



General Electric з товщиною зрізу 1мм. Результати дослідження було представлено у вигляді серії файлів формату DICOM. Усе подальше моделювання проводили на серійному комп'ютері Pentium IV. Для створення тримірної моделі великогомілкової кістки файли було імпортовано в програмне середовище Mimics 12.5 (Materialise, Бельгія). Після отримання об'ємної моделі з розбиттям на скінченні елементи, файл зберігався у форматі STL. За допомогою макросу «STL Import for SolidWorks» (Sycode, Індія) файл відкривали в SolidWorks (Solid Works Cor.), після чого його зберігали у PRT-форматі, який доступний програмі ANSYS (USA). Твердотільна модель СтаЗФ розроблена у середовищі SolidWorks і також збережена в PRT-форматі. Таким же чином моделювали СЕМ табельної шини Крамера.

Аналіз розрахунків напружено деформованого стану системи «апарат—кістка» виконували в середовищі ANSYS (модуль Workbench).

Результати дослідження та їх обговорення

Спектральна густина випадкових нерівностей *h* дороги даного типу має вигляд:

$$S_h = \frac{3v(\omega^2 - 0,6v^2)}{(\omega^2 - 0,6v^2)^2 + 3\omega^2v^2} + \frac{25,5v}{\omega^2 + 1,5v^2}, \quad (1)$$

де *v* — швидкість руху СКТС, км / год.

Спектральна густина вертикальних прискорень точок *c*, *d* підвіски автомобіля і відповідні дисперсії:

$$S_{y_c} = |W_c|^2 \omega^4 S_h; \quad S_{y_d} = |W_d|^2 \omega^4 S_h; \quad (2)$$

$$\sigma_{\ddot{y}_d}^2 = \int_{-\infty}^{\infty} |W_d|^2 \omega^4 S_h(v, \omega) d. \quad (3)$$

Середньоквадратичні відхилення вертикальних прискорень зображено на графіку (рис. 2). Із даних, побудованих на графіку, маємо найбільш несприятливу швидкість руху автомобіля *v* ≈ 48—50 км / год при якій середньоквадратичне відхилення прискорень підвіски у ділянці місць водія і постраждалого, що транспортується, досягають максимальних значень.

Згідно з формулою Вінера—Хінчина знаходимо дисперсії

$$\sigma_{\ddot{y}_d}^2(v) = \int_{-\infty}^{\infty} |W_1|^2 \omega^4 S_h(v, \omega) d + \int_{-\infty}^{\infty} |W_2|^2 \omega^4 S_h(v, \omega) d. \quad (4)$$

Оскільки *S_h* (*v*, ω) залежить від швидкості *v* руху КТС, можна визначити таке її значення *v*, при якому $\ddot{y}_c(v)$, $\ddot{y}_d(v)$ досягають максимальних значень:

$$\max(\max \ddot{y}_d(v)) = \max \ddot{y}_d(v_*). \quad (5)$$

Для даного випадку *v* = 48—50 км / год, при цьому $\max \ddot{y}_{d*} = 45 \text{ м/к}^2$ (або 4,59g).

Наступним етапом була побудова СЕМ системи «апарат—сегмент кінцівки» і «шина Крамера—

сегмент кінцівки». На рис. 3. відображена схема побудови реалістичних СЕМ.

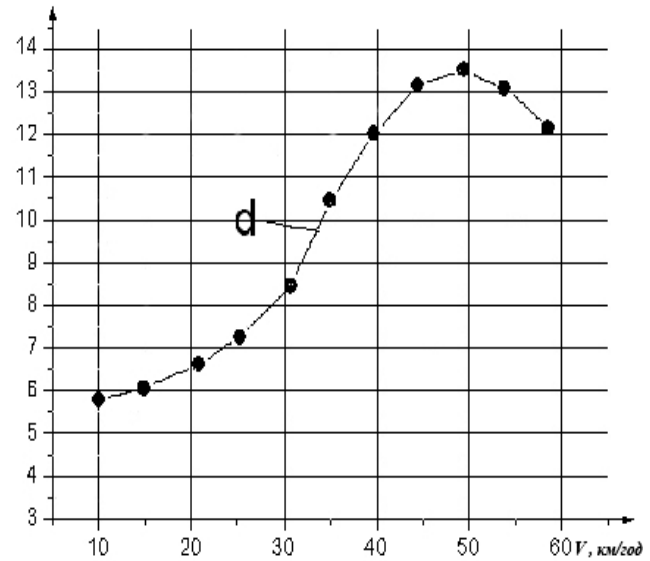


Рис. 2. Середньоквадратичні відхилення вертикальних прискорень точки *d* підвіски у постраждалого, що транспортується

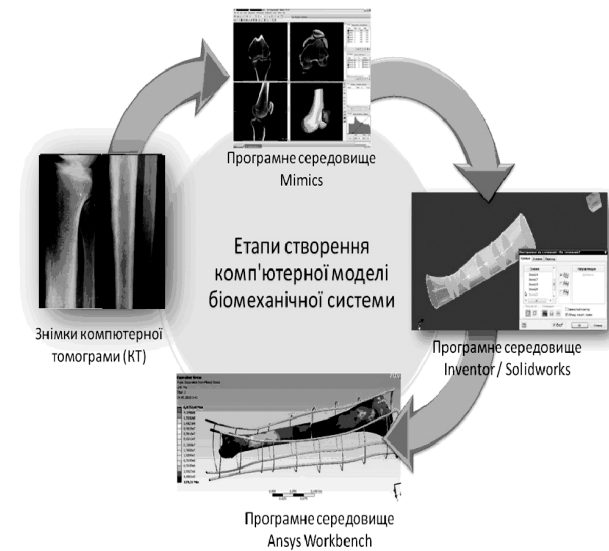


Рис. 3. Схема побудови реалістичних СЕМ системи «апарат—кістка»

Властивості кісткової тканини. Губчасту кістку та кістково-мозковий канал вивчали гомогенним, лінійним та ізотропним методами, а кортикальну кістку анізотропною. Модуль Юнга для кортикального шару кісткової тканини становив: *E*₁ = 6,91 ГПа; *E*₂ = 8,51 ГПа; *E*₃ = 18,4 ГПа; для губчастого 0,78 ГПа, коефіцієнт Пуасона для кортикального шару: *v*₁₂ = 0,49; *v*₁₃ = 0,12; *v*₂₃ = 0,14; *v*₂₁ = 0,62; *v*₃₁ = 0,32; *v*₃₂ = 0,31; для губчастого — 0,27.

Якості кістково-мозкового каналу ми прийняли як у сполучній тканини. Щільність кортикального шару — 2100 кг/м³; спонгіозного шару — 1700 кг/м³; кістково-мозкового каналу — 1000 кг/м³; м'яких тканин — 1045 кг/м [9—12].

Останнім етапом було проведення розрахунку напружено-деформованого стану конструкції на виході якого отримуємо кількісні дані про стан систем «апарат—сегмент кінцівки» і «шина Крамера—сегмент кінцівки».

Результатами розрахунку напружено-деформованого стану є кількісні дані деформацій та напружень, що виникають у системах.

При постановці завдання було визначено максимальне навантаження, що може виникати з вірогідністю 1,5% при транспортуванні постраждалих у СКТЗ, що їде дорогою даного типу за найбільш несприятливої швидкості $v \approx 50$ км/год. Це прискорення становить $\max \ddot{y}_{c^*} = 36 \text{ м} / \text{с}^2$ (або 3,67g).

На рис. 4 наведені результати розрахунків переміщень кісткових відламків, що виникають при даному навантаженні у моделях з фіксацією: а) шини Крамера, б) СтАЗФ. М'які тканини на рисунках навмисно не візуалізовані.

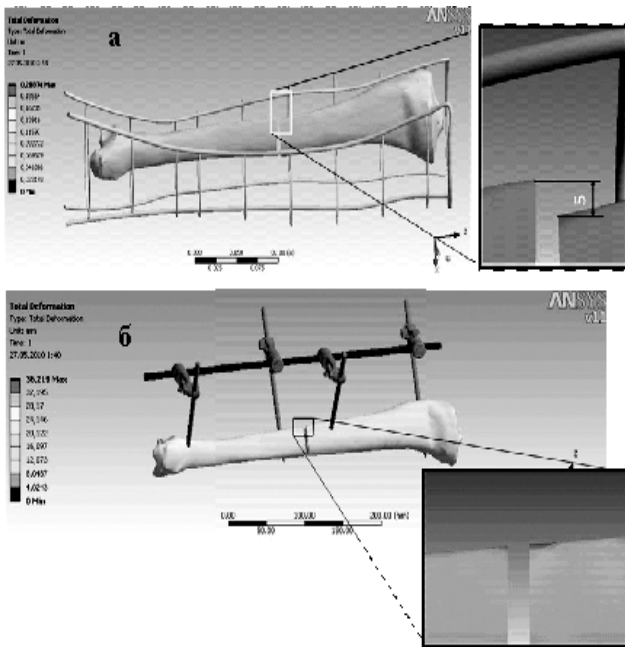


Рис. 4. СЕМ великогомілкової кістки з переломом у середній третині із фіксацією кісткових відламків: а) шиною Крамера, б) СтАЗФ і навантаженням 3,6g

Найбільші переміщення між кістковими відламками виникають при застосуванні шини Крамера (рис. 4а) і становлять $u \approx 5 \text{ і}$, при використанні СтАЗФ переміщень становлять $< 0,05 \text{ мм}$ (рис. 4б).

На рис. 5 наведено розподіл еквівалентних напружень за Мізесом в системі «апарат—кінцівка» при навантаженні в 3,6 g.

Надійнішою при транспортуванні хворого є система, в якій застосовується СтАЗФ, що забезпечує кращу жорсткість конструкції порівняно з шиною Крамера.

На графіку (рис. 6а) відображені напруження за Мізесом на зовнішній поверхні кортикального

шару кістки (крива АВ) та на поверхні стрижня (крива ВС). Аналогічні напруження відображені на графіку (рис. 6б), які відповідають поперечному перерізу кортикального шару кістки (крива DE).

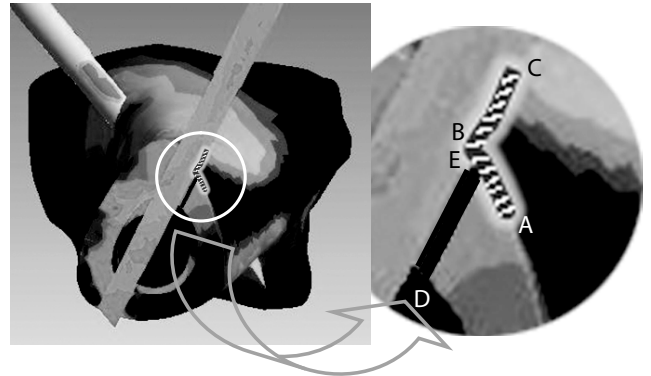


Рис. 5. Розподіл еквівалентних напружень за Мізесом у системі «апарат—кінцівка» при навантаженні в 3,6 g

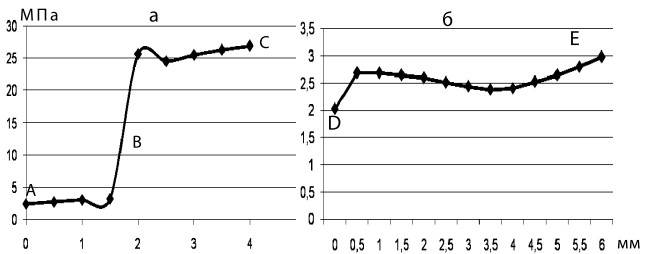


Рис. 6. Графіки напружень за Мізесом

При порівнянні напружень у кортикальному шарі кістки і в елементах СтАЗФ із межею міцності на стискування, які становлять: для кортикальної кістки — 150 МПа; для титану — 450 МПа [9, 12], ми встановили, що кістка та СтАЗФ мають більш ніж десятиразовий запас міцності.

Висновки

1. Проаналізовано динамічні характеристики СКТЗ на прикладі автомобіля УАЗ-452А та визначено максимальне навантаження на постраждалого при його транспортуванні, що складає 3,6g на швидкості 50 км / год.

2. Розроблена реалістична скінчено-елементна модель систем «апарат—сегмент кінцівки» і «шина Крамера—сегмент кінцівки», яку взяли за основу розрахунку напружено-деформованого стану СЕМ.

3. Розрахований напружено-деформований стан СЕМ систем «апарат—сегмент кінцівки» і «шина Крамера—сегмент кінцівки» при визначених максимальних динамічних навантаженнях в СКТЗ. Результати розрахунку показують, що значну перевагу у стабільності фіксації має СЕМ «апарат—сегмент кінцівки». Система «шина Крамера—сегмент кінцівки» не забезпечує достатню стабілізацію кісткових уламків.



ЛІТЕРАТУРА

1. Агаджанян В.В. Стратегия организации межгоспитальной транспортировки пациентов с политравмой / Агаджанян В.В., Шаталин А.В. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.infomedfarmdialog.ru/files/Neotl/2006/tezis/src/06f0926c4b3ac779d9d906669f22a7c0.doc>.
2. Білий В.Я. Військово-медична доктрина України / В.Я. Білий, В.В. Пасько, О.О. Сохін // Наука і оборона. — 2000. — №4. — С. 8—23.
3. Військова хірургія з хірургією надзвичайних ситуацій / за ред. В.Я. Білого. — Тернопіль: Укрмедкнига, 2004. — 324 с.
4. Гусев А.С. Расчет конструкций при случайных воздействиях / А.С. Гусев, В.А. Светлицкий. — М.: Машиностроение, 1984. — 204 с.
5. Попсуйшапка А.К. Стержневой аппарат для функционального лечения переломов костей голени / А.К. Попсуйшапка // Ортоп., травмат. и протез. — 1991. — №7. — С. 52—53.
6. Прогнозирование и профилактика осложнений при лечении аппаратами наружной фиксации / В.И. Шевцов, А.М. Черкашин, Л.В. Скляр, Р.Д. Бородайкевич // Метод Илизарова — достижения и перспективы: Тез. докл. межд. конф. — Курган, 1993. — С. 15—17.
7. Технические характеристики автомобилей Ульяновского автомобильного завода — Режим доступа до стат.: <http://www.uaz.ru>
8. Транспортировка пострадавших и тяжелобольных — Электронный ресурс. Режим доступа: http://www.svatovo.ws/health_transportation.html.
9. Ashman A. The use of synthetic bone materials in dentistry / A. Ashman // Compendium Contin. Educ. Dent. — 1992. — Vol. 1.13. — P. 1020—1034.
10. A comparison of ePTFE membranes alone or in combination with platelet-derived growth factors and insulin-like growth factor-I ordemineralized freeze-dried bone in promoting bone formation around immediate extraction socket implants / Becker W. [et al.] // J. Periodontol. — 1992. — Vol. 63. — P. 929—940.
11. Garbossa G. The inhibitory action of aluminium on mouse bone marrow cell growth / Garbossa G., Gutnisky A., Nesse A. // Mineral and Electrolytic Metabolism. — 1994. — Vol. 20. — P. 141—146.
12. Helsen J. A. Metals as biomaterials / Helsen J. A., Breime H.J. // Chichester: John Wiley & Sons, 1998. — 498 p.

АНАЛИЗ ПРЕВЕНТИВНЫХ СИСТЕМ ФИКСАЦИИ КОСТНЫХ ОТЛОМКОВ ПРИ ЭВАКУАЦИИ ПОСТРАДАВШИХ САНИТАРНЫМ КОЛЕСНЫМ ТРАНСПОРТОМ

А. М. Лакша

ANALYSIS OF THE PREVENTIVE SYSTEM OF FIXATION OF BONE FRAGMENTS DURING EVACUATION OF INJURED BY MEDICAL WHEELED TRANSPORT

А. М. Laksha

Резюме. В статье дан детальный анализ превентивных систем фиксации костных отломков при эвакуации пострадавших санитарными колесными транспортными средствами. Определена наиболее неблагоприятная скорость передвижения санитарного автомобиля по дерново-подзолистой дороге. Разработана реалистичная конечно-элементная модель систем «аппарат—сегмент конечности» и «шина Крамера—сегмент конечности». Рассчитано напряженно-деформированное состояние КЭМ систем фиксации. Определены преимущества систем фиксации с использованием стержневых аппаратов.

Ключевые слова: превентивная фиксация, конечно-элементарная модель, длинные кости человека.

Summary. In the article in detail the analysis of the preventive systems of fixating of bone fragments is described during evacuation of victims the sanitary wheeled transport vehicles. The most unfavorable speed of movement of ambulance is certain on a dirt road. The realistic certainly-element model of the systems «Vehicle-segment of extremity» and «tire are worked out Cramer-segment of extremity». Expected tensely-deformed state SAM systems of fixing. Certain advantages of the systems of fixing with the use of the cored vehicles.

Key words: the preventive fixing, realistic model, long bones.