М. – Л.: Гостехиздат, 1949г. – 270 с.
163. Chan S.K., Tuba I.S. A finite element method for contact problems of solid bodies. –Int.J.Mech.Sci., 1971, N. 13, – pp. 615 – 625, 627 – 639.
164. Conway M.D., Engel P.A. Contact stresses in Slabe due to Round Rough Indepenters. – Int. Y.Mech. Sci, 1969 N. 11, – pp. 709 – 722.
165. Chan S.K., Tuba I.S. A finite element method for contact problems of solid bodies. –Int.J.Mech.Sci., 1971, N. 13, – pp. 615 – 625, 627 – 639.
166. Pian T.H.H., Kubomura K. Formulation of Contact Problems by Assumed Stress Hybrid Elements. –Nonlinear Finite Element Analysis in Structures Mechanics, 1980, v. 4, – pp. 809 – 816.
167. Блох М.В., Цукров С.Я. Об осесимметричном контакте тонких цилиндрических оболочек. –Прикл. механика, 1973, т. 9, № 11, – С. 23 – 28.
168. Блох М.В., Оробинский А.В. К решению контактной задачи теплопроводности методом конечных элементов. –Пробл. прочности, 1985, № 6, – С. 77 – 82.
169. Блох М.В.,Оробинский А.В. О модификации метода конечных элементов для решения упругих и пластических контактных задач. –Прбл.прочности, 1983, № 5, – С. 21 – 27.
170. Крауч С., Старфилд А. Методы граничных элементов в механике твердого тела. /Пер с англ./ М.: Мир: 1987. – 328 с.
171. Васидзу К. Вариационные методы в теории упругости и пластичности. М.: Мир, 1987. – 542 с.
172. Подгорный А.Н., Гонтаровский П.П. Киркач Б.Н. Метод конечных элементов в контактных задачах термоупругости и термопластичности. –Харьков, 1982. – 56 с. (Препринт / АН УССР, Ин-т пробл. машиностроения, № 176)

173. Рудаков К.М. Эффективные алгоритмы решений тривимірних крайових задач механіки деформованого твердого тіла методом скінченних елементів. Автореф. диссерт. на здобуття ступеня доктора технічних наук. – Київ. – 1996.
174. Рудаков К.М. Эффективные алгоритмы решений тривимірних крайових задач механіки деформованого твердого тіла методом скінченних елементів. Автореф. диссерт. на здобуття ступеня доктора технічних наук. – Київ. – 1996.
175. Гнучий Ю.Б. К решению контактных задач теории упругости и пластичности. – Пробл. прочности, 1982, № 12, – С. 99 – 104.
176. Батэ Н., Вилсон Е. Численные методы анализа и метод конечных элементов. – М.: Стройиздат, 1982, – 447 с.
177. Бреббия К., Теллес Ж., Вроубел Л. Методы граничных элементов. – М.: Мир, 1987. – 524 с.
178. Ван Тассел Д.. Стил, разработка, эффективность, отладка и испытание программ., – М.: Мир, 1981г. – 320 с.
179. Воеводин В.В., Кузнецов Ю.А. Матрицы и вычисления, – М: Наука, 1984. – 320 с.
180. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы. / Пер. с англ. – М.: Мир, 1984. – 428 с.
181. Лавендел Ю.О. Автоматизация конечноэлементных расчетов с адаптацией к прикладным задачам. Автореферат канд. дисс., -Рига, РТИ, 1987. – 16 с.
182. Митчелл Э., Уэйт Р. Метод конечных элементов для уравнений с частными производными. – М.: Мир, 1981. – 216 с.
183. Образцов И.Ф., Савельев Л.И. Хазанов Х.С. Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов. – М.: Высш.шк., 1985. – 392 с.
184. Постнов В.А., Дмитриев С.А., Елтышев Б.К., Родионов А.А. Метод суперэлементов в расчетах инженерных сооружений. – Л.: Судостроение, 1979. – 288 с.
185. Поттер Д. Вычислительные методы в физике. – М.: Мир, 1975. – 392 с.

186. Разработка автоматизированных методов расчетного исследования термомеханических и электрических процессов высоковольтных изоляторов. Математическое обеспечение для расчета электрофизических процессов высоковольтных изоляторов. Том.№ 1. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в УкрНИИНТИ. №г.р. 0189. 0059567. Инв. № 029. 10043744/ Крищук Н.Г., Аксенов В.А., Анисин А.М., Яревский Ю.А., Тюрин А.В.// Киев: – 1990. – 283 с.
187. Разработка автоматизированных методов расчетного исследования термомеханических и электрических процессов высоковольтных изоляторов. Математическое обеспечение для расчета тепловых полей высоковольтных изоляторов. Том.№ 2. // – Рук. Отчет КПИ, Депонирован в УкрНИИНТИ. №г.р. 0189. 0059567, Инв. № 029. 10043450. /Крищук Н.Г., Аксенов В.А., Байбузенко Г.А., Тюрин А.В. / Киев: – 1990. – 312 с.
188. Разработка автоматизированных методов расчетного исследования термомеханических и электрических процессов высоковольтных изоляторов. Математическое обеспечение для расчета напряженно-деформированного состояния высоковольтных изоляторов. Том.№ 3. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в УкрНИИНТИ. №г.р. 0189. 0059567, Инв. № 029. 10043740. /Крищук Н.Г., Аксенов В.А., Байбузенко Г.А., Малашкин Г.Ю., Тюрин А.В./ Киев: – 1990. – 287 с.
189. Разработка методов расчета и программного обеспечения ПЭВМ для моделирования и автоматизированного проектирования ресурсосберегающих машино-строительных технологий и технологического обеспечения. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в УкрНИИНТИ. Инв. № 0193V003167. /Цыбенко А.С., Смирнягин В.М., Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г. и др./ Киев: – 1994. – 196 с.
190. Расчет машиностроительных конструкций на прочность и жесткость / Н.Н. Шапошников, Н.Д. Тарабасов, В.Б. Петров, В.И.Мяченков – М.: Машиностроение, 1981. – 333 с.
191. Сабоннадьер Ж. – К., Кулон Ж. – Л. Метод конечных элементов и САПР. – М.: Мир, 1989. – 190 с.

192. Самойленко А.М., Ронто Н.И. Численно-аналитические методы исследования решений краевых задач. – К.: Наук. думка, 1985. – 224 с.
193. Система конечно-элементного анализа общего назначения MSC.Nastran. <http://www.mscsoftware.ru> /Шатров Б.В. Бухаров С.А., Мартыненко Ю.Р., Осипов Д.М./ Представительство MSC в СНГ, 2003. – 50 с.
194. Тьюарсон Р. Разреженные матрицы. – М.: Мир, 1977. – 189 с.
195. Уманский С.Э. Оптимизация приближенных методов решения краевых задач механики. – Киев: Наукова думка, 1983. – 168 с.
196. Шенен П., Коснар М., Гардан И. и др. Математика и САПР. Кн. 1. – М.: Мир, 1988. – 204 с.
197. Pro/ENGINEER.Специальный справочник. <http://www.rand.com>, www.rand.ru /Степанов А./ – СПб, 2003. – 624 с.
198. ProSoft: <http://www.prosoft.ru>.
199. АВТОТКЭ – 3 – автоматизированная система обслуживания конечно-элементных расчётов. Информационный научно-технический бюллетень / Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Лавендел Ю.О., Ващенко Н.Г. / БФ20871, Киев, СПТУ– 6. – 1989.
200. Аладьев В.З., Тупало В.Г. Алгебраические вычисления на компьютере. – М.: Минтопэнерго, 1993.
201. Бреббия К., Теллес Ж., Вроубел Л. Методы граничных элементов. М.: Мир, 1987. – 524 с.
202. Василенко Н.В., Бабенко А.Е., Цыбенко А.С., Чирков А.Ю. Решение задач теории упругости методом покоординатного спуска. Проблемы прочности, 1983, № 1. – С. 102 – 104.
203. Верюжский Ю. Численные методы потенциала в некоторых задачах прикладной механики. – Киев: Вища школа, 1978. – 184 с.
204. Гребенников А.Г., Светличный С.П., Король В.Н., Анпилов В.Н. Анализ напряженно-деформированного состояния авиационных конструкций с помощью системы ANSYS. ХАИ. 2002. – 310 с.

205. Квитка А.Л., Ворошко П.П., Бобрицкая С.Д. Напряженно-деформированное состояние тел вращения. – Киев: Наук.думка, 1977. – 209 с.
206. Комплексные технологии виртуального моделирования и инженерного анализа. MSC.visualnastran. <http://www.mscsoftware.com>, www.mscsoftware.ru. The MSC.Software Corporation. – 2003, – 18 с.
207. Куранов Б.А., Муратов В.М., Турбаивский А.Г., Цыбенко А.С, Крищук Н.Г. и др. Техника криогенная и криогенновакуумная “Сосуды и камеры”. Нормы и методы расчёта на прочность, устойчивость и долговечность сварных конструкций. ОСТ 26 – 04 – 2585 – 85, раздел 2. 4. – М.: Миннефтехиммаш СССР.
208. Лурье А.И. Нелинейная теория упругости. – М.: Наука, 1980, – 521 с.
209. Немков В.С., Полеводов Б.С. Математическое моделирование на ЭВМ устройств высокочастотного нагрева. – Л.: Машиностроение, 1980. – 64 с.
210. Определение динамических характеристик ракеты-носителя Циклон– 4. Исследование влияния конструктивных особенностей межблочных связей на динамические характеристики ракеты-носителя "Циклон– 4" по теме “ЦИКЛОН – 4”. 12. 6532. 138 ТЗ /Цыбенко А.С., Крищук Н.Г., Конюхов С.А. и др./ – Рук. отчет Киев: НТУУ "КПИ", НИЦ "Надежность", 1999, – 141 с.
211. Программные комплексы расчета конструкций. Проблемы оптимизации в машиностроении. // – Классификатор математического обеспечения, /Цыбенко А.С, Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г., Паленый В.В., Штефан Е.В, Анисин А.М./ – Харьков: ХПИ. – 1986.
212. Постнов В.А., Хархурим И.Я. Метод конечных элементов в расчетах судовых конструкций. – Л.: Судостроение, 1974. – 344 с.
213. Потемкин В.Г. Система Mathlab. – М.:Диалог – 1997. – 350 с.
214. Разработка методов расчета и программного обеспечения ПЭВМ для моделирования и автоматизированного проектирования ресурсосберегающих машино-строительных технологий и технологического обеспечения. // –Рук. Отчет КПИ, Депонирован в УкрНИИНТИ. Инв. № 0193V003167. /Цыбенко А.С., Смирнягин В.М., Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г. и др./ Киев: – 1994. – 196 с.

215. Разработка информационного и программного обеспечения для макета автоматизированной системы диагностики прочности корпуса ядерного реактора типа ВВЭР– 1000. // –Рук. Отчет КПИ, Инв. № 0193. 003167 в УкрНИИНТИ. / Крищук Н.Г., Бондарь Л.М., Яворский А.Н. и др./ Киев: – 1994. – 93 с.
216. Расчеты машиностроительных конструкций методом конечных элементов: Справочник / В.И. Мяченков, В.П. Мальцев, В.П. Майборода и др. / Под общ.ред. В.И.Мяченкова. – М.: Машиностроение, 1989. – 520 с.
217. Сабоннадьер Ж. – К., Кулон Ж. – Л. Метод конечных элементов и САПР. – М.: Мир, 1989. – 190 с.
218. САКЭМ-ТП – система автоматизированного конечно-элементного моделирования технологических процессов. Информационный научно-технический бюллетень / Цыбенко А.С., Крищук Н.Г. / БФ20874, Киев, СПТУ– 6: – 1989.
219. Система конечно-элементного анализа общего назначения MSC.Nastran. <http://www.mssoftware.ru> /Шатров Б.В. Бухаров С.А., Мартыненко Ю.Р., Осипов Д.М./ Представительство MSC в СНГ, 2003. – 50 с.
220. ТЕРСОД – 2 –программная система моделирования термомеханических процессов. Информационный научно-технический бюллетень. /Крищук Н.Г., Цыбенко А.С./ БФ20873, Киев, СПТУ– 6, – 1989.
221. Цыбенко А.С., Лавриков С.А. Применение симметричного метода граничных элементов для решения задач теории упругости. –Пробл. прочности. – 1986, № 5. – С. 99 – 101.
222. Цыбенко А.С., Ващенко Н.Г., Крищук Н.Г., Татарчук Л.И. Разработка специального математического обеспечения для исследования термонапряжённого состояния конструктивных элементов ДВС кусочно-переменной толщины. // –Рук. Отчет депонированный в ВНТИ Центре №г.р. 79005633, Инв. № 0381. 9002400, Киев:– КПИ, 1980, – 236 с.

223. Цыбенко А.С., Ващенко Н.Г., Кришук Н.Г. Алгоритмы и программы автоматической подготовки и обработки информации в методе конечных элементов. // –Учебное пособие, Киев КПИ, 1983. – 114 с.
224. Шапошников Н.Н., Тарабасов И.Д., Петров Б.В., Мяченков В.И. Расчет машиностроительных конструкций на прочность и жесткость, – М.: Машиностроение, 1981, – 333 с.
225. ABAQUS Theory Manual (1982), Hibbit, Karlsson and Sorensen Inc.
226. Bathe K.J.: ADINAT (1978). MIT Report 82448 – 5.
227. Blakely K., Lahey B., Me Lean D. Finite element analysis on your PC. – Sound and Vibr., 1985, 19, No 1, – pp. 26 – 32.
228. MARC Users Manual, MARC Analysis Systems Inc.
229. Pissanetzky S. Automatic three-dimensional finite element mesh generation using the program KUBIK. – Comput. Phys. Commun., 1984, 32, No 3, – pp. 245 – 265.
230. Pro/ENGINEER.Специальный справочник. <http://www.rand.com>, www.rand.ru /Степанов А./ – СПб, 2003. – 624 с.
231. ProSoft: [http:// www.prosoft.ru](http://www.prosoft.ru).
232. Chun-Li Lin Jen-Chyan Wang Wen-Jen Chang. Biomechanical interactions in tooth– implant-supported fixedpartialdentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. Clin. Oral Impl. Res. 19, 2008 / 107 – 117.
233. Мандзюк Т., Вовк В.. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. Вісник львів. УН –ТУ. 2008. Вип. 14. – С. 105 – 122.
234. Van staden R. C., Guan H., Loo Y. C.. Application of finite element method in dental implant research. School of Engineering, Griffith University Gold Coast Campus, Australia.
235. Maeda Y., Wood W.W. Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture. Journal of Dental Research. 1989; 68; 1370 – 1374.

236. Koriouth T.W.P., A. Versluis. Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures By Finite Element. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine. 1997 8: 90 – 104.
237. Dr. Dieter Haessler, Prof. Dr. Fouad Khoury, Dr. Peter Gehrke, Dr. Jörg Neugebauer, Dr. Josef Adam, Dr. Ulrich Koke. Stepped, Root-Analog Wide Diameter Implants: A New Approach to Surpass Conventional Implant Therapy. International Poster Journal of Dentistry and Oral Medicine. 2002, Vol 4 No 04, Poster 146.
238. <http://anatomia.com.ua/skelet-i-myazi-nizhnih-kintsivok>.
239. Моденов К.С.. Диагностика и профилактика травм коленного сустава.
240. Спортивная травма. П. Макмаон , 2011 г.
241. Спортивная медицина. Национальное руководство. Ак. С.П. Миронов, проф. Б.А. Поляев, Г.А. Макарова, 2012 г.
242. Руководство по спортивной медицине. В.А. Маргазина. 2012 г.
243. 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.
244. <http://meduniver.com/Medical/gistologia/87.html>.
245. [http://renascence18.at.ua/news/skilki_koreniv_u_korinnogo_zuba/2012 – 04 – 29 – 16](http://renascence18.at.ua/news/skilki_koreniv_u_korinnogo_zuba/2012-04-29-16)
246. Калашніков А.В., 2007; Герасименко С.І., 2008; Корж А.А., 2008; Гайко Г.В., 2008
247. Radin E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L. and O'Connor, J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J. Orthop. Res., 1991, 9, 398 – 405.
248. Baltzopoulos, V. Muscular and tibiofemoral joint forces on during isokinetic concentric knee extension. Clin. Biomechanics, 1995, 10, – pp. 208 – 214.

249. Kerin A.J., Wisnom M.R., Adams M.A. The compressive strength of articular cartilage. 3Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 1998 212: 273.
250. Amis A.A. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. Sports Med Arthrosc. 2007 Jun ;15(2):48 – 56.
251. Arthroscopic chondrectomy as a treatment of cartilage lesions. // Angermann P., Harager K., Tobin L.L. // Knee Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc. – 2002. – Jan. 10(1). – 6 – 9.
252. Effect of osteochondral defects on articular cartilage // Nelson B.H., et al. // Acta Orthop Scand 1988; 59 (5) 574 – 579.
253. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit. – J. Bone Joint Surg. 1980 62 (8), – pp. 1232 – 1251.
254. Tibiofemoral Contact Mechanics After Serial Medial Meniscectomies in the Human Cadaveric Knee//Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, Lorenz EP, Hayden JK, Farr J, Kang RW, Cole BJ. – Am J Sports Med – 2006, vol. 34 (8). – pp. 1334 – 1344.
255. Гаражин, Н.Н. Анатомия и гистология зубов человека / Н.Н. Гаражин. – Ставрополь, 1995.
256. Копейкин, В.Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта / В.Н. Копейкин – М.: Триада–Х, 1998. – 176 с.
257. Котлер, А.А. Зубные протезы / А.А. Котлер, В.С. Куриленко. – Киев: Здоровье, 1982.
258. Фурса, В.Т. Болезни пародонта и их профилактика / В.Т. Фурса // Фельдшер и акушерка. – 1990. – № 4. – С. 25 – 29.
259. 14. Шумкова, Т.Н. Шинирование в повседневной практике врача–стоматолога / Т.Н. Шумкова. – Клиника «Стоматологическая практика», г. Челябинск.
260. Мюллер Х. П. Пародонтология. – Львов: изд-во «ГалДент», 2004. – 256 с.
261. Никитина Т. В. Пародонтоз. – М.: Медицина, 1982. – С. 186 – 190. – 256.
262. Курякина Н. В., Кутепова Т. Ф. Заболевания пародонта. – М.: «Медицинская книга», 2003, 160 с.

263. Соколов В.А. Практическое применение концепции “damage control” при лечении переломов длинных костей конечностей у пострадавших с политравмой / В.А. Соколов, Е. И. Бялик, П.А. Иванов, Д.А. Гараев // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2005. – № 1. – С. 3 – 7.
264. Пронских А.А. Профилактика осложнений при лечении повреждений опорно-двигательной системы у больных с политравмой. / А.А. Пронских, В.В. Агаджанян, А.Н. Орлов и др. // Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения – профилактика, лечение: Сб. тез. Международный конгресс. – М., 2004. – С. 136.
265. Burgess A.R. The concept of orthopaedic reconstruction in polytraumatized patient / A.R. Burgess // Journal Trauma. – 1985. – Vol. 25, N 37. – pp. 677.
266. Tscherne H. Osteosynthesis of major fractures in polytrauma / H. Tscherne, H.J. Oestern, J. Sturm // World J. Surg. – 1983. – Vol. 7, N 1. – pp. 80 – 87.
267. Hofman P.A.M. Timing of osteosynthesis of major fractures in patients with severe brain injury / P.A.M. Hofman, R.J.A. Goris // J. Trauma. – 1991. – Vol. 31. – pp. 261 – 26.
268. Бондаренко А.В. Ранний чрескостный остеосинтез по Илизарову откритих диафізарних переломов костей голени как фактор профилактики осложнений и неблагоприятных исходов у больных с политравмой / А.В. Бондаренко // Гений ортопедии. – 2002. – № 3. – С. 23 – 27.
269. Кирюшин М.А. Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов на нижней челюсти пластиночными протезами с дополнительной фиксацией на внутрикостных мини- имплантатах : автореф. дис. к-та мед. наук: спец. 14. 01. 22 «Стоматология» / М.А.Кирюшин – М., 2007. – 20 с.
270. Олесова В.Н. Сравнительное трехмерное моделирование напряженно-деформированного состояния кортикальной кости нижней челюсти при нагрузке имплантатов в боковом и фронтальном отделах зубного ряда / В.Н. Олесова, Г.Н. Журули, Ю.М. Магамедханов [и др.] // Материалы конференции ; Имплантация в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – Минск, 2009. – С. 106.

271. Ревякин А.В. Исследование напряженно- деформированного состояния в системе протез-нижняя челюсть на имплантатах. Часть I / А.В. Ревякин, В.П. Болонкин, И.В. Болонкин // Маэстро стоматологии. – 2006. – № 4. – С. 85 – 92.
272. Ревякин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния в системе протез-нижняя челюсть на имплантатах. Часть II. / А.В. Ревякин Ю.В. Никольский, В.Ф. Попов // Маэстро стоматологии. – 2007. – № 1. – С. 11 – 22.
273. Хорвиц Я. Рентгенологические изменения в области импланта- тов через один год после немедленного протезирования с опо- рой на имплантаты у пациентов с пародонтитом / Я. Хорвиц, О. Зуабн, Э. Мачтей // PERIO IQ. – 2009. – № 17. – С. 52 – 63.
274. Зуабі О. Рентгенологічні зміни навколо імплантатів, що були негайно відновлені реставраціями, у пацієнтів з захворювання- ми пародонту / О. Зуабі, Дж. Горвіц, М. Пелед, Е. Махтей // Ім- плантологія. Пародонтологія. Остеологія. – 2010. – № 2 (18). – С. 37 – 39.
275. Rocuzzo M. Ten-year results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients. Part 1: implant loss and radiographic bone loss / M. Rocuzzo, N. De An- gelis, L. Bonino, M. Aglietta // Clin. Oral Impl. Res. – 2010. – pp. 490 – 496.
276. Мазур І. П. Біомеханічні аспекти кісткової тканини нижньої ще- лепи: клініко- експериментальне дослідження. Частина II / І.П. Мазур, П.В. Леоненко // Імплантологія. Пародонтологія. Остео- логія. – 2010. – № 2 (18). – С. 8 – 16.
277. Леоненко П.В. Впровадження алгоритму (протоколу) надання комплексної діагностично-лікувальної допомоги пацієнтам з ге- нералізованим пародонтитом, остеопатіями та дефектами зу- бних рядів з використанням методу дентальної імплантації / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – 2012. – № 21, кн. 1. – С. 211 – 225.
278. Mc Cutchen, C. W. Cartilage is poroelastic, not viscoelastic (including an exact theorem about strain energy and viscous loss, and an order of magnitude relation for equilibrium time). J. Biomechanics, 1982, 15, 325 – 327

279. Park J.B., Biomaterials science and engineering, N. Y, 1984.
280. Nisell, R. and Mizrahi, J. Knee and ankle forces during steps and jumps from two different heights. Clin. Biomechanics, 1988, 3, – C. 92 – 100.
281. Simon, S. R., Paul, I. L., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. J. and Radin, E. L. Peak dynamic force in human gait. J. Biomechanics, 1981, 14, – pp. 817 – 822.
282. Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A. Hip jointures loading during walking and running, measured in twodation patients. J. Biomechanics, 1993, 26, – pp. 969 – 990.
283. Radin, E. L., Paul, I. L. and Lowy, M. A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. J. Bone Jt Surg., 1970, 52A, – pp. 444 – 456.
284. Athanasiou K. A., Agarwal A., Muffoletto A., Dzida F.J., Constantinides G., Clem M. Biomechanical properties of hip cartilage in experimental animal-models. Clin. Orthop. Rel. Res., 1995, – pp. 254 – 266.
285. Jurvelin J., Kiviranta I., Arokoski J., Tammi M., Helminen H. J. Indentation study of the biomechanical properties of articular cartilage in the canine knee. Engng Medicine. 1987, – pp. 15 – 22.
286. Swann A.C. Seedhom B. B. The stiffness of normal articular cartilage and the predominant acting stress levels: implications for the aetiology of osteoarthritis. Br. J. Rheum., 1993, 32, – pp. 16 – 25.
287. Kerin A.J., Wisnom M.R., Adam M.A. The compressive strength of articular cartilage. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 1998, – pp. 273 – 280.
288. Обысов А.С. Надежность биологических тканей. М.: Медицина, 1971. – 104 с.
289. Ахмалетдинов А.С. Фиброархитектоника, биомеханические свойства и микроваскуляризация фиброзной мембраны капсулы коленного сустава: автореф. дисс. .канд. мед. наук. Ярославль, 1986 – 19 с.
290. Галлямов, М.М. Фиброархитектоника, биомеханические свойства и микроваскуляризация крестообразных и коллатеральных связок коленного сустава: автореф. дис. . канд. мед. наук. Ярославль, 1989. – 23 с.

291. Савельев, В.И. Структура собственной связки надколенника / В.И. Савельев // Морфологические закономерности строения, иннервации и кровоснабжения элементов мягкого остова: сб. науч. тр. – Алма-Ата, 1965. – С. 46 – 49.
292. Мандзюк Т., Вовк В. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. Вісник Львів. Університету. Серія приклад. математ. та інформ. , 2008. Вип. 14., – С. 105 – 122.
293. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.
294. Чуйко А.Н., Вовк В.Е. Особенности биомеханики в стоматологии. Х.: Прапор, 2006. – 304 с.
295. Natali A.N., Meroi E.A. A review of the biomechanic properties of bone as a material. Journal of Biomechanical Engineering. – 1988. – № 11. – pp. 266 – 265.
296. Odgaard A., Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. J. Biomech, 1991, 24 (8): 691 – 8.
297. Shahar R., Zaslansky P., Barak M., Frisem A.A., Currey J.D., Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. J. Biomech. 2007. vol 40 (2). – pp. 252 – 64.
298. Graig R.G., Peyton F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin // J Dent. Res. 1958, vol. 37, № 4. – pp. 710 – 718.
299. Зайцев Д.В., Григорьев С.С., Антонова О.В., Панфилов П.Е. Деформация и разрушение человеческого дентина // Деформация и разрушение материалов 2011. том 6. – С. 37 – 44.
300. He L.H., Swain M.V. Understanding the mechanical behavior of human enamel from its structural and compositional characteristics // JMBBM. 2008, vol. 1. – pp. 18 – 29.
301. Зайцев Д.В., Григорьев С.С., Антонова О.В., Панфилов П.Е. Деформация и разрушение человеческого дентина // Деформация и разрушение материалов 2011. том 6. – С. 37 – 44.
302. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585 – 598.

303. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004; 31:233 – 239.
304. Geng JP, Xu DW, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol* 2004; 30:223 – 233.
305. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62:155 – 159.
306. Meijer GJ, Starmans FJ, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995; 22:105 – 111.
307. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:369 – 376.
308. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998; 25:299 – 303.
309. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant–prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:188 – 198.
310. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82 – 90.
311. Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406 – 411.
312. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333 – 340.
313. Canay S, Hersek N, Akpinar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27:591 – 598.
314. Nokubi et al, 1976.

315. Maeda Y., Wood W.W. Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture. *Journal of Dental Research* , 1989, № 68, – C. 1370 – 1373.
316. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82 – 90.
317. Y. Maeda and W.W. Wood. Finite Element Method Simulation of Bone Resorption Beneath a Complete Denture. *Journal of Dental Research* , 1989, № 68, – C. 1370 – 1373.
318. Neves A.A., Pereira L.C., Duda F.P. Stress Distribution in Bidimensional Finite–element Models Regarding Enamel Anisotropic Properties // 83rd General Session Exhibition of the IADR. 2005. Vol. 1. – pp. 1 – 2.
319. Huysmans M, Van der Varst P. Finite element analysis of quasi- static and fatigue failure of posts and cores. *J Dent* 1993;21:57 – 64.
320. Magne P, Douglas W. Optimization of resilience and stress dis- tribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999;19:543 – 553.
321. Combe E. Notes on Dental Materials. London: Churchill Livingstone, 1986:370 – 371.
- d4. Bo Huo et al. An Homogeneous and Anisotropic Constitutive Model of Human Dentin // *J. Biomech.* 2005. Vol. 38. – pp. 587 – 594.
322. Katz J. L., Meunier A. The Elastic Anisotropy of Bone and Dentitional Tissues // *J Mater Sci Mater Med.* 2005. Vol. 16. N 9. – pp. 803 – 806.
323. Lu H.P., Fu M.K., Huang J.F. Three Dimensional Finite Element Analysis of Stress Induced by Orthodontic Forces in the Periodontal Tissue // *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 1994.Vol. 6 (29). – pp. 332 – 335, 384.
324. Poppe et al. (2002).
325. Tanne et al. (1987).
326. Yamada (1970).
327. .Atkinson and Ralph (1977).

328. Yettram et al. (1977).
329. Mandel et al. (1986).
330. Tanne et al. (1987).
331. Yoshida et al. (2001).
332. Siegele et al. (1986).
333. Jones et al. (2001).
334. Middleton et al. (1996).
335. Farah et al. (1988).
336. Takahashi et al.(1980).
337. Li, G., Lopez., O., Rubash, H., Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. J.ournal Biomechanic Engineering № 123, P. 341 – 346
338. Kempson,G.E.Mechanicalpropertiesofarticularcartilage. In Adult Articular Cartilage, 2nd edition (Ed. M. A. R. Freeman), 1979, – pp. 333 – 414 (Pitman Medical, London).
339. Bendjaballah M.Z., Shirazi-Adl’ A., Zukor D.J. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. The Knee Vol. 2, No. 2, 1995, – C. 69 – 79.
340. Diego F. Villegas, Jason A. Maes, Sarah D. Magee, Tammy L. Haut Donahue. Failure properties and strain distribution analysis of meniscal attachments. Journal of Biomechanics 40 (2007) 2655 – 2662.
341. Jafari A, Farahmand F, Meghdari A. A rigid body spring model to investigate the lateral shift - restraining force behavior of the patella.Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007 ; 2007:4679 – 82.
342. Reilly, Burstein (1975).
343. Yoon, Katz (1976).
344. Knets, Malmelisters (1977).
345. Ashman et. al (1983).
346. H.L. Huang et al. (2007).
347. M.L. Hsu, C.Chang (2010).

348. Behrens et al (1974).
349. Ducheyne et al. (1976).
350. Ciarelli et al. (1986).
351. Evans and King (1976).
352. 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, – № . – С. 84 – 91 .
353. Маланчук В.О., Кришук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне компютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Навчальний посібник. Київ 2012 р.
354. Маланчук В. О., Шидловський М. С, Копчак А. В. Експериментальне дослідження процесу релаксації напружень в кістковій тканині нижньої щелепи. “Вісник стоматології”, № 2, 2010, – С. 90 – 96.
355. Wolff J. Das Gesetz Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald. 1892.
356. Robertson D.M. Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate / D.M. Robertson, D.C. Smith // J. Biomech. – 1978. – Vol. 11 . – pp. 455 – 471.
357. Мандзюк. Т. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. / Т. Мандзюк, В.Вовк // – Вісник Львів, Ун-ту, – 2008, вип. 14. – С. 105 – 122.
358. Kazemi M. Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. / M. Kazemi , Y. Dabiri, L.P.Li. // – Computational and Mathematical Methods in Medicine. Vol. 1013.
359. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепо-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім "Асканія", 2013. – 231 с.
360. Н.С. Шидловский. О методах исследования систем остеосинтеза конечностей человека. Вісник Національного технічного університету України «Київський

- політехнічний інститут» .Серія Машинобудування № 58. 2010 р. – С. 195 – 203.
361. Н.С. Шидловский, А.М. Лакша, Д.Ю. Шпак. Натурные испытания систем "Большеберцовая кость с переломом-стержневой аппарат фиксации". Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут" . Серія Машинобудування 2011р. – С. 134 – 140.
 362. Попечителев Е . П ., Романов С . В . Анализ числовых таблиц в биотехнических системах обработки экспериментальных данных . – Л .: Наука , – 148 с .
 363. Крищук М.Г., Копчак А.В., Єщенко В.О. Параметри надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини. Літопис травматології та ортопедії. № 1 – 2. 2014 р. С. :62 – 71.
 364. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463 с.
 365. Кадурін О.К., Вирва О.Є., Леонтьєва Ф.С. Біофізичні властивості компактної кісткової тканини. – Х.: Прапор, 2007, – 136 с.
 366. Natali A. N., Meroi E. A., A review of the biomechanic properties of bone as a material. Journal of Biomechanical Engineering (1988), 11, – pp. 266 – 275.
 367. Шидловський М.С., Маланчук В.О., Копчак А.В. Вивчення механічних характеристик кісткової тканини з урахуванням її анізотропії. Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія Машинобудування № 59. 2010 р. – С. 34 – 37.
 368. http://www.bibusmetals.com.ua/fileadmin/materials/PDF/catalogs_new_2013/titan/Titan_Grade_5ELI_RU_EN.pdf.
 369. http://bjytl.en.alibaba.com/product/585293549_210105918/TI_6AL_4VELI_astm_F136_grade_5_titanium_bar_for_medical.html.
 370. <http://www.virial.ru/materials/95/>.
 371. Graig R.G., Peyton F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin // J Dent. Res, 1958, vol. 37, № 4. P. 710 – 718.

372. Зайцев Д.В., Григорьев С.С., Антонова О.В., Панфилов П.Е. Деформация и разрушение человеческого дентина // Деформация и разрушение материалов. – 2011, том 6. – С. 37 – 44.
373. Золоторевский В.С. Механические свойства металлов // М.: Metallurgy, 1983. – 352 с. 11.
374. Нарисава И. Прочность полимерных материалов // М.: Химия, 1987. – 400 с.
375. Хлусов И.А. Х55 Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учебное пособие/ Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Рябцева М.А. – Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2007. – 149 с.
376. Прочность материалов и элементов конструкций в экстремальных условиях: В 2 –х т. / Под ред. Г.С. Писаренко. – Киев: Наукова думка, 1980. Т. 1. – 536 с.; Т. 2. – 771 с.
377. 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.
378. Лакша А. М., Цибенко О. С., М. Г. Кришук, В. О. Єщенко. 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.
379. Van Essen N.L., Anderson I.A., Hunter P.J., Carman J.B., Clarke R.D., Pullan A.J. Anatomically Based Modelling of the Human Skull and Jaw . Cells Tissues Organs 2005;180:44 – 53
380. Karen N. Hauch, Diego F. Villegas, and Tammy L. Haut Donahue. Geometry, time dependent and failure properties of human meniscal attachments. J Biomech. 2010 February 10; 43(3): 463.
381. Леоненко П.В., Кришук 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.

382. Лакша А.М., Шидловский Н.С., Єщенко В.О. Напружено-деформований стан біомеханічних систем “сегмент кінцівки – пристрій фіксації” при транспортуванні постраждалих. Літопис травматології та ортопедії № 1 – 2 2014 р. – С. 213.
383. 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.
384. Кирюхин В.Ю., Рогожников Г.И., Мартюшева М.В., Гилязева Р.Ф. Об эффективности применения шинирования зубов жгутом из титановой нити при заболеваниях пародонта. Российский журнал биомеханики, 2007, том 11, № 2: – pp. 65 – 74.
385. Djebbar N., Serier B., Bachir B. B., Benbarek S., Draï A. Analysis of the effect load direction on the stress distribution in dental implant. Materials and Design 2009.
386. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9:511 – 9.
387. Wiskott HW, Nicholls JJ, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995; 8:105 – 16.
388. Oguz K., Emir Y., Fehmi E. Static dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method.
389. http://www.ortklinika.com/index.php?option=com_content&view=article&id=53
390. Болотин В.В. Применение методов теории вероятности и теории надежности в расчетах сооружений. М., Стройиздат, 1971. – С. 255.
391. Силаев А.А. Спектральная теория поддресоривания транспортных машин. 2 –е изд., перераб. и доп. М., Машиностроение, 1972. – 192 с.
392. Агеев М.Д., Агеева Н.Д. Статистические параметры микропрофиля дорожных покрытий и некоторые методы их измерения. Труды семинара по подвескам, вып. 8, М., 1963, – С. 17 – 39.

393. 11. Силаев А.А. Спектральная теория поддресоривания транспортных машин. 2 – е изд., перераб. и доп. М., Машиностроение, 1972. – 192 с.
394. Roberts J.M. Fractures and dislocations of the knee. Fractures in children. Philadelphia: J.B. Lippincott, 1984.
395. Крестьяшин В.М. Повреждения и заболевания коленного сустава у детей (клиника, диагностика, лечение). – Диссертация доктора медицинских наук. – Москва, 1999.
396. Eilert R.E. Arthroscopy in children. In: McGinty JB, ed. Operative Arthroscopy. New York: Raven Press. 1991.
397. Герасименко М.А., Белецкий А.В., Скакун П.Г., Жук Е.В. Диагностика и сравнительная характеристика внутрисуставных повреждений хряща коленного сустава в различных возрастных группах. – Военная медицина. – 2007. – № 3. – С. 32 – 35.
398. Герасименко М.А., Белецкий А.В. Артроскопия в диагностике и лечении повреждений коленного сустава у детей и подростков. – Медицинский журнал. – № 1. – Минск. – 2007. – С. 100 – 101.
399. Меркулов В.Н., Самбатов Б.Г. Особенности внутрисуставных мягкотканых повреждений коленного сустава у детей и подростков. – Детская хирургия. – 2009. – № 2. – С. 4 – 7.
400. Chen S.C., Ramanathan E.B.S. The treatment of patellar instability by lateral release. J Bone Joint Surg 1984; 66 –B: 344 – 348.
401. Christoforakis J., Bull A.M.J., Strachan R., Shymkiw R., Senavongse W., Amis A.A. Effects of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. – 2006. – 14. – 273 – 277.
402. Ostermeier S., Holst M., Hurschler C., Windhagen H., Stukenborg-Colsman C. Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. – 2007. – 15. – С. 547 – 54.

403. Jafaril A., Farahmand F., Meghdari A. The effects of trochlear groove geometry on patellofemoral joint stability – a computer model study // Proc. Inst. Mech. Eng. H. – 2008 Jan. – 222(1). – С. 75 – 88.
404. 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. Травма. Том 14, № 2, 2013, – С. 72 – 29.
405. Amis A.A. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability // Sports Med. Arthrosc. – 2007 Jun. – 15(2). – С. 48 – 56.
406. Jafaril A., Farahmand F., Meghdari A. The effects of trochlear groove geometry on patellofemoral joint stability – a computer model study // Proc. Inst. Mech. Eng. H. – 2008 Jan. – 222(1). – С. 75 – 88.
407. Jafari A., Farahmand F., Meghdari A. A rigid body spring model to investigate the lateral shift – restraining force behavior of the patella // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. – 2007. – С. 79 – 82.
408. 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.
409. 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.
410. 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 ВДНЗУ «Українська медична

- стоматологічна академія». Актуальні проблеми сучасної медицини. Том 13, Випуск 1(41). 2013р., – С. 25 – 29.
411. Страфун С.С., Лазарев И.А., Костогрыз О.А., Крищук Н.Г., Максимилишин А.Н., Ещенко В.А., Юрченко В.Т. распределение контактного давления в тибии – феморальной зоне в условиях дефекта суставного хряща. Науковий вісник «ТРАВМА», 2011, Том. 12, № 3. – С. 85 – 92.
 412. Cornelissen P., Cornelissen M., Van der Perre G., Christensen A.B., Ammitzboll F., Dyrbye C. Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ - II. Influence of soft tissues, joints and fibula // J. Biomech. – 1986. – № 19(7). – pp. 551 – 561.
 413. Hobatho MC, Rho JY, Ashman RB. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro. Stud Health Technol Inform. – 1997. – № 40. – pp. 157 – 73.
 414. Shahar R, Zaslansky P, Barak M, Friesem AA, Currey JD, Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. J Biomech. 2007. – vol. 40(2). – pp. 252 – 64.
 415. Odgaard A, Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. J Biomech. 1991;24(8):691 – 8.
 416. Метод аналізу динамічних навантажень, що впливають на постраждалих при транспортуванні санітарним автомобілем / А.М. Лакша, О.С. Цибенко, М.Г. Крищук, В.О. Єщенко // Проблеми військової охорони здоров'я: зб. наук. праць УВМА. – Київ, 2011. – № 1. – С. 205 – 213.
 417. Цибенко О. С., Крищук М. Г. Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні: Навчальний посібник. К.: Політехніка, 2008. – 95с
 418. Buckwalter, J.A., Mankin, H.J. Articular cartilage: II. Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration and transplantation // J.Bone Jt.Surg.(Am.). – 1997. Vol. 79 –A. – pp. 612 – 632.
 419. Маланчук В. О. Вивчення біомеханіки нижньої щелепи на тривимірних комп'ютерних моделях методом скінченних елементів / Маланчук В. О., Копчак А. В., Крищук М. Г. // Вісник стоматології – 2009. – № 3. – С. 56 – 62.

420. Балабин И.В., Балабин О.И. Функциональные характеристики элементов подвески автомобиля и их влияние на нагрузочный режим колеса. – С. 30 – 45
421. Певзнер Я.М. О выборе соотношений параметров передней и задней подвески автомобиля. – Автомобильная промышленность, 1977. – № 1. – С. 20 – 22.
422. Дербарамдикер А.Д. Амортизаторы транспортных машин. М., «Машиностроение», 1985, – 199 с.
423. Смирнов А.В. Динамика дорожных одежд автомобильных дорог. /Омск, Зап. Сиб.Книжное издательство, 1975, – 183 с.
424. Болотин В.В. Применение методов теории вероятности и теории надежности в расчетах сооружений. М., Стройиздат, 1971, – 255 с.
425. Копчак В.С., Петько В.И., Харитончик С.В., Колесникович А. 1 – 1., Лазакович С.П., Хитриков С.В., Николаев Ю.И. Моделирование плавности хода грузовых многоосных автомобилей. Известия НАИ Беларуси, серия физ-техн. наук, № 2, Мн., 2008, – С. 20 – 25.
426. Агеев М.Д., Агеева Н.Д. Статистические параметры микропрофиля дорожных покрытий и некоторые методы их измерения. Труды семинара по подвескам, вып. 8, М., 1963, – С. 17 – 39.
427. Повзнер Я.М. О выборе соотношений параметров передней и задней подвески автомобиля. – Автомобильная промышленность, 1977. – Ж 1. – С. 20 – 22.
428. Ротенберг Р.В. Колебания автомобилей и гусеничных машин./Вибрации в технике: сб.ст. т. 3. – М., «Машиностроение», 1980, - с. 452 – 477.
429. Светлицкий ВА. Случайные колебания механических систем. М., Машиностроение, 1976, 216 с.
430. Степанов ИС., Ндикумана Э. Устройство для регистрации микропрофиля автомобильной дороги. дороги автомобильные общего пользования. диагностика.Определение продольного микропрофиля дорожной поверхности и международного показателя ровности [R]. Общие требования и порядок проведения СТО МАДИ 020665 17. 1 – 2006. – дата введения 2006 – 08 – 15. – Москва: Московский автомобильно-дорожный институт (Государственный технический университет), (Стандарт организации) – 44 с.

431. Хачатуров А.А., Афанасьев В.Л., Васильев В.С. и др. динамика системы дорога –шина – автомобиль – водитель II Под ред. Хачатурова А.А. – М.: Машиностроение, 1976, – 535 с.
432. Силаев А.А. Спектральная теория поддрессирования транспортных машин. 2 –е изд., перераб. и доп. М., Машиностроение, 1972, – 192 с.
433. Яценко Н.Н., Прутчиков О.К. Плавность хода грузовых автомобилей. М. «Машиностроение», 1969, – 220 с.
434. Ротенберг Р.В. Подвеска автомобиля. Колебания и Плавность хода. – М.:Машиностроение, 1972. – 392 с.
435. Цитович И.С., Альгин В. Б. динамика автомобиля. Минск: Наука и техника, 1981, – 191 с.
436. Paper presented at the RTO HFM Symposium on “Combat Casualty Care in Ground Based Tactical Situations: Trauma Technology and Emergency Medical Procedures”, held in St. Pete Beach, USA, 2004. – pp. 15. 1 – 15. 14.
437. Цитович И.С., Альгин В. Б. Динамика автомобиля. – Минск: Наука и техника, 1981, – 191 с.
438. Герасименко В.Г., Москаленко Т.В., Доля А.В., Грицук И.В. Исследование влияния состояния дорожного покрытия на плавность хода и колебания автомобиля. – Вестник Донецкого института автомобильного транспорта. – 2009. – № 2, – С. 10 – 13.
439. Dejour H, Walch G, Neyret Ph, Adeleine P. Dysplasia of the femoraltrochlea. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1990;76:45 – 54.
440. Маланин Д.А. Экспериментальные аспекты изучения хондрогенного потенциала мезенхимальных плюрипотентных и малодифференцированных клеток, культивируемых *invivo* / Маланин Д.А., Писарев В.Б., Шилов В.Г. и др. // Гений ортопедии. – 2002. – № 1. – С. 90 – 98.
441. Donahue T.L.H. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint / Donahue T.L.H., Hull M.L., Rashid M.M., Jacobs C.R. // Journal of Biomechanics. – 2003. – Vol. 36. – pp. 19 – 34.

442. Salter R.B. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit / Salter R.B., Simmonds D.F., Malcolm B.W. [et al.] // Bone Joint Surg. – 1980. – № 62 (8). – pp. 1232 – 1251.
443. Образцов И.Ф. Проблемы прочности в биомеханике / Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С. – М.: Высшая школа, 1988. – 311 с.
444. Ahmed A.M. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. – Part 1, Part 2 / Ahmed A.M., Burke D.L., Yu A. J. // Biomech. Engin. – 1983. – № 105. – pp. 216 – 236.
445. Logan A. L. The foot and ankle: clinical applications / A. L. Logan. – Gaithersburg, Maryland. : Aspen Publishers, 1995. – 185 p.
446. Kummer F.J., Strauss E., Wright K., Kubiak E.N., Di Cesare P.E. Mechanical evaluation of unipolar hip spacer constructs. / // Am. J. Orthop. – 2008. – Oct. – Vol. 37(10). – pp. 517 – 518.
447. Campbell C.J. The healing of cartilage defects / Campbell C.J. // Clin. Orthop. – 1969. – № 64. – pp. 45 – 63.
448. Elias JJ, Cosgarea AJ. Sports Med Arthrosc. 2007 Jun; 15(2):89 – 94. Computational modeling: an alternative approach for investigating patellofemoral mechanics.
449. Fitzpatrick C.K, Baldwin M.A, Rullkoetter P.J.Computationally efficient finite element evaluation of natural patellofemoral mechanics. J Biomech Eng. 2010 Dec ;132(12):121013
450. Besier T.F, Gold G.E, Beaupré G.S, Delp S.L.A modeling framework to estimate patellofemoral joint cartilage stress in vivo.Med Sci Sports Exerc. 2005 Nov ;37(11):1924 – 30.
451. Farrokhi S, Keyak J.H, Powers C.M..Individuals with patellofemoralpain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finiteelement analysis study.Osteoarthritis Cartilage. 2011 Mar;19(3):287 – 94. Epub 2010 Dec.
452. ANSYS Workbench. User's Guide. Release 12. 1, 2009. – 124 p.
453. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир. 1975. – 542 с.

454. O. Panagiotopoulou et al., “Modelling subcortical bone in finite element analyses: A validation and sensitivity study in the macaque mandible”, J. Biomech., vol. 43, – pp. 1603 – 1611, 2010.
455. Ревякин А.В. Анализ напряженно-деформированного состояния нижній челюсти методом конечных элементов // Маэстро стоматологии. – 2005. – № 17. – С. 30 – 36.
456. <http://dental.anatomage.com/dental-products/invivo5> – 2
457. Поворознюк В.В., Мазур И.П. Костная система и заболевания пародонта. – К.: 2003. – 446 с.
458. Маланчук В.О., Копчак А.В., Шидловський М.С. Механічні властивості кісткової тканини уламків нижньої щелепи при її травматичному переломі // Матер. Міжнар. науково-практ. конф. “Іноваційні технології в стоматології та щелепно-лицевій хірургії”, 30 – 31 жовтня 2009 р., Харків. – Х., 2009. – С. 25 – 28.
459. Clason C. et al., “A method for material parameter determination for the human mandible based on simulation and experiment”, Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng., vol. 7, no. 5, – pp. 265 – 276, 2004.
460. Schwartz-Dabney C.L. Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am. J. Phys. Anthropol., vol. 120, – pp. 252 – 277, 2003.
461. Fernandez J.R. et al. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. J. Biomech., vol. 36, – pp. 329 – 337, 2003.
462. Arendts F.J., Sigolotto C. Mechanical characteristics of the human mandible and study of in vivo behavior of compact bone tissue, a contribution to the description of biomechanics of the mandible-II. Biomed. Tech., vol. 35, no. 6, – pp. 123 – 130, 1990.
463. Al-Sukhun J. et al. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. J. Biomed. Mater. Res., vol. 80, no. 1, – pp. 247 – 256, 2007.

464. Макеев В.Ф., Шибінський В.Я. Особливості розподілу силових навантажень на суглобові головки нижньої щелепи під дією жувального навантаження в модельному експерименті // Новини стоматології. – 2007. – № 2. – С. 40 – 43.
465. ANSYS, Inc. Theory Reference. Canonsburg, 2004, 1067 p.
466. Van Spronsen P.H. et al. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology, *Europ. J. Orthod.*, vol. 19, – pp. 313 – 328, 1997.
467. Теорія пружності. Ч. 1: Підручник / А.Є. Бабенко, М.І. Бобир, С.Л. Бойко, О.О. Боронко. – К.: Основа, 2009. – 244 с
468. Гросс М. Д., Мэтьюс Дж. Д. Нормализация окклюзии: Пер. с англ. – М: Медицина, 1986. – 288 с.
469. Матрос-Таранец И.Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии/ Матрос-Таранец И.Н. – Донецк 1998. – 122 с.
470. Семенников В.И., Туманюк А.Н. Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке // Стоматология. – 1983. – № 3. – С. 23 – 25.
471. Advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region / edited by P. Worthington, P.I. Branemark. – Quintessence Publishing, 1992. – 403 p.
472. Arcan M., Zandman F.A. A method for in vivo quantitative occlusal strain and stress analysis. *J. Biomech* 1984, Vol. 17, – pp. 67 – 79.
473. Bachus KN, DeMarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke D.S. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems. *Med Eng Phys.* 2006; 28(5):483 – 8.
474. Bates J.F., Stafford G.D., Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. 2. Speed of Movement of the Mandible. Rate of chewing and forces developed in chewing. *J. Oral Rehabil.*, 1975 Vol. 2, – pp. 349 – 361.
475. Gonzalez Y, Iwasaki LR, McCall WD Jr, Ohrbach R, Lozier E, Nickel JC. Reliability of electromyographic activity vs. bite-force from human masticatory muscles. *Eur J Oral Sci.* 2011;119(3):219 – 24.

476. Koc D, Dogan A, Bek B. Effect of gender, facial dimensions, body mass index and type of functional occlusion on bite force. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(3):274 – 9.
477. Koos B, Godt A, Schille C, Göz G. Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch. *J Orofac Orthop.* 2010;71(6):403 – 10.
478. Lepley CR, Throckmorton GS, Ceen RF, Buschang PH. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(5):606 – 13.
479. Osborn J.W., Baragar F.A., Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model. *J. Biomech* 1985, Vol. 18, – pp. 599 – 612.
480. Raiph W.J. The effects of dental treatment on biting force *J. Prosthet Dent* 1979, Vol. 41, – 143 p.
481. Van Spronsen P.H., Weijs W.A., Valk J., Prahl-Andersen and B., van Ginkel F.C. Comparison of jaw-muscle bite-force cross-sections obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning *J Dent Res* 1989.
482. Павленко О.В. Профілактика та медикаментозна корекція тканин протезного ложа і поля в період адаптації до протезів (метод. рекомендації) // Павленко О.В., Біда В.І., Дорошенко О.М. та співав. //., Київ – Наукова думка, 2011. – 18 с.
483. Онищенко В.С. Порівняльна характеристика різних методів ортопедичного лікування захворювань тканин пародонту / В.С. Онищенко, О.М. Дорошенко, П.В. Леоненко, М.В. Дорошенко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – К., 2007. – № 16, кн. 1. – С. 354 – 365.
484. Трофименко О. А. Визначення напружено-деформованого стану тканин пародонту в залежності від ступеня атрофії альвеолярного відростка / О. А. Трофименко // Современная стоматология. – 2007. – № 1. – С. 115 – 118.
485. Цибенко О.С. Автоматизовані системи проектування та інженерних розрахунків в машинобудуванні / Цибенко О.С., Кришук М.Г. // Навчальний посібник. «Політехніка», НТУУ «КПІ», Київ, 2008, – 98 с.

486. Крищук М.Г. Імітаційне моделювання функціональних навантажень оклюзійної поверхні супраконструкцій з опорою на дентальні імплантати з метою визначення граничного стану напружень кісткових тканин щелепи людини / М.Г.Крищук, П.В. Леоненко, В.О. Єщенко // Матеріали 3 –ї міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія» 15 – 16 березня 2012р., Київ., 2012. – С. 97 – 98.
487. Леоненко П.В. Створення і аналіз імітаційних 3D моделей біомеханічних систем "зуб - періодонт - щелепа" з метою експериментального вивчення змін їх біомеханіки у пацієнтів з генералізованим пародонтитом / П.В. Леоненко // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П.Л. Шупика. – К., 2012. – № 21, кн. 4. – С. 40 – 57.
488. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнайдер Р., Виллинеггер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу: Методика рекомендуемая группой АО (Швейцария). – М.: Ad Marginem, 1996. – 750 с.
489. Шилько С.В., Старжинский В.Е., Петроковец Е.М., Гавриленко С.Л. Конечноэлементный анализ деформативности и прочности полимерных элементов конструкций с учетом вязкоупругости материала. Вісник НТУ "ХПІ". № 31 (1074), 2014. – С. 211 – 215.
490. Гавриленко С.Л., Шилько С.В. Идентификация линейной вязкоупругой модели Прони по результатам испытаний на релаксацию при сжатии. 24. 10. 2013, – С. 219 – 223.
491. Dong XN, Yeni YN, Les CM, Fyhrie DP. Effects of end boundary conditions and specimen geometry on the viscoelastic properties of cancellous bone measured by dynamic mechanical analysis // J Biomed Mater Res A. 2004 Mar 1;68(3):573 – 83.
492. Linde F. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach. Dan Med Bull. 1994 Apr;41(2):119 – 38.
493. Мелнис А.Э., Кнетс И.В. Вязкоупругие свойства компактной костной ткани. В кн. Современные проблемы биомеханики. Выпуск 2. Механика биологических тканей. Рига «Зинатне», 1985, – С. 38 – 69.

494. Steinberg M.E., Busenkell G.L., Black J., Korostoff E. Stress-induced potentials in moist bone in vitro. – J.Bone Joint Surg., 1974, vol. 56, – pp. 704 – 713.
495. Маланчук В. О., Крищук Н. Г., Короткоручко А. А. Особливості відтворення функціональних навантажень в імітаційних моделях кісток середньої зони обличчя. Український медичний часопис стоматології № 2 (82) III - IV 2011 р.
496. McElhaney J.H. Dynamic Response of Bone and Muscle Tissue. Journal of Applied Physiology, 21, 1231 – 1236.
497. Компьютерна 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.
498. Патент на корисну модель № 75393 “Спосіб створення індивідуальної імітаційної моделі напружено деформованого стану нижньої щелепи”. Єщенко В.О. (Співавтори: Крищук М.Г., Копчак А.В., Маланчук В.О.) 06. 02. 2012.
499. <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP642>
500. Уорд И. Механические свойства твёрдых полимеров. М.: Химия, 1975. – 360 с.
501. Маланчук В. О., Астапенко О.О., Копчак А. В. Особливості застосування біорезорбтивних фіксаторів при переломах лицевого черепа в різних анатомо-функціональних зонах. Український медичний часопис стоматології. № 5 (97) – IX/X 2013 р.
502. В. О. Маланчук, А. В. Копчак. Особливості розподілу контактних тисків в системі «фіксаторкістка» при остеосинтезі нижньої щелепи з використанням якісних мініпластин. Літопис травматології та ортопедії. № 12 / 2014 (2930) С. 30 – 33.
503. 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.
504. Глушков А.И. Механические свойства нижней челюсти в возрастном аспекте / А.И.Глушков // В кн. Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций . –Рига, 1975 . – С. 85 – 87.
 505. R. Courant, K. Friedrichs, H. Lewy Über die partiellen Differenzengleichungen der mathematischen Physik // Mathematische Annalen. – 1928. – Т. 100. – № 1. – С. 32 – 74.
 506. Болотин В. В. Прогнозирование ресурса машин и конструкций. М.:Машиностроение, 1984. – 312 с.
 507. Прочность материалов и элементов конструкций в экстремальных условиях: В 2 –х т. / Под ред. Г.С. Писаренко. – Киев: Наукова думка, 1980. Т. 1. – 536 с.; Т. 2. – 771 с.
 508. Літун Ю.М., Шидловський М.С. Деформування нижньої кінцівки під дією осьових навантажень при модельованих ушкодженнях малогомілкової кістки // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2012. – № 1. – С. 69 – 71.
 509. Лябах А. П. Клінічна діагностика деформацій стопи / А. П. Лябах. – К. : ЗАТ «Атлант ЮЕмСі», 2003. – 110 с.
 510. Комп'ютерна програма 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). В.О. Єщенко, П.В., М.Г. Кришук, П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. А.с. 49228 Україна. – № 49485 ; заявл. 14. 03. 2012 ; зареєстр. 18. 05. 2012.
 511. Писаренко Г.С., Справочник по сопротивлению материалов / Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В. / – 2 –е изд., пераб и доп. – Киев: Наук. Думка. 1988. – 736 с.
 512. Цибенко О.С., Кришук М.Г., Тарасевич Ю.Я. «Збірник задач з теорії ймовірностей». НТУУ "КПІ" – СумДУ, Навчальний посібник з грифом МОН України, СумДУ, 2013р, 226 с.

513. Маланчук В.О, Крищук М.Г. Копчак А.В. Біомеханічне обґрунтування методів остеосинтезу нижньої щелепи на ділянці виросткового відростку із використанням методів імітаційного комп'ютерного моделювання. Стоматология: от науки к практике, 2013, № 1, – С. 66 – 77.
514. Маланчук В.О, Крищук М.Г., Копчак А.В. Визначення режимів функціонального навантаження у пацієнтів при травматичному переломі нижньої щелепи після здійснення остеосинтезу з застосуванням сучасних методів комп'ютерного моделювання. Клінічна хірургія, 2013, № 3(841), – С. 53 – 58.
515. Jürgen Branke, Kalyanmoy Deb, Kaisa Miettinen та Roman Slowinski (2008). Multiobjective Optimization: Interactive and Evolutionary Approaches (Lecture Notes in Computer Science). Springer.
516. Лакша А.М. Дослідження напружено-деформованого стану скінченно-елементних моделей систем “сегменти кінцівок – пристрої фіксації”. Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип. 133/2012. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2012. – С. 127 – 131.
517. Неттер Ф. У., Чайковський Ю.Б., Цегельський А.А. Атлас анатомії людини. Львів: Наутілус. 2004 р., – С. 592.
518. Синельников В. В. Тайны подсознания. – М.: Центрполиграф, 2007. – 10 с.
519. Mao-Hong Yu. Unified Strength Theory and Its Applications. 2004. – 25 p.

ДОДАТОК А

РЕЗУЛЬТАТИ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ НДС КОЛІННОГО СУГЛОБА З РІЗНИМИ ТИПАМИ ДИСПЛАЗІЇ ПРИ ПОВОРІТІ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ НА КУТ ВІД 0 ДО 30 ГРАДУСІВ

Таблиця Б.1

Величини максимальних значень еквівалентних за Мізесом напружень в хрящах наколінка та стегнової кістки при кутах повороту колінного суглоба від 0 до 30° для моделей типів дисплазії А і В

Дисплазія	Модель	Кут нахилу колінного суглоба	Хрящ наколінка	Хрящ стегнової кістки
		σ, МПа	σ, МПа	σ, МПа
А	Норма 7-7	0	0,14	0,77
		6	0,95	1,07
		12	0,95	1,41
		18	1,23	1,34
		24	1,65	2,52
		30	2,30	3,16
	Нестабільність 0,3-7	0	0,65	0,56
		6	0,95	0,80
		12	1,13	1,63
		18	1,18	1,27
		24	2,09	1,48
		30	1,77	1,82
	Латеральний реліз при нестабільності 0,3-0	0	0,33	0,22
		6	0,66	0,82
		12	0,76	0,72
		18	0,65	0,66
		24	1,23	1,52
		30	1,08	2,33
	Латеральний реліз 7-0	0	0,11	0,21
		6	0,39	0,32
		12	0,66	0,58
		18	0,70	0,86
		24	1,30	1,96
		30	1,46	3,10

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ А

Продовж. табл. Б.1

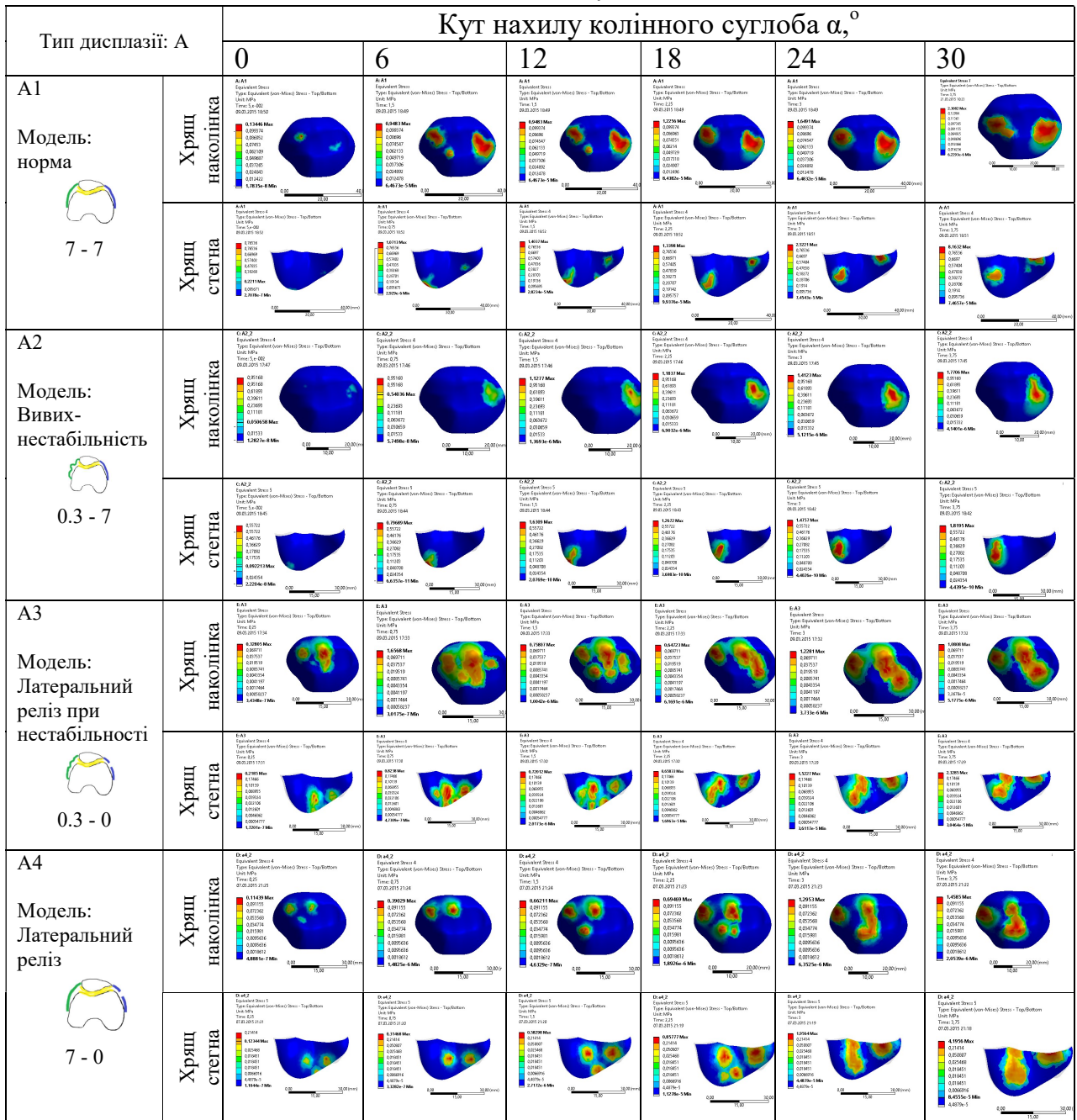
В	Норма 7-7	0	0,12	0,18
		6	0,88	0,44
		12	0,76	0,62
		18	1,25	1,38
		24	1,75	1,87
		30	1,80	1,59
	Нестаб. 0,3-7	0	0,50	0,28
		6	0,64	0,54
		12	0,79	0,71
		18	1,15	1,22
		24	1,67	1,84
		30	1,84	1,90
	Лат. рел. при нестаб. 0,3-0	0	0,20	0,10
		6	0,38	0,37
		12	0,48	0,46
		18	0,53	0,58
		24	0,71	0,56
		30	0,81	0,91
	Лат. реліз 7-0	0	0,10	0,10
		6	0,49	0,45
		12	0,61	0,43
		18	0,92	0,86
		24	0,84	1,03
		30	0,97	1,36

Примітка. При збільшенні кута нахилу колінного суглобу від 0° до 30° величини еквівалентних за Мізесом напружень в хрящах наколінка та стегнової кістки мають тенденцію до поступового збільшення у $\sim 10 - 20$ разів для моделей дисплазії типу А і у $\sim 4 - 15$ разів для моделей дисплазії типу В, що характеризує контакт між хрящами типу дисплазії А як більш жорсткий.

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ А

Таблиця Б.2

Поля градієнтів напружень на контактних поверхнях в хрящів наколінка та стегнової кістки для дисплазії типу А



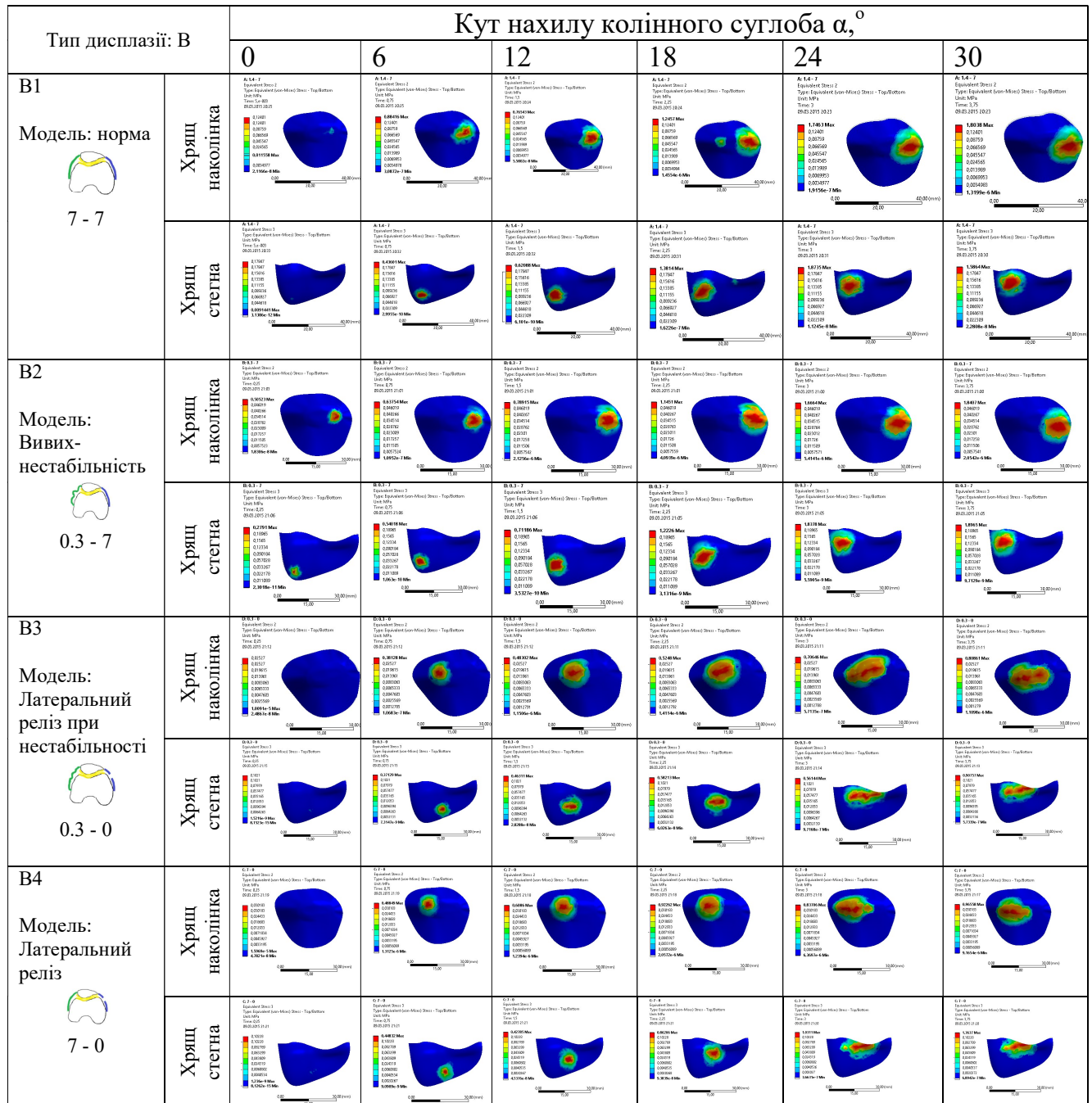
Примітка. Поля градієнтів еквівалентних за Мізесом напружень, що виникають в хрящах наколінка та стегнової кістки моделі дисплазії типу А характеризуються наявністю багатьох точок контакту різної площі. При вивиху (модель A2) спостерігається лише одна точка контакту між хрящами, що в свою чергу призводить до збільшення величин напружень по відношенню до норми. Моделі A3 і A4 представляють собою два випадки хірургічного втручання при яких досягається зменшення величин максимальних напружень в хрящах за рахунок збільшення кількості точок та сумарної площі контакту між хрящами наколінка та стегнової кістки.

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ А

Таблиця Б.3

Поля градієнтів напружень в хрящових тканинах наколінка та стегнової кістки для дисплазії типу

В



Примітка. Поля градієнтів еквівалентних за Мізесом напружень, що виникають в хрящах наколінка та стегнової кістки моделі дисплазії типу В характеризуються наявністю лише однієї точки контакту між хрящами, це пояснюється майже плоскою поверхнею профілю стегнової кістки. Завдяки майже плоскому контакту між хрящами – розподіл напружень більш плавний, а величини напружень порівняно з моделями типу А – нижчі. Нижчі величини напружень пояснюються слабшим зачепленням між тканинами хрящів і більшою схильністю до вивиху наколінка.

ДОДАТОК Б

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ЗАДАННЯ ПРУЖНИХ І В'ЯЗКОПРУЖНИХ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МАТЕРІАЛІВ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЩЕЛЕПИ З ПЕРЕЛОМОМ ТА ГВИНТАМИ НА МОВІ ПРОГРАМУВАННЯ APDL ДЛЯ САЕ ПАКЕТУ ANSYS 12.1

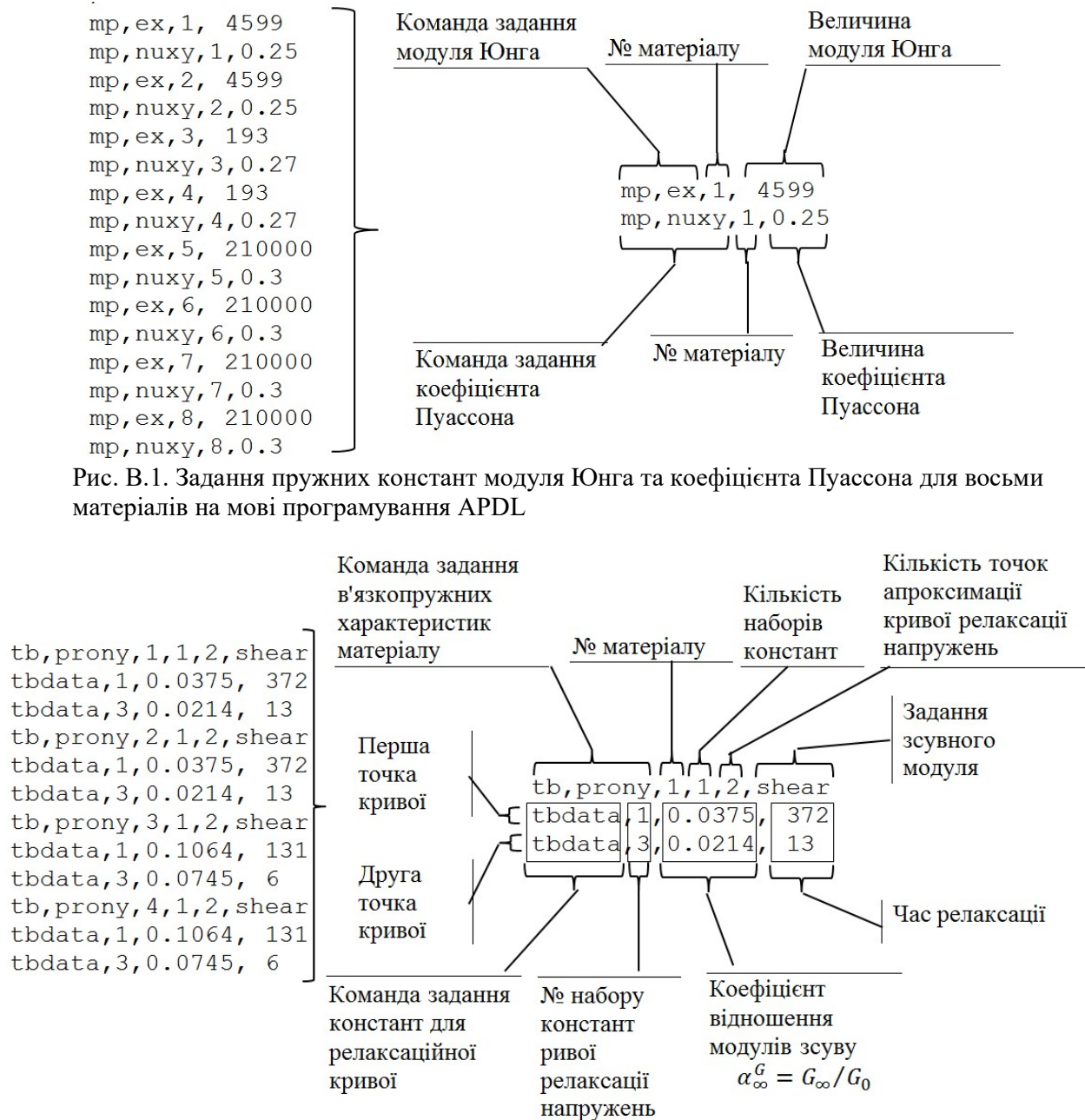


Рис. В.2. Задання в'язкопружних констант для описання кривих релаксації модуля зсуву кортикальної та спонгіозної кісток на мові програмування APDL

ДОДАТОК В

ДОКУМЕНТИ, ЩО ПІДТВЕРДЖУЮТЬ ЕФЕКТИВНІСТЬ ВПРОВАДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ РОБОТИ



Міністерство охорони здоров'я України
Вищий державний навчальний заклад України
«УКРАЇНСЬКА МЕДИЧНА СТОМАТОЛОГІЧНА АКАДЕМІЯ»
(ВДНЗУ «УМСА»)

вул. Шевченка, 23, м. Полтава 36011 Тел./факс (0532) 60-20-51; e-mail: mail@umsa.edu.ua
 Код ЄДРПОУ 02010824

10.07.2014 № 10-04/22-79

На № _____ від _____

Проректору з наукової роботи НТУУ «КПІ»
 академіку НАН України
 М.Ю. Ільченко

Вельмишановний Михайле Юхимовичу!

Представлений запит на виконання науково-дослідної роботи «РОЗРОБКА ТА ВПРОВАДЖЕННЯ НОВИХ ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ МІЦНОСТІ ТА НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ «КІСТКА – СУГЛОБ - ІМПЛАНТАТ» З УРАХУВАННЯМ ПОШКОДЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН» спрямований на вирішення актуальних проблем сучасної медицини – лікування травматичних ушкоджень, деформацій, дефектів кісток та суглобів кінцівок та щелепи людини.

Запропонований авторами підхід розкриває нові можливості для розробки та впровадження нових способів лікування та пристроїв медичного призначення, а також всебічної оцінки біомеханічного стану та оцінки надійності біомеханічних систем типу «КІСТКА – СУГЛОБ - ІМПЛАНТАТ».

Удосконалення систем для остеосинтезу на основі об'єктивних даних біомеханічних характеристик ушкоджених кісток та біологічних тканин дозволить підвищити ефективність хірургічних втручань, скоротити тривалість тимчасової непрацездатності та частоту післяопераційних ускладнень, що буде мати значний економічний і соціальний ефект.

Зважаючи на значущість напрямку досліджень та важливість їх результатів для практичної медицини України вважаю доцільним підтримати запит на виконання даної науково-дослідної роботи.

Проректор з наукової роботи,
 професор

І. П. Кайдашев

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

ДЕРЖАВНА УСТАНОВА
«НАЦІОНАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ
ХІРУРГІЇ ТА ТРАНСПЛАНТОЛОГІЇ
ІМЕНІ О.О. ШАЛІМОВА»
НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ
МЕДИЧНИХ НАУК
УКРАЇНИ



STATE INSTITUTE
«NATIONAL SHALIMOV
INSTITUTE OF SURGERY AND
TRANSPLANTATION»
TO NATIONAL ACADEMY OF
MEDICAL SCIENCES OF
UKRAINE

Україна, 03680, м. Київ, вул. Героїв Севастополя, 30
Тел. 044-497-13-74. Факс 044-408-19-09

30, Geroyev Sevastopolya str., Kyiv, Ukraine, 03680
Tel. 044-497-13-74. Fax 044-408-19-09

№ _____
на № _____ від _____

Проректору з наукової роботи
Національного технічного
університету України «КПІ»
академіку НАН України
Ільченко М.Ю.

Вельмишановний Михайле Юхимовичу!

Представлений запит на виконання науково-дослідної роботи «РОЗРОБКА ТА ВПРОВАДЖЕННЯ НОВИХ ЗАСОБІВ ДІАГНОСТИКИ МІЦНОСТІ ТА НАДІЙНОСТІ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ «КІСТКА – СУГЛОБ - ІМПЛАНТАТ» З УРАХУВАННЯМ ПОШКОДЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН» спрямований на вирішення актуальних проблем сучасної медицини – лікування травматичних ушкоджень, деформацій, дефектів кісток та суглобів людини.

Запропонований авторами підхід розкриває нові можливості для розробки та впровадження нових способів лікування та пристроїв медичного призначення, а також всебічної оцінки фізико-механічних властивостей біологічних тканин в нормі і при патології визначення надійності біомеханічних систем типу «КІСТКА – СУГЛОБ - ІМПЛАНТАТ» після проведення реконструктивно-відновних хірургічних втручань.

Удосконалення систем для остеосинтезу на основі об'єктивних даних з урахуванням біомеханічних характеристик ушкоджених кісток, хрящів та інших біологічних тканин дозволить підвищити ефективність хірургічних втручань, скоротити тривалість тимчасової непрацездатності та частоту післяопераційних ускладнень, що буде мати значний економічний і соціальний ефект.

Зважаючи на значущість напрямку досліджень та важливість їх результатів для практичної медицини України вважаю доцільним підтримати запит на виконання даної науково-дослідної роботи.

Зав. відділом відновної мікрохірургії та
трансплантації тканин,
д.мед.н., професор



С.П.Таліч
20 р.

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

“УТВЕРЖДАЮ”

Директор механико-
машиностроительного института
Национального технического
университета Украины
"Киевский политехнический институт"
д.т.н., проф. Бобыр Н.И.

" 07 " 2012 г.



“УТВЕРЖДАЮ”

Директор ГУ «Институт травматологии и
ортопедии» Национальной академии ме-
дицинских наук Украины
академик НАМНУ, проф. Гайко Г.В.

" 07 " 2012 г.



ДОГОВОР

о научно техническом сотрудничестве

Научно-исследовательская лаборатория «Математического моделирования в механике сплошных сред» кафедры динамики и прочности машин и сопротивления материалов Национального технического университета Украины "Киевский политехнический институт" в лице заведующего лабораторией проф., д.т.н. Крищука Н.Г., с одной стороны, и лаборатория биомеханики ГУ «Институт травматологии и ортопедии» Национальной академии медицинских наук Украины в лице заведующего лабораторией к.м.н. Лазарева И.А. с другой стороны, заключили настоящий договор о научно-техническом сотрудничестве.

1. ПРЕДМЕТ ДОГОВОРА

Стороны признают необходимость научно-технического взаимодействия в направлении разработки методов и алгоритмов для систем диагностики и исследования биомеханических систем травматологии и ортопедии в следующих вопросах

1. Обмен научно-технической информацией.
2. Совместное выполнение научно-исследовательских работ.
3. Публикация научных результатов и представление их на научно-технических конференциях, патентование разработок.

2. ОБЯЗАТЕЛЬСТВА СТОРОН

1. Каждая из сторон готовит предложения по реализации взаимодействия по вышеуказанным направлениям и доводит их до сведения другой стороны.
2. Перечень вышеуказанных предложений по взаимодействию не является исчерпывающим и может изменяться, дополняться по предложению любой стороны.

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

3. Інститут травматології і ортопедії готує технічні пропозиції для розрахунково-теоретичного дослідження біомеханічних систем і проводить їх клінічні випробування.
4. Научно-дослідницька лабораторія «Математического моделювання в механіці сплошних серед» виконує дослідження імітаційних моделей біомеханічних систем травматології і ортопедії, здійснює рекомендації по їх удосконаленню і застосуванню нових методів лікування.

5. ВСТУПЛЕННЯ ДОГОВОРУ В СИЛУ І СРОК ЕГО ДІЯВНОСТІ

1. Нинішній договір вступає в силу з моменту його підписання обома сторонами.
2. Термін дії нинішнього договору не обмежений.

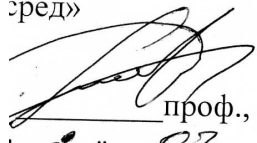
4. ВНЕСЕНИЕ ИЗМЕНЕНИЙ В ДОГОВОР

Нинішній договір може бути переглянутий в будь-який час за згодою сторін.

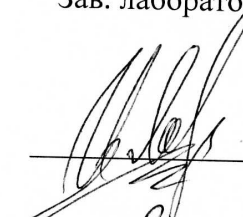
5. АДРЕСА СТОРОН

1. Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", механіко-машинобудівний інститут, кафедра динаміки і міцності машин і опору матеріалів НІЛ «Математического моделювання в механіці сплошних серед»,
03056, м.Київ, пр.Победи,37, к.314 -1 тел./факс +38 (044) 406-84-16,
www.mmi-dmm.kpi.ua
2. ГУ «Інститут травматології і ортопедії Національної академії медичних наук України», лабораторія біомеханіки,
01054, м.Київ, ул. Воровського,27, тел./факс +38 (044) 486-28-53,
www.biomechanics.com.ua

Зав. лабораторією «Математического моделювання в механіці сплошних серед»


проф., д.т.н. Кришук Н.Г.
" 07 " 2012

Зав. лабораторії біомеханіки


к.м.н Лазарев І.А.
" 2 " VII 2012

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи
Національного медичного університету
імені О.О.Богомольця,
професор Т.М. Черенько

« 29 » 04



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Найменування пропозиції для впровадження (методика профілактики, діагностики, лікування, форма організаційної роботи та ін.).
 - алгоритм створення імітаційних комп'ютерних моделей біомеханічних систем колінного суглобу людини з ушкодженнями зв'язок та різними формами дисплазії виростків стегнової кістки для вибору тактики хірургічного лікування;
2. Ким та коли запропонований – асистентом кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів НТУУ “КПІ” Єшенком Віктором Олексійовичем.
3. Джерело інформації (методичні рекомендації, інформаційний лист, звіт про НДР, дисертація, монографія, з'їзд, конференція, семінар та ін.):
 - Бур'янов О.А., Кришук М.Г., Лиходій В.В., Єшенко В.О., Задніченко М.О., Соболевський Ю.Л. Імітаційне комп'ютерне моделювання впливу латерального релізу на нестабільність надколінка дисплатичного генезу. Журнал “Травма”, том 14, – № 2. 2013, – С. 72 – 79.
4. Де і коли впроваджено: кафедра травматології та ортопедії НМУ імені О.О. Богомольця. Загальна кількість спостережень 78.
5. Результати застосування алгоритмів та методики за період з 2013 по 2016 роки: позитивні (кількість спостережень) 78
негативні (кількість спостережень) немає
невизначені (кількість спостережень) немає
6. Ефективність впровадження (скорочення тривалості перебування у стаціонарі, строки тимчасової непрацездатності, економічний ефект): зменшення кількості тактичних та лікувальних помилок, покращення функції колінного суглоба.
7. Зауваження та пропозиції: доцільно активно впроваджувати в лікувальну практику та науково-педагогічний процес.

асистент кафедри травматології та ортопедії

В.В. Лиходій

доцент кафедри травматології та ортопедії

М.О. Задніченко

Зав. кафедри травматології та ортопедії

професор

О.А. Бур'янов

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Проректор
 з наукової роботи
 НМУ імені О.О. Богомольця,
 професор
 ЧЕРЕНЬКО Т.М.
 2016 р.

АКТ
про впровадження результатів дисертаційної роботи
аспіранта кафедри динаміки міцності машин та опору матеріалів НТУУ «КПІ»
Єщенка Віктора Олексійовича
на тему “Напружено-деформований
стан біомеханічних систем металоостеосинтезу”

Даний акт складено про те, що кафедрою хірургічної стоматології та щелепно-лицевої хірургії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця впроваджено у навчальний процес студентів 4-5 курсів стоматологічного факультету, а також в науковий процес при виконанні наукових робіт та дисертацій із спеціальності 14.01.22 – Стоматологія результати наукових досліджень дисертаційної роботи Єщенко В.О.:

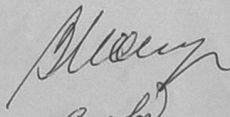
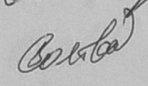
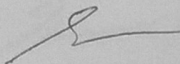
- алгоритм створення імітаційних комп'ютерних біомеханічних моделей систем нижньої щелепи людини з ушкодженнями кісток і системам компресійного металоостеосинтезу та результати досліджень закономірностей їх деформування для передопераційного планування тактики хірургічного лікування;
- методи аналізу напружено-деформованого стану і критерії оцінки функціональної надійності біомеханічних систем металоостеосинтезу з урахуванням процесів в'язкопружного деформування ушкоджених кісток щелепи людини на основі даних комп'ютерної томографії та CAD/CAE інформаційних технологій;
- комп'ютерна програма для розшифровки, обчислення та аналізу величин та площ контактних зусиль сполучених тіл біомеханічних систем на полях тисків вимірювальної плівки Fuji Prescale Pressure Measuring System (Fuji Photo Film Co., Ltd., Tokyo, Japan) та отримані також комп'ютерні програми для проведення досліджень з розрахунку величин площ та контактних тисків (Chitach).

Відповідальні за впровадження:

Завідувач кафедри
 хірургічної стоматології
 та щелепно-лицевої хірургії,
 член-кор. НАМН України,
 професор

д.мед.н., професор

д.пед.н., професор

 В.О. Маланчук
 О.С. Воловар
 Я.А. Кульбашна

ПРОДОВЖЕННЯ ДОДАТКУ В

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Проректор
 з наукової роботи
 НМУ імені О.О. Богомольця,
 професор
ЧЕРЕНЬКО Т.М.
 2016 р.

АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи
 аспіранта кафедри динаміки міцності машин та опору матеріалів НТУУ «КПІ»
Єщенка Віктора Олексійовича
 на тему «Напружено-деформований
 стан біомеханічних систем металоостеосинтезу»

Даний акт складено про те, що кафедрою стоматології Національного медичного університету імені О.О.Богомольця впроваджено у навчальний лікарів-інтернів першого та другого року навчання, курси тематичного удосконалення «Принципи надання допомоги постраждалим з травматичними пошкодженнями щелепно-лицевої ділянки», а також в науковий процес при виконанні наукових робіт та дисертацій результати наукових досліджень дисертаційної роботи Єщенко В.О.:

- алгоритм створення імітаційних комп'ютерних моделей біомеханічних систем нижньої щелепи людини в нормі і при травматичних ушкодженнях для передопераційного планування оперативних втручань та виготовлення індивідуалізованих фіксаторів;
- дослідження закономірностей деформування систем «фіксатор-кістка» в тому числі із використанням компресійного металоостеосинтезу;
- методи обчислення та аналізу величини та площі контактних зусиль сполучених тіл біомеханічних систем в тому числі при змиканні зубів, проведенні компресійного остеосинтезу тощо за допомогою виміральної плівки FujiPrescalePressureMeasuringSystem (FujiPhotoFilmCo., Ltd., Tokyo, Japan) та оригінальної програми для розшифровки даних вимірювань
- методи аналізу напружено-деформованого стану і критерії оцінки функціональної надійності біомеханічних систем фіксатор-кістка з урахуванням в'язкопружних властивостей кісткової тканини щелеп із використанням інформаційних CAD/CAM/CAE технологій;

Відповідальні за впровадження:

Завідувач кафедри
 стоматології інституту післядипломної освіти
 НМУ імені О.О. Богомольця,
 д.мед.н., професор

д.мед.н., професор

к.мед.н., доцент

Антоненко М.Ю.

Копчак А.В.

Чепурний Ю.В.

Підпис **ЗАСВІДЧУЮ**
 ВЧЕНИЙ СЕКРЕТАР УНІВЕРСИТЕТУ
 20 р.