

УДК

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ СВОЙСТВ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ

*Карпинский М.Ю., Зубатый С.С.,
Фомин Г.Г., Лавинский Д.В.*

Харьковский НИИ ортопедии и травматологии
им. проф. М.И.Ситенко
Харьковский государственный технический
университет
Харьковский государственный технический
университет радиоэлектроники

Введение

Переломы длинных костей – наиболее часто встречающийся вид повреждений, с которыми приходится иметь дело ортопеду-травматологу. Результаты лечения этих повреждений зависят не только от качества вправления перелома и выбора способа фиксации, но и в не меньшей степени от правильной тактики ведения больного в послеоперационном периоде. Ошибки, допущенные на этапе реабилитации (неправильный выбор режима компрессии/дистракции, неверный выбор режима нагрузок на поврежденную конечность и др.), могут привести к таким тяжелым осложнениям, как несрастающиеся переломы и ложные суставы. В связи с этим на первый план выходит проблема эффективного контроля за сращением перелома. Существующие методики либо субъективны, либо не могут достаточно часто использоваться (рентген). Альтернативой может стать метод вибрационного контроля, основанный на предположении о том, что целая, сломанная и срастающаяся кость с новообразованным регенератом по-разному должны реагировать на вибрационные колебания и проводить их. В технике этот метод широко используется. Например, для диагностики состояния турбин на электростанциях без остановки генераторов анализируют собственные колебания элементов турбины в процессе работы. В медицине вибрационные воздействия используются пока только в терапевтических целях, в частности для устранения иммобилизационных контрак-

тур в суставах, возникающих после лечения переломов конечностей [2,3].

Из всего изложенного вытекает цель настоящей работы:

- 1) на математической модели оценить возможность диагностики сращения переломов длинных костей с помощью вибрационных воздействий определить собственные резонансные частоты для целой и сломанной костей, а также для системы “кость-регенерат-кость”;
- 2) разработать аппаратуру для проведения экспериментальных исследований.

Материалы и методы

Для определения частот и форм собственных колебаний кости использовалась следующая расчетная схема, моделирующая плечевую кость при консервативном лечении. Модель была представлена стержнем кольцевого поперечного сечения с соотношением диаметров $d/D=1/3$ (рис.1). При этом наружный диаметр (D) стержня принимали равным 0,015 м.

Условно стержень разделялся на три участка с длинами $l_1=l_2=0,4L$, $l_3=0,2L$ соответственно. Здесь $L=0,3$ м – общая длина стержня. Один конец стержня считался жестко заземленным (то есть предполагалось отсутствие перемещений и углов поворотов во всех направлениях), а к другому прикладывалась сосредоточенная масса, равная половине массы стержня, моделирующая вес расположенного у;т сегмента конечности.

Расчеты проводили в трех вариантах:

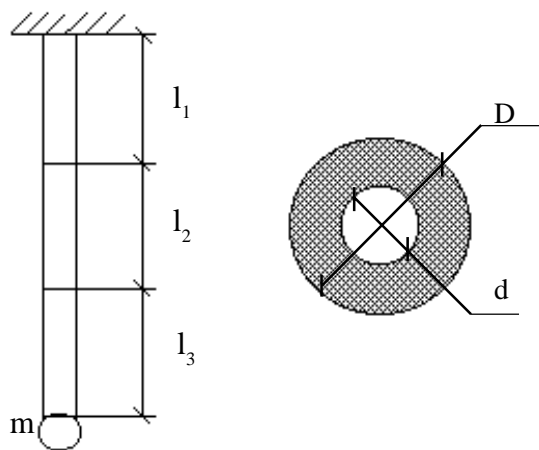


Рис.1 - Расчетная схема.

вариант А (случай здоровой кости) – механические свойства всех трех участков задавали одинаковыми и соответствующими свойствам кортикальной кости;

вариант Б (перелом на участке l_2) – на этом участке механические свойства заданы как для

мышечной ткани, то есть предполагается, что механическая связь между отломками осуществляется посредством мышц, и вся нагрузка воспринимается мышцами;

вариант В (на месте перелома новообразованный регенерат) – на участке l_2 задавали механические свойства хряща. Хотя механические свойства регенерата изменяются в процессе его формирования, в данной работе мы не ставили задачу построения кривой изменения резонансной частоты системы “кость-регенерат-кость” в процессе сращения перелома. Поэтому механические свойства регенерата заданы постоянными.

Реальные величины модуля упругости и коэффициента Пуассона [1, 4] для каждого из вариантов расчетов (далее “Вариант А”, “Вариант Б”, “Вариант В”) приведены в табл. 1.

Расчеты проводились с помощью программного комплекса COSMOS/М в рамках стержневой конечноэлементной модели.

Таблица 1. Механические характеристики костной ткани

Вариант	Модуль упругости		Коэффициент Пуассона		Плотность	
	Кость	Зона перелома	Кость	Зона перелома	Кость	Зона перелома
	$E1=E3$, МПа	$E2$, МПа	$\nu1=\nu3$	$\nu2$	$\rho1=\rho3$, кг/м ³	$\rho2$, кг/м ³
А	$1.5 \cdot 10^4$	$1.5 \cdot 10^4$	0.28	0.28	$1.99 \cdot 10^3$	$1.99 \cdot 10^3$
Б	$1.5 \cdot 10^4$	9.3	0.28	0.35	$1.99 \cdot 10^3$	$1.2 \cdot 10^3$
В	$1.5 \cdot 10^4$	50	0.28	0.35	$1.99 \cdot 10^3$	$1.2 \cdot 10^3$

Собственные исследования

В результате расчетов, проведенных по описанной схеме, получены значения собственных частот для всех трех вариантов. Первые 10 собственных частот для каждого из вариантов приведены в табл. 2.

Из табл. 2 видно, что собственные резонансные частоты целой и сломанной кости сильно отличаются друг от друга, образуя относительно широкий диапазон. Причем резонансная частота увеличивается по мере увеличения прочности регенерата. Это позволяет с большой долей уверенности предположить, что при использовании плавно перестраиваемого источника механических колебаний можно отслеживать изменения частоты резонанса в зоне перелома и тем самым контролировать степень его сращения, а возможно и определять прочность регенерата. График зависимости частоты резонанса системы “кость-регенерат-кость”

Таблица 2. Собственные частоты для трех вариантов расчета

№	Частота, Гц		
	Целая кость	Перелом	Регенерат
1	67.31	5.13	11.77
2	67.31	5.13	11.77
3	415.0	57.58	122.78
4	415.0	57.58	122.78
5	1143.14	86.2	199.02
6	1143.14	241.78	362.93
7	1621.13	241.78	362.93
8	2174.46	393.44	672.39
9	2174.46	393.44	672.39
10	3479.86	557.59	1214.39

от модуля упругости регенерата приведен на рис. 2.

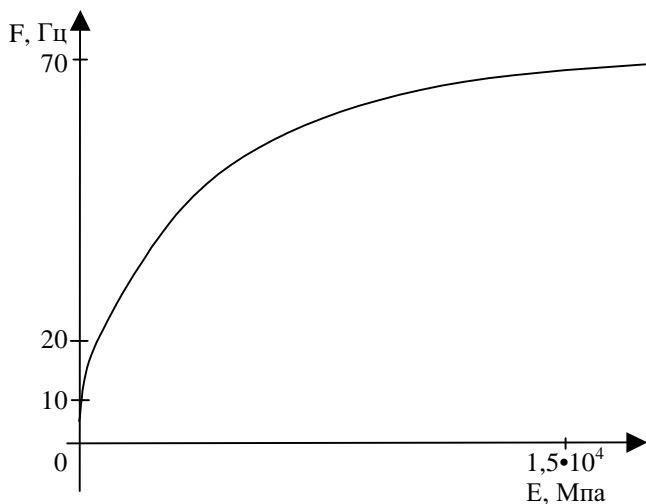


Рис. 2. – График зависимости резонансной частоты системы “кость-регенерат-кость” от модуля упругости регенерата

Как и следовало ожидать, для всех вариантов расчетов изгибные формы парные, то есть колебания во взаимно перпендикулярных плоскостях происходят с одинаковыми частотами. Этот факт легко объясним симметрией конструкции и хорошо согласуется с известными положениями теории колебаний.

Качественно же собственные формы колебаний существенно отличаются (см. рис. 3). Так введение участка с существенно меньшей жесткостью приводит к тому, что колебания для рассматриваемых первых десяти частот видны только на этом участке, а два более жестких движутся как “жесткое” целое. Как следствие этого общий уровень собственных частот для Вариантов расчета Б, В заметно ниже, чем для варианта А. Более низкой частоте соответствует и продольная форма колебаний.

В целях проведения экспериментальных исследований сотрудниками лаборатории биомеханики Харьковского НИИ ортопедии и травматологии и кафедры биомедицинской электроники Харьковского технического университета радиоэлектроники был разработан программно-аппаратный комплекс для вибрационной диагностики. Структурная схема устройства приведена на рис. 4.

Функционально устройство выполнено в виде встраиваемого блока, подключаемого к ПЭВМ посредством системной шины типа EISA, что позволяет вести обработку получаемой информации в реальном масштабе времени. Наличие трех входных каналов для подключения датчиков позволяет проводить регистрацию колебаний в трех плоскостях, что мо-

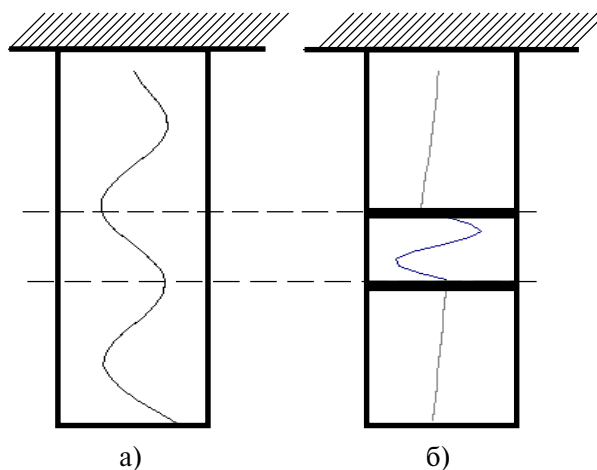


Рис. 3. – Формы собственных колебаний модели плечевой кости:

- а – для модели целой кости;
- б – для модели перелома.

жет быть полезно при диагностике в реальных условиях, когда кроме упоминавшихся в математической модели элементов, в зоне перелома присутствуют и средства фиксации (пластины, винты, стержни, спице-стержневые аппараты и т.п.). Так как проведенные расчеты показали, что в “идеальном” случае резонансные частоты парные (т.е. резонансные частоты колебаний в разных плоскостях совпадают), то резонно предположить, что наличие средств фиксации будет препятствовать распространению колебаний, причем в разных плоскостях по-разному в зависимости от типа фиксации. В этом случае должно наблюдаться расхождение резонансных частот в различных плоскостях, что может стать хорошим диагностическим признаком.

В качестве датчиков (D_1 - D_3) используются пьезоэлектрические аксельрометры, которые позволяют проводить регистрацию колебаний в

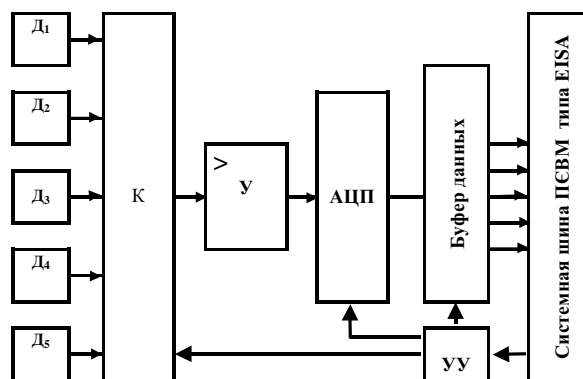


Рис. 4 – Структурная схема программно-аппаратного комплекса для вибрационной диагностики

достаточно широком диапазоне частот. Опрос датчиков осуществляется с помощью коммутатора **К**, с частотой 1000 Гц. Далее, усилитель **У** усиливает сигнал до уровня, необходимого для его преобразования в цифровой код аналого-цифровым преобразователем (АЦП). Буфер данных служит для передачи цифрового кода в ПЭВМ в целях дальнейшей обработки. Управление процессом приема информации осуществляется программным способом с помощью через устройство управления (УУ).

Программное обеспечение комплекса позволяет регистрировать форму колебаний и проводить их спектральный анализ. При регистрации колебаний в целях дальнейшей статистической обработки учитываются сегмент конечности, на котором произошел перелом, локализация и вид перелома, тип примененной фиксации. База данных позволяет хранить все

данные измерений, дополнять информацию при последующих обследованиях пациента, проводить сравнение результатов с данными предшествующих исследований.

Выводы

Как показали проведенные исследования, использование вибрационных воздействий для диагностики степени сращения переломов возможно при использовании источника механических вибраций с плавной перестройкой частоты колебаний.

Для диагностики можно использовать регистрацию как продольных, так и изгибных колебаний, так как их резонансные частоты совпадают для всех вариантов модели.

Наиболее чувствительно реагирующей на вибрационное воздействие является участок, иммитирующий зону перелома.

Литература

1. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. - Киев: Наукова думка, 1990. - 224 с.
2. Ноздрачева Э.В., Карпинский М.Ю. Влияние вибромассажа на лечение контрактур коленного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1994. - №4. - С.108-109
3. Ноздрачева Э.В., Карпинский М.Ю. Возможности функционального лечения иммобилизационных контрактур на различных стадиях их формирования // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1997. - №3. - С.57-58.
4. Rohlmann A., Mossner U., Bergmann G. Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis // J.Biomech. - 1983. - Vol.16. - №9. - P. 727-742.