

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ

НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
імені О. О. БОГОМОЛЬЦЯ

УКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ
ТРАВМАТОЛОГІВ-ОРТОПЕДІВ

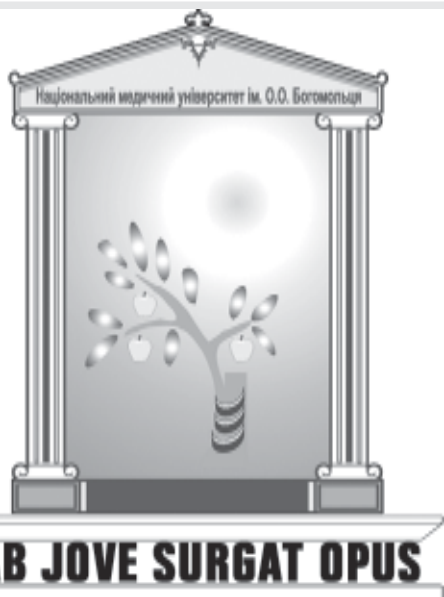
ЛІТОПИС ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ

№ 1-2 / 2014
(29-30)

Науково-практичний журнал

Свідоцтво про державну реєстрацію
КВ № 4653 від 01.11.2000 р.

ISSN 2307-504X



Рішенням Президії ВАК України за
№5-15/4 від 11.04.2001 р. журнал
зарахований до фахових наукових
видань, в яких можуть
публікуватися основні результати
дисертаційних робіт

Затверджено на засіданні
Вченої ради
Національного медичного
університету
імені О. О. Богомольця

Головний редактор

Бур'янов О. А.

Шеф-редактор

Скляренко Є. Т.

Відповідальні секретарі

*Кваша В. П.,
Омельченко Т. М.*

Адреса редакції:

01601, МСП, Україна, м. Київ,
вул. Воровського 27.
Кафедра травматології
та ортопедії
Тел./ факс: 288-01-26
Веб сторінка та архів номерів
на сайті: www.kaftravm.com.ua

Комп'ютерна верстка

Ільницька Т. Л.

Підписано до друку: 07.04.14

**Редакційна
колегія:**

Волошин О. І.
Гайко Г. В.
Корж М. О.
Кривченя Д. Ю.
Крись-Пугач А. П.
Левицький А. Ф.
Лоскутов О. Є.
Магомедов О. М.
Поляченко Ю. В.
Свінціцький А. С.
Страфун С. С.
Радченко В. О.
Філіппенко В. А.
Хвисюк М. І.
Цимбалюк В. І.
Чекман І. С.

Редакційна рада:

Бітчук Д. Д. (Харків)
Брехов О. М. (Симферополь)
Голка Г. Г. (Харків)
Загородній М. В. (Москва, Росія)
Зазірний І. М. (Київ)
Івченко В. К. (Луганськ)
Клімовицький В. Г. (Донецьк)
Орлянський В. (Відень, Австрія)
Ошкадеров С. П. (Київ)
Головаха М. Л. (Запоріжжя)
Сухін Ю. В. (Київ)
Тимошенко О. П. (Харків)
Тиходеев С. М. (С-Петербург, Росія)
Чемеріс А. І. (Запоріжжя)
Шабус Р. (Відень, Австрія)
Шимон В. М. (Ужгород)
Хохол М. І. (Київ)

ЗМІСТ

ПАМ'ЯТНІ ДАТИ

Хвисьюк Николай Иванович	10
Бруско Антон Тимофійович	13
Історичний нарис до 90-річчя кафедри травматології та ортопедії Національного медичного університету імені О.О. Богомольця	15

ОРИГІНАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Лазарев І. А., Костогриз О. А., Скибан М. В. Біомеханічне обґрунтування тактики лікування при поєднаних ушкодженнях суглобового хряща та меніска колінного суглоба	20
Труфанов І. І., Миренков К. В., Андрияс І. А. Костная ткань – композиционная основа опорно-двигательного аппарата	26
Маланчук В. О., Копчак А. В. Особливості розподілу контактних тисків в системі «фіксатор-кістка» при остеосинтезі нижньої щелепи з використанням накісних мініпластин	30
Левицький А. Ф., Терпиловський Ю. Р., Вітязь В. М. Застосування гнучких металевих стрижнів при малоінвазивному інтрамедулярному остеосинтезі діафізарних переломів кісток передпліччя у дітей та підлітків	34
Голюк Є. Л., Філіпчук В. В., Кабацій М. С., Немеш М. М. Методика визначення скелетної зрілості у дітей та підлітків за рентгенограмами колінних суглобів	37
Філіпчук В. В. Хірургічна профілактика синдрому фемороацетабулярного конфлікту при реорієнтаційних остеотоміях таза у випадках інконгруентності кульшового суглоба у пацієнтів дитячого та підліткового віку	41
Страфун С. С., Гомонай І. В., Витриховська О. М. Магнітно-резонансна томографія при нестабільності плечового суглоба	45
Бур'янов О. А., Проценко В. В. Порівняльна характеристика гідроксиапатиту і біокомполімеру – матеріалів для заміщення дефекту кістки після видалення пухлини	50
Корольков А. І., Мителева З. М., Громов А. Б., Ярьсько А. В., Карпинский М. Ю. Біомеханическое значение перемещения большого вертела	57
Герцен Г. І., Лазарев І. А., Остапчук Р. М. Можливості досліджень опорних реакцій стоп при оперативному лікуванні hallux valgus	62

Погрелюк І. М., Ткачук О. В., Проскурняк Р. В. Вплив температури фізіологічного розчину на корозійну стійкість титанових імплантатів з покриттями	66
Кришук М. Г., Копчак А. В., Єщенко В. О. Параметри надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини	69
Погрелюк І. М., Шейкін С. Є., Ростоцький І. Ю., Зносотривкість пари тертя азотований титан ВТ1-0/хірулен	72
Ульянчик Н. В., Кулак Л. Д., Борисов Ю. С., Войнарович С. Г., Алексеева Т. А., Свирид Е. С., Ксензова О. В., Семенов Ю. И. Особенности биоактивных покрытий на титановых имплантатах	76
Кулак Л. Д., Талаш В. Н., Кузьменко Н. Н., Ульянчик Н. В. Коррозионные свойства сплавов системы Ti-Nb-Si в тканевой жидкости	79
Гайко Г. В., Калашніков А. В., Юхимчук О. А., Федоренко Ю. О., Скіба І. О. Вплив біомеханосумісності інтрамедулярних металевих фіксаторів з низькомодульного β (Zr,Ti) сплаву на розвиток репаративного остеогенезу	82
Герцен І. Г. Експериментальні аспекти порівняння пластики порожнинних дефектів кісток композитними матеріалами на основі гідроксиапатиту	85
Юрійчук Л. М., Полулях М. В., Клепач М. С., Шидловський М. С., Баран А. І., Попович Ю. І. Біомеханічна оцінка різних способів фіксації при нестабільних переломах вертлюгової ділянки стегнової кістки в експерименті та застосування результатів дослідження в клініці	88
Пахалюк В. І., Калинин М. И., Иванов Е. Н., Гайнуллина Я. Н. Оценка регламентируемых шага микролунок и шероховатости поверхности головки с частично регулярным микрорельефом в паре трения эндопротеза тазобедренного сустава	92
Омельчук В. П., Боднар Р. Т., Омельчук Л. Г., Люрик В. П., Омельчук І. В. Установка прецизійної тонометрії та керованої осередкової гіпотонії для діагностики та усунення локальних порушень мікроциркуляції в кістках	96
Фурманов Ю. А., Белянський Л. С., Савицкая І. М., Федорова Н. А., Гейленко О. А. Применение разных видов сетчатых полипропиленовых эндопротезов при лечении грыж	100
Юрик О. Є., Секер Т. М., Слободянюк Н. П., Юрик Н. Є. Деякі особливості діагностики та лікування	

КОСТНАЯ ТКАНЬ – КОМПОЗИЦИОННАЯ ОСНОВА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

В работе проводится теоретическое обоснование научного подхода с математических позиций развития фрактальных моделей поведения кости как композиционного материала. С позиции использования механических характеристик костной ткани полученные результаты поведения костной ткани под нагрузкой. Построены механические модели кости, как биомеханического композиционного материала на основе систем интегро-дифференциальных уравнений с учетом параметров пространственной геометрии опорно-двигательного аппарата человека при его функционировании под действием внешней среды, в зависимости от текущего времени жизни организма.

Ключевые слова: костная ткань, композит, разрушение, демпфирование

Структура кости (структура остеона – как основного элемента, обеспечивающего основную жёсткость костной ткани) в первом приближении может быть представлена как структура композитного материала [7,9]. Использование композитов является одним из способов эффективного повышения сопротивления разрушению конструктивных материалов. С этой целью в основную структуру материала в технике: 1) вводятся другие материалы, которые обладают повышенной жёсткостью; 2) создаётся композитный слой в основной структуре на границе раздела с более низкой прочностью, чем прочность основного материала. В первом случае при наличии более прочного материала, т.е. материала с более высоким модулем упругости, происходит снижение интенсивности напряжений в месте возможного появления трещины, т.е. в *месте начала разрушения*. Поэтому такие составляющие, если они имеют достаточную жёсткость и плотность, играют роль “разгружающих” или *демпфирующих* прослоек, и являются эффективным препятствием для образования и распространения трещин. Во втором случае достигается сочетание высокого сопротивления распространению трещины при сохранении достаточной прочности каждой из составляющих. Применительно к костной ткани используются оба указанных способа повышения прочности, сопротивления разрушению и демпфирующей способности костной системы. Коллагеновые волокна имеют более низкую прочность, чем ткань, содержащая гидроксиапатит,

обладающая большей жёсткостью. Таким образом, неорганические составляющие ткани играют роль демпфирующих прослоек, а остециты – роль снижения интенсивности напряжения таких материалов [9].

Демпфирующие факторы костной ткани, как системы, следующие [1-3]:

1) при распространении возможной трещины последовательно из одного слоя остеона в другой, опасные механические напряжения образуют несплошности и пространственное расслоение напряжения, что снижает возможность образования трещины и дальнейшего распространения разрушения;

2) образующиеся поверхности раздела концентрации напряжений могут способствовать работе демпфирования коллагеновых волокон и остеонов, т.к. каждая из них (составляющих) будет находиться в различном напряжённом состоянии и, таким образом, придавать более жёсткому материалу более гибкие свойства. Данное явление можно наблюдать при пересечении возникшей трещиной всех слоев костной ткани. Если величина поперечной составляющей напряжения в точке образования трещины достаточно велика, то связи между смежными слоями разорвутся прежде, чем она пересечет ткань – возникнет расслоение ткани. При этом трещина разделится на ряд микротрещин в пределах каждого слоя, что будет препятствовать дальнейшему распространению разрушения. Если образовавшиеся при этом слои тонки, то в каждом из них, в точке образования трещины, возникает плосконапряженное состояние [8,9]. В этом случае в однородном материале такой же толщины будет наблюдаться состояние плоской деформации, т.к. *слоистость, как естественная структура костной ткани, повышает вязкость разрушения и уменьшает скорость распространения возможной трещины, и, соответственно, фрактального движения костной ткани, как сплошной нелинейной среды* [6,7].

При математическом описании процессов деформации элементов различной жёсткости остеоны будут определять различные параметры характера движения костной ткани при воздей-

ствии внешнего фактора в нормальных условиях нагружения, например, костей стопы под собственным весом тела. Данные параметры определяют структуру дифференциального уравнения деформации костной ткани. В первом приближении при учете этих факторов деформация костной ткани будет учитываться дифференциальным уравнением 2-го порядка [3,5], где коэффициенты уравнения (постоянные времени), определяемые соотношениями между жёсткостью костной ткани и величиной механического напряжения σ_k и теми же параметрами соединительной ткани (хрящ, надкостница, периапартулярные ткани). Основным параметр — линейная деформация (изменение длины) при сжатии или растяжении.

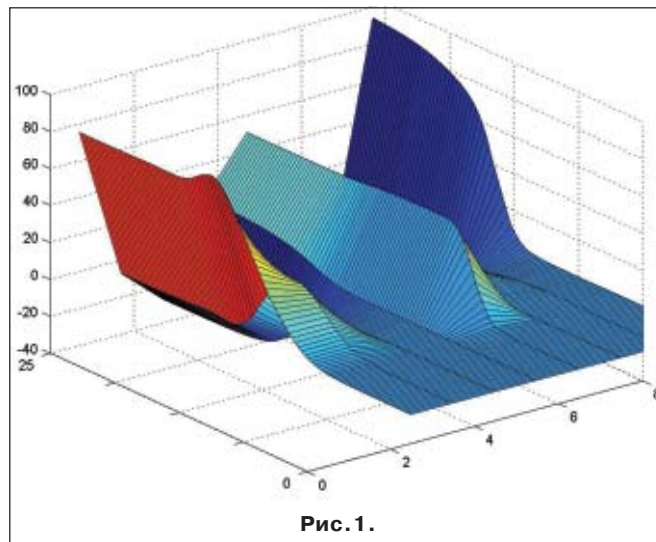
Динамика данного процесса определяется относительным коэффициентом влияния различных жесткостей указанных тканей (хряща, надкостницы, периапартулярных тканей с одной стороны и кости с другой) на процесс деформации. Такой коэффициент называется *коэффициентом демпфирования*.

По этим параметрам вычисляются значения: 1) недемпфированная частота; 2) демпфированная частота; 3) колебательность; 4) относительное перерегулирование.

Частота собственных недемпфированных колебаний определяет возможные колебания при передаче усилия без учёта внешних факторов. Демпфированная частота отражает способность кости уменьшать эти колебания за счёт поглощения энергии и рассеивания её в костной ткани. Характер деформации костной ткани зависит от коэффициента демпфирования, который в свою очередь характеризует соотношения между различными жёсткостями биологической составляющей в общем случае. Характер деформации будет определяться собственной и вынужденной составляющими, величины которых определяются характеристическим уравнением. *Характеристическое уравнение* — это алгебраизированное уравнение, соответствующее дифференциальному уравнению при условии отсутствия внешнего воздействия, т.е. правая часть уравнения равна 0 [5].

Авторами проведено математическое моделирование описанных процессов, результаты которого приведены на рис.1.

При моделировании учитывались факторы биотермодинамики системы и проводилась оценка параметров их влияния на процессы деформации, прочности и разрушения, статистические, флуктуационные процессы на микроуровне остеона, влияющие на упругость и вязкоупру-



гость, статическую и усталостную прочность и биомеханику фрактальных процессов, динамическую прочность костной ткани и надкостницы, синергетики и экзотергетики фазовой стабильности модуля упругости при сжатии и секущего модуля упругости при растяжении микроструктуры.

При варьировании параметров костной ткани био- и физиологического характера на основании математической модели (рис.1) возможна классификация повреждений структуры: выживание микротрещин, микрорастрескивание, линейное и нелинейное расщепление, локальные и объёмные фрактальные повреждения вплоть до полного разрушения. Процессы физиологического характера, определяющие статистические процессы проводимости микротрещин, зарождаются на гипергеометрических линейных и поверхностных параметрах скорости деформации при различных параметрах статической и динамической вязкости костной ткани. Указанные результаты математического моделирования, т.е. результаты математико-эмпирического описания фрактальных процессов костной ткани как композитного гидроксиапатита с коллагеновыми волокнами, позволяют экстраполировать эти факторы на динамику поведения композиционной пары “костная ткань — конструкционный металл”.

Результаты моделирования позволяют разработать основные вопросы анализа и синтеза композитных конструкционных материалов биометаллического характера для лечебных целей и решить следующие задачи биомеханики фрактального движения композиционной металло-биоконструкции:

- 1) разработки математических алгоритмов описания механики разрушения;
- 2) определения превалирующих факторов и деталей, влияющих на металло-биофизиоло-

- гическую прочность конструкции;
- 3) проведения прогностической разработки оптимальной структуры композита и его оптимального структурного состояния для заданных условий жизнедеятельности организма человека и в экстремальных условиях динамического нагружения при травмирующих воздействиях;
 - 4) установления степени информативности и эффективности критериев выбора и определения параметров биомеханико-физиологического композита по условиям зарождения и распространения трещины;
 - 5) определения структуры, состава и количественных характеристик физико-технических и конструктивно-технологических требований к материалу и технологии изготовления композита, при котором стохастическая вероятность будет минимальной, что обеспечит минимальную повреждаемость и максимальный жизненный цикл композита;
 - 6) разработки лингвистически-математического аппарата для исследователей и лечащего персонала, обеспечивающего статистически благоприятные условия распределения механических и био-физиологических напряжений в местах возникновения наивероятных дефектов механического и биологического характера и концентраторов напряжений как линейного, так и объемного вида;
 - 7) накопления статистической информации детерминированного и стохастического характера медленно- и быстропротекающих процессов фрактального движения костной ткани и конструкционного композитного материала по фрактографическим факторам и параметрам.

Рассмотренные вопросы и задачи фрактального движения обуславливают динамику лечебных мероприятий при учёте стохастической возможности зарождения микро- и макротрещин в условиях многоосного динамического гипернапряжённого состояния при упругопластической нелинейной фрактологической механике разрушения композита с макротрещиной.

Математическое исследование как математико-эмпирический эксперимент позволяет оценить вероятностное критическое распределение напряжений и деформаций на краю или по поверхности движущейся трещины в функции скорости движения трещины. Для учёта влияния на работоспособность композита внешних условий нагружения макротрещиной, следует учитывать алгоритмические аспекты синергетики как динамических процессов самоорганизации, развития

устойчивости и распада структур композита “металл – костная ткань”, являющихся общими для живой и неживой природы. Динамическая (изменяющаяся) вероятность жизнеспособности органических и неорганических структур базируется на биологическом, химическом, физическом и др. подобии биомеханических процессов, которым свойственны неравновесные переходы в особой точке (точке бифуркации), при достижении которой скачкообразно меняются свойства, обусловленные самоорганизацией процесса.

Рассмотрение динамики разрушения композита как открытой системы, позволяет провести количественную оценку экстраполирующей точности и эффективности лечебных мероприятий при условии анализа состояния равновесия и потери устойчивости с последующим переходом в неоднородное стационарное состояние полного разрушения конструкционного материала и костной ткани.

Материалы композитов с различной продольной и поперечной жёсткостью как диссипативные структуры, формируют нестационарные процессы при стремлении к минимуму производства био-физиологической энтропии. Математическое исследование позволяет оценить эффективность экспериментальных исследований с позиций алгоритмов синергетики дискретных уровней энергии на единицу длины и объема трещины, взаимосвязанных между собой и определяющих трещиноватостей – кость композита в точках бифуркации, отвечающих условиям смены микромеханизма фрактального движения фазовой системы “костная ткань – металл”.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанный метод моделирования динамики костной ткани как композитного материала опорно-двигательного аппарата (ОДА) имеет постановочный характер и является базой разработки современных представлений о видах и механизме разрушения костной ткани как фрактального процесса динамического функционирования всего организма человека. Такой научный подход позволяет с позиций высшей математики провести математическое описание и исследование кинетики и закономерностей распространения ядра фрактального движения в виде локальных трещин в костной ткани. Полученные научные результаты являются базой количественной и качественной оценки скорости распространения и вязкости разрушения локальных макротрещин, а также влияния локальной рекристаллизации и деформационного упрочнения и разупрочнения при длительном статическом и

циклическом изменении нагрузки, вплоть до фрактальной. Динамическое демпфирование составляющих костной ткани как композиционного материала является базой изучения анизотропии механических свойств металлов, используемых в лечении переломов, протезировании и прочих подобных мероприятиях. Характеристики анизотропии параметров вязкости разрушения при плоской объемной деформации позволяют разрабатывать прогнозные модели надежного функционирования металлоконструкций, используемых при лечении заболеваний и повреждений ОДА. Данные модели, наряду с высокой достоверностью, позволяют разработать корреляционные и взаимокорреляционные зависимости вязкости разрушения костной ткани как композита в комплекте с материалом с другими механическими свойствами. Такая физио-биомеханическая система должна рассматриваться с позиции теории и задач механики сплошной среды, которая базируется на постулатах и моделях тензорного (одного из разделов интегро-дифференциального) исчисления.

Полученные авторами результаты являются базой разработки моделей динамики фрактального движения элементов и системы в целом ОДА человека, пригодных для исследования на ЭВМ типа персональных, доступных каждому исследователю и врачу-практику.

Литература

1. Зацепин С.Т. Костная патология взрослых: Руководство для врачей. – М.: Медицина, 2001. – 640 с.
2. Сименач Б.И. Фрактурология – некоторые аспекты теоретизации учения о переломах. Ч.1. О генезисе синдрома перелома/ Б.И. Сименач //Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – №3. – С.121-129.
3. Милсум Дж. Анализ биологических систем управления /Пер. с англ. Э.Л. Наппельбаума. – М.: Мир, 1968. – 502 с.
4. Двайт Г.Б. Таблицы интегралов и другие математические формулы /Пер. с англ. Н.В. Леви; Под. ред. К.А. Семендяева: изд. пятое. – М.: Наука, 1978. – 288 с.
5. Ткачук Н.А., Веретельник О. В., Труфанов И.И. Математическое моделирование поведения биоме-

ханической системы при нагружении // «Вісник НТУ „ХПІ”. Тематичний випуск „Машинознавство та САПР”, 2009, №28 – С. 106-127.

6. МШller W. Theorie der elastischen verformung. – Leipzig: Akademische verlagsgesellschaft: Geest&Portig K. – G., 1969. – 327 s.
7. Сіменач Б. Методологія як спосіб наукової діяльності/ Б. Сіменач, П. Снісаренко, О. Бабуркіна, І. Зеленецький //Ортопедия, травматология и протезирование. – 2006. – №3. – С. 110 – 115.
8. Микляев П.Г., Нешпор Г.С., Кудряшов В.Г. Кинетика разрушения. – М.: Металлургия, 1979. – 279 с.
9. Разрушение /Под ред. Г. Либовец //Пер. с англ.; В 7т. – Т.7: часть 2. – Разрушение неметаллов и композитных материалов. – М.: Мир, 1976. – 471с.

Труфанов І.І., Міренков К.В., Андріяс І.А.

Кісткова тканина – композиційна основа опорно-рухового апарату

В роботі проводиться теоретичне обґрунтування наукового підходу з математичних позицій розвитку фрактальних моделей поведінки кістки як композиційного матеріалу. З позиції використання механічних характеристик кісткової тканини отримані результати поведінки кісткової тканини під навантаженням. Побудовані механічні моделі кістки, як біомеханічного композиційного матеріалу, на основі систем інтегро-диференціальних рівнянь з урахуванням параметрів просторової геометрії опорно-рухового апарату людини при його функціонуванні під дією зовнішнього середовища, залежно від поточного часу життя організму.

Ключові слова: кісткова тканина, композит, руйнування, демпфірування

I.I. Trufanov, K.V. Mirenkov, I.A. Andriyas

The bone – a composite basis musculoskeletal system

In job the theoretical substantiation of the scientific approach from mathematical positions to development of fractal models of behavior of constructional metals and bone as composite of a material being mechanical aspects healing of crises is spent. From a position of use mechanical of the characteristics bone of a fabric the results as statement of a scientific problem of construction of mechanical models bone of a material as biomechanical composite of a material are received. Such models are under construction on the basis of systems of the integral-differential equations in view of parameters of spatial geometry of the bearing-impellent device of the man at his functioning under action of external environment in function of the current time of life organism.

Key words: bone tissue, composite, destruction, decrement.