

УДК 531/534: [57+61]

ПРИМЕНЕНИЕ ВИБРАЦИОННЫХ НЕРАЗРУШАЮЩИХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ В ОРТОПЕДИИ

Л.Б. Маслов*, В.И. Шапин*, Д.С. Смирнов*, С.Е. Львов**, Е.В. Блескин**

* Кафедра теоретической и прикладной механики Ивановского государственного энергетического университета, Россия, 153003, Иваново, ул. Рабфаковская, 34, e-mail: leonid-maslov@mail.ru, shapin@tipm.ispu.ru

** Кафедра травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Ивановской государственной медицинской академии, Россия, 153462, Иваново, ул. Энгельса, 8

Аннотация. Статья представляет обзор исследований в области вибрационной биомеханики опорно-двигательного аппарата человека, проводимых на протяжении длительного времени в межвузовской лаборатории «Биомеханика» г. Иваново. Авторами были разработаны оригинальные метод и оборудование для резонансной вибрационной диагностики механических повреждений мягких и твердых тканей голени человека – ахиллова сухожилия и большеберцовой кости. Предлагаемый подход к определению физиологического состояния мягких и твердых тканей человека основан на анализе динамического отклика биомеханического объекта на гармоническое возбуждение с частотой, плавно меняющейся в заданных пределах. Экспериментальное оборудование позволяет записывать амплитудно-частотные характеристики тканей голени человека автоматически для различных видов вибрационного возбуждения и различных позиций стопы. Вид и числовые параметры резонансных кривых зависят от физико-механических параметров исследуемого объекта, обусловленных действительным состоянием тканей в зоне повреждения. Исследования на разработанном оборудовании проводились в госпитале ветеранов войн г. Иваново врачами Ивановской государственной медицинской академии. Было проанализировано более ста амплитудно-частотных характеристик, в результате чего экспериментально обнаружены динамические реакции сухожильно-мышечного комплекса голени и большеберцовой кости на локальное вибрационное возбуждение. Статистическая обработка экспериментальных данных показала, что основная резонансная частота и амплитуда колебаний сухожильно-мышечного комплекса толчковой конечности равны $45,1 \pm 1,12$ Гц и $12,63 \pm 0,16$ м/с², соответственно. Резонанс колебаний большеберцовой кости, находящейся в естественных физиологических условиях, составляет $125,5 \pm 2,61$ Гц с амплитудой $0,87 \pm 0,03$ м/с². В результате проведенных клинических исследований было установлено, что имеется достоверное различие между амплитудно-частотными характеристиками здоровой голени и голени с поврежденными внутренними тканями. Это позволило разработать систему диагностических признаков механических повреждений основных элементов опорно-двигательного аппарата нижней конечности человека. В результате предложенный метод и аппаратура для локальной низкочастотной вибрационной диагностики функционального состояния мягких и твердых тканей могут быть применены в клинической практике при лечении травм опорно-двигательной системы человека.

Ключевые слова: биомеханика опорно-двигательного аппарата человека, вибрационная диагностика, ахиллово сухожилие, большеберцовая кость, амплитудно-частотная характеристика.

Введение

Методы активной вибрационной диагностики широко применяются для неразрушающего контроля машин и механизмов на протяжении многих лет [1]. Вибрационная диагностика – это научная дисциплина, имеющая дело с оценкой технического состояния механических конструкций по колебательным процессам. Исследуемый частотный спектр колебаний достаточно широк и включает также акустический диапазон. Принято различать пассивную, или функциональную, и активную, или тестовую, вибрационную диагностику. В тестовой вибрационной диагностике используются вынужденные колебания для оценки технического состояния объекта.

Начиная с восьмидесятых годов двадцатого века, инженеры и ученые, работающие в области инженерной биомеханики, делали попытки конверсии вибрационных диагностических технологий в область медицинских приложений. Например, были предложены вибрационные методы тестовой диагностики перелома большеберцовой кости [2, 3] и диагностики расшатывания ножки эндопротеза в интрамедуллярном канале бедренной кости [4].

Точная диагностика разрывов ахиллова сухожилия и непрерывный контроль процесса реабилитации также представляют актуальную медицинскую проблему. Повреждения ахиллова сухожилия резко снижают физиологическое натяжение мышцы, приводят к грубым функциональным сдвигам нервно-мышечного аппарата или к устойчивой инвалидности. Традиционные методы травматологии определения разрыва сухожилия не могут обеспечить необходимой достоверности диагностики. Статистический анализ показывает, что диагностические ошибки встречаются в 63% случаев. Современные методы сканирования тканей, такие как рентгеновские, радиоизотопные или ядерно-магнитная томография, достаточно дорогие и имеют строгие ограничения на их применение. Поэтому вибрационная технология представляется довольно привлекательной по причине неинвазивности обследования и отсутствия риска для пациента в силу применения механических возбуждений низкой энергии.

Диагностика повреждений костных тканей, как правило, не представляет таких трудностей, как диагностика разрывов мягких тканей. Однако в данном случае возникает другая серьезная проблема. В вышеприведенной литературе отмечалось, что широко распространенные рентгенологические аппараты не могут давать желаемую оценку жесткости регенерата, поскольку «радиологическое срастание» обломков кости, т.е. такое, которое становится заметным на рентгеновских снимках, возникает значительно позже – через несколько недель после клинического срастания, позволяющего легкое хождение по горизонтальной поверхности. Поэтому предлагается использовать тестовую вибрационную диагностику для оценки жесткости регенерата в зоне перелома кости. Своевременная диагностика механической прочности состояния кости в процессе срастания позволяет сократить сроки иммобилизации, обеспечить раннее нагружение живых тканей, что является весьма актуальным с точки зрения восстановления нормального обменного процесса в тканях и костной адаптации после длительного периода нахождения пациента в гипсовой повязке или аппарате внешней фиксации.

Значительный вклад в изучение резонансных свойств твердых тканей голени *in vitro* внесла группа ученых из университетов Бельгии и Дании [2, 3]. В начале восьмидесятых годов ими были разработаны два вибрационных метода оценки жесткости большеберцовой кости на основе изучения вынужденных колебаний объекта: импульсно-частотный (*Impulse Frequency Response*) и вибрационно-

резонансный (*Bone Resonance Analysis*), известный у нас как активная резонансная вибродиагностика. Оба метода были применены к исследованию резонансных свойств большеберцовой кости голени *in vitro*.

Детальный анализ резонансных частот и форм колебаний изолированной большеберцовой кости при свободных граничных условиях приведен в публикациях японских ученых [5]. Авторы используют рассмотренный ранее экспериментальный импульсно-частотный метод, в котором колебания возбуждаются импульсным молотком с одного конца кости и выходной сигнал вдоль кости регистрируется датчиком-акселерометром. Входной и выходной временные сигналы передаются в двухканальный Фурье-преобразователь, в котором определяется спектр колебаний и передаточная функция как отношение значений выходного сигнала к входному при заданной частоте. В статье представлены результаты исследования одной сухой большеберцовой кости человека и четырех образцов насыщенной физиологическим раствором большеберцовой кости совместно с малоберцовой костью без мягких тканей.

Представленные результаты обладали несомненной ценностью как первые, достаточно подробные исследования резонансных свойств большеберцовой кости, но при этом оставляли нерешенным ряд вопросов. В частности, все эксперименты проводились на изолированной кости *in vitro*.

Данная работа представляет обзор исследований в области вибрационной биомеханики опорно-двигательного аппарата человека, проводимых в межвузовской лаборатории «Биомеханика» под руководством профессора В.И. Шапина, заведующего кафедрой теоретической и прикладной механики Ивановского государственного энергетического университета, и профессора С.Е. Львова, заведующего кафедрой травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии Ивановской государственной медицинской академии.

Материалы и методы

Было разработано экспериментальное оборудование для вибрационных исследований основных элементов опорно-двигательного аппарата голени человека – ахиллова сухожилия и большеберцовой кости [6]. Предложенный подход позволяет исследователю определить физиологическое состояние тканей посредством анализа отклика системы на локальное вибрационное воздействие.

Структурная схема разработанного устройства для диагностики функционального состояния сухожильно-мышечного комплекса голени, состоящего из ахиллова сухожилия и трехглавой мышцы, представлена на рис. 1. Устройство содержит платформу, на которой неподвижно закреплен вибратор (1), шину для фиксации конечности в нормальном физиологическом положении (2), располагающуюся на металлической жестко закрепленной кушетке (3), опорную площадку (4) и динамометрический датчик (5). Стопа обследуемого пациента (6) устанавливается на площадку и фиксируется ремнями. Для изменения положения стопы площадка имеет поворотный механизм (7), ось вращения которого совпадает с осью голеностопного сустава (8). Возбуждение механических колебаний осуществляется перпендикулярно оси ахиллова сухожилия электродинамическим вибратором (1) посредством штока (9), снабженного наконечником (10). Частота и амплитуда вынужденных колебаний изменяются посредством звукового генератора (11) и усилителя мощности (12). Измерение колебаний проводится датчиком-акселерометром (13), закрепленным на ахилловом сухожилии посредством самосцепляющейся ленты. Выходной сигнал, характеризующий колебания

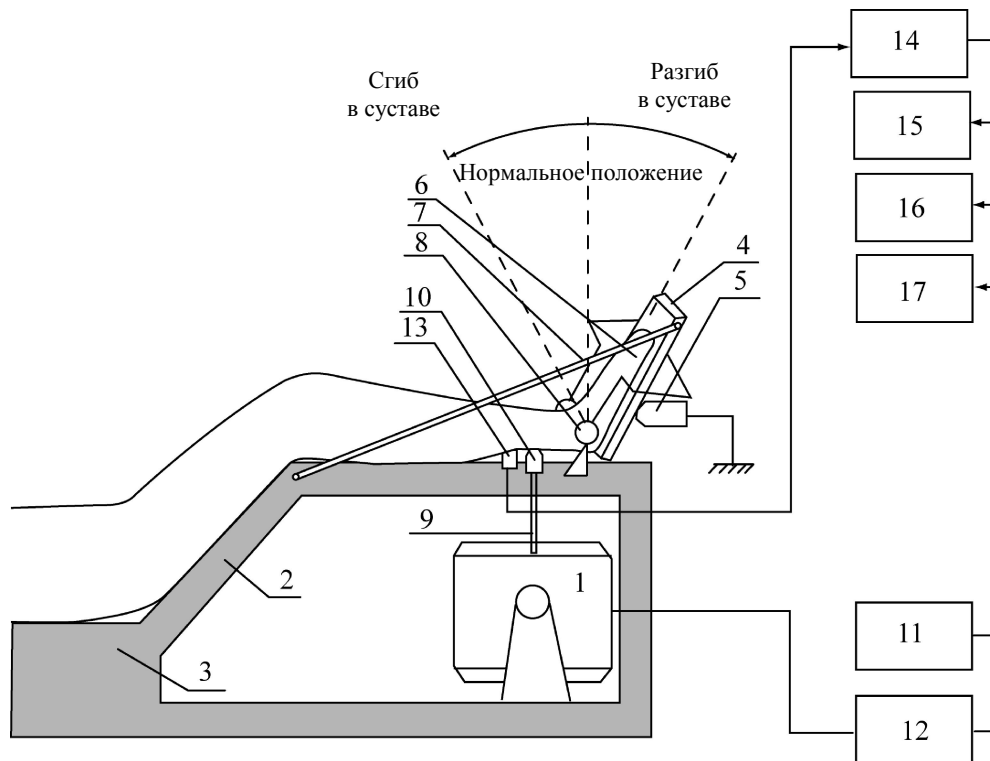


Рис. 1. Структурная схема устройства для диагностики функционального состояния сухожильно-мышечного комплекса голени: вибратор (1), фиксирующая шина (2), кушетка (3), опорная площадка (4), динамометрический датчик (5), стопа (6), поворотный механизм (7), ось (8), шток (9), наконечник (10), звуковой генератор (11), усилитель (12), датчик-акселерометр (13), усилитель (14), виброизмеритель (15), осциллограф (16), самописец (17)

сухожильно-мышечного комплекса, усиливается (14) и регистрируется виброизмерителем (15), осциллографом (16) или самописцем (17).

Устройство применяется следующим образом. Обследуемый пациент укладывается на кушетку, конечность помещается на шину (2) и фиксируется ремнями на уровне бедра и на опорной площадке для стопы (4). В проекции средней трети ахиллова сухожилия самосцепляющейся лентой фиксируется датчик-акселерометр. Исследования можно проводить при любом положении стопы и любом статическом усилии, развиваемом сгибателями и разгибателями стопы.

Экспериментальное оборудование позволяет записывать амплитудно-частотные характеристики, или резонансные кривые, сухожильно-мышечного комплекса человека автоматически для различных видов вибрационного возбуждения и различных позиций стопы. Амплитудно-частотная характеристика описывает зависимость между частотой возбуждающей силы и амплитудой ускорения колебаний мягких тканей в фиксированной точке на икроножной мышце. Вид и числовые параметры резонансной кривой зависят от физико-механических параметров исследуемого объекта, обусловленных действительным состоянием тканей в зоне повреждения.

Авторами также были разработаны экспериментальные схемы для вибрационной диагностики длинных трубчатых костей. Согласно первой методике изолированная кость может быть исследована *in vitro*, в то время как второй метод предназначен для исследования кости в естественных физиологических условиях *in vivo*.

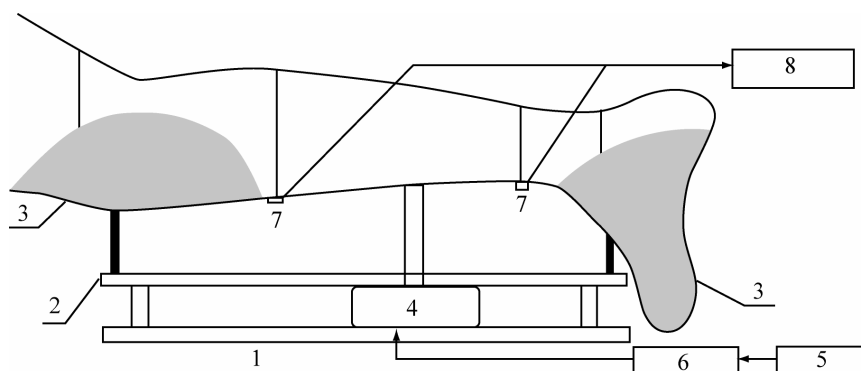
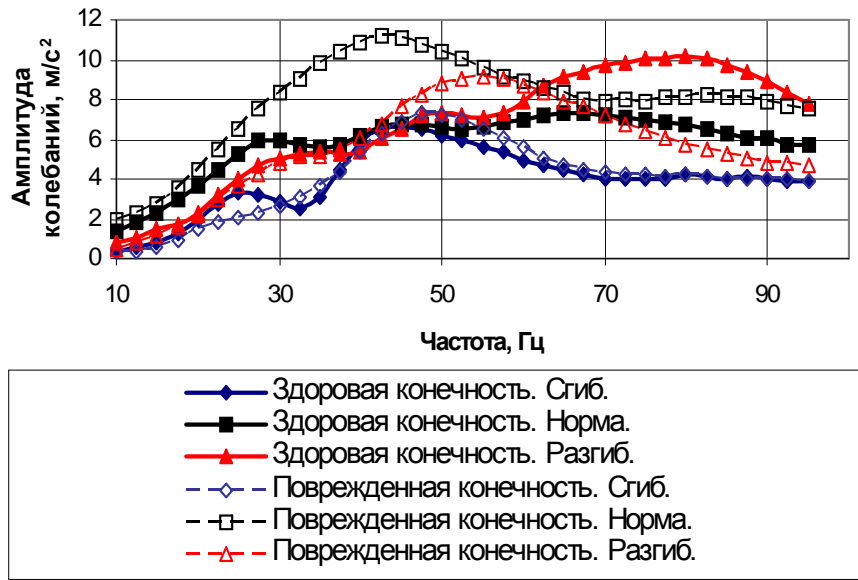


Рис. 2. Структурная схема устройства для диагностики функционального состояния большеберцовой кости: основание (1), опорная площадка (2), устройства фиксации (3), вибратор (4), звуковой генератор (5), усилитель мощности (6), датчики-акселерометры (7), виброизмеритель (8)

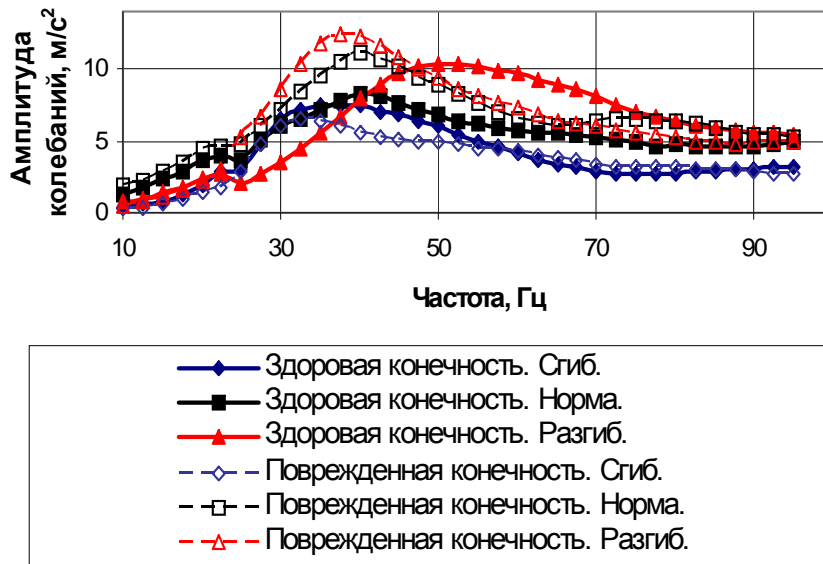
Было разработано специальное лабораторное оборудование для регистрации и анализа амплитудно-частотных характеристик большеберцовой кости *in vivo*. Вибрационный стенд (рис. 2) установлен на массивном основании (1) и выполнен в виде опорной площадки (2) с набором устройств для размещения и фиксации голени человека в коленном и голеностопном суставах (3) и вибратором (4). Исследование проводится в положении человека лежа на животе. Стопа и коленный сустав обследуемого пациента позиционируются на опорных устройствах (3) и фиксируются ремнями. Для изменения положения стопы площадка имеет поворотный механизм, ось вращения которого совпадает с осью голеностопного сустава. Возбуждение механических колебаний осуществляется электродинамическим вибратором (4) перпендикулярно оси голени посредством штока с резиновым наконечником.

Для исследования колебаний большеберцовой кости сигнал подается на ее передний край, легко прощупываемый через кожу, в средней части диафиза. Частота и амплитуда вынужденных колебаний изменяются посредством звукового генератора (5) и усилителя мощности (6). Измерение колебаний проводится двумя датчиками-акселерометрами (7), закрепленными на коже в плоскости латеральной проекции большеберцовой кости в выбранных точках дистально и проксимально от точки возбуждения. Параметры колебательного процесса регистрируются после предварительного усиления сигнала с датчика виброизмерителем (8). Таким образом, имеется возможность вести запись амплитудно-частотных характеристик объекта одновременно с проксимального и дистального датчиков.

Авторами были проведены исследования на здоровой и поврежденной голени физически здоровых людей сходного роста, веса, возраста и пола (мужчины 30-35 лет, рост 175-185 см, вес 65-75 кг), не имеющих противопоказаний к применению вибрационных методов. Группа добровольцев состояла из шести человек, испытания проводились 2-3 раза в неделю на каждой голени в течение месяца в госпитале ветеранов войн г. Иваново врачами Ивановской государственной медицинской академии. Для повышения точности измерений регистрация амплитудно-частотной характеристики с большеберцовой кости осуществлялась по три раза в течение одного тестирования с двух датчиков. Все первичные результаты систематизировались и подвергались стандартной статистической обработке.

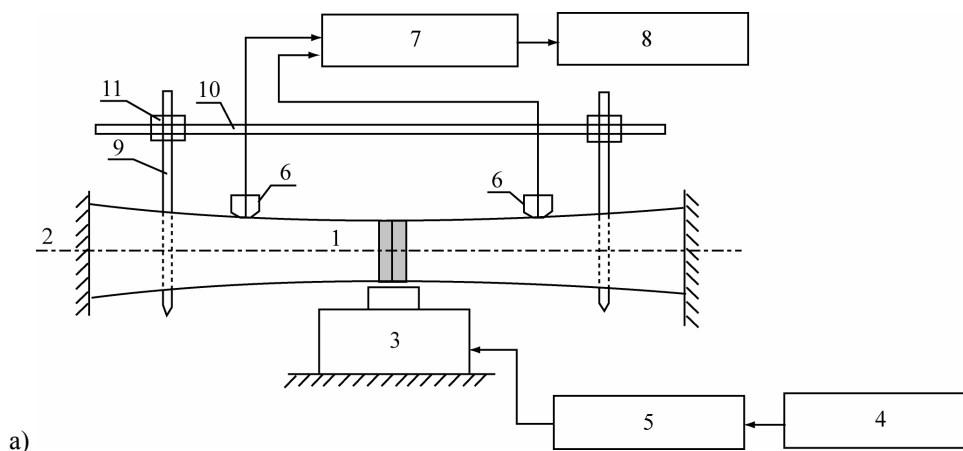


а)

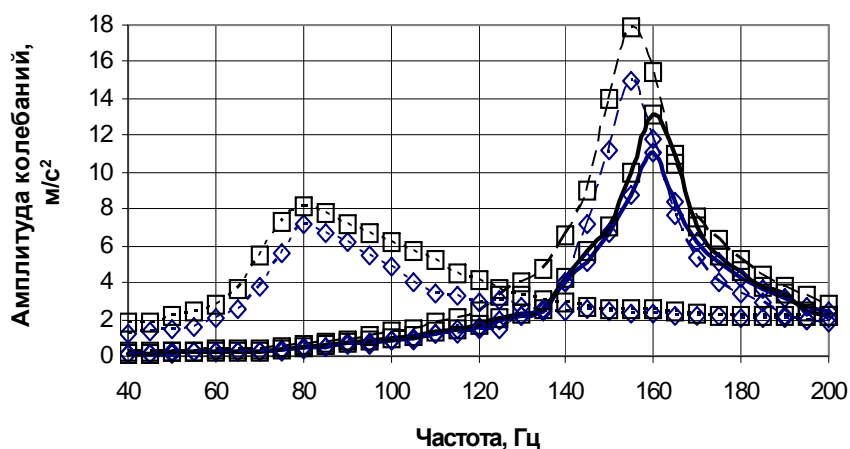


б)

Рис. 3. Амплитудно-частотные характеристики сухожильно-мышечного комплекса поврежденной и контралатеральной (здоровой) голени двух пациентов, перенесших травму ахиллова сухожилия, при различных поворотах стопы относительно среднефизиологического положения: (а) случай свежего разрыва ахиллова сухожилия – 2 дня, (б) случай застарелого разрыва ахиллова сухожилия – 30 дней



а)



б)

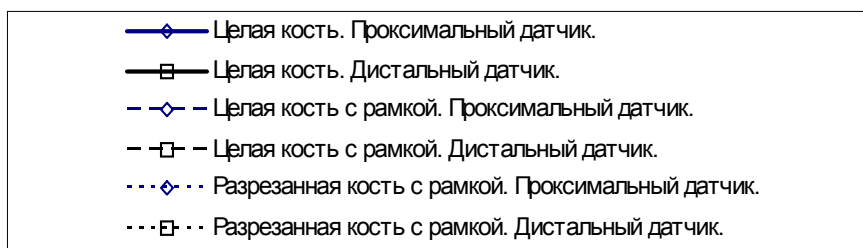


Рис. 4. (а) – Структурная схема устройства для моделирования процесса остеосинтеза большеберцовой кости: объект исследования (1), неподвижное основание (2), электродинамический вибратор (3), звуковой генератор (4), усилитель мощности (5), датчики-акселерометры (6), предварительный усилитель (7), виброизмеритель (8), вертикальные стержни (9), горизонтальная штанга (10), резьбовые соединения (11). (б) – Амплитудно-частотные характеристики большеберцовой кости *in vitro* в трех состояниях, измеренные проксимальным и дистальным датчиками

Результаты

В результате исследования амплитудно-частотных характеристик сухожильно-мышечного комплекса голени были экспериментально обнаружены динамические реакции мягких тканей на локальное вибрационное возбуждение. На рисунках приведены примеры амплитудно-частотных характеристик сухожильно-мышечного комплекса неповрежденной голени при различных поворотах стопы относительно нейтрального положения, условно принятого за начало отсчета угловой координаты (рис. 3).

Было установлено, что имеется достоверное различие в амплитудно-частотных характеристиках сухожильно-мышечного комплекса здоровой голени и поврежденной голени в случае свежего или застарелого разрыва ахиллова сухожилия. В качестве примера на рисунках приведены амплитудно-частотные характеристики здоровой (рис. 3а) и поврежденной (рис. 3б) конечности двух пациентов А и В, имеющих свежий (2 дня) и застарелый (30 дней) разрыв сухожилия, соответственно. На рисунках заметны значительные качественные различия в амплитудно-частотных характеристиках здоровой и поврежденной голени. Эти различия обобщены и представлены в числовом виде как диагностические признаки разрыва ахиллова сухожилия в следующем параграфе.

Авторами также был исследован процесс остеосинтеза *in vitro* на примере изолированной большеберцовой кости. На рис. 4 показаны схема эксперимента (а) и результаты вибрационных испытаний (б) целой кости, целой кости с фиксатором в виде плоской рамной конструкции и разрезанной кости, скрепленной фиксатором. Фиксирующее устройство (рис. 4а) представляет собой два вертикальных стержня, соединенных между собой поперечной горизонтальной штангой с резьбовыми соединениями на концах. Рамная конструкция позволяет создавать осевую компрессию кости.

Был проведен также ряд модельных экспериментов по заполнению паза между половинками кости связующим материалом. Наблюдение за процессом консолидации кости позволило сделать вывод о чувствительности амплитудно-частотной характеристики системы к изменению общей жесткости системы.

Результаты исследования вынужденных колебаний большеберцовой кости, находящейся в естественных физиологических условиях, показаны на рис. 5. Графики представляют собой осредненные амплитудно-частотные характеристики, измеренные в двух точках дистально и проксимально от области возбуждения посередине кости.

Обсуждение

Статистическая обработка экспериментальных данных показала, что параметры первого наблюдаемого на амплитудно-частотных характеристиках резонанса сухожильно-мышечного комплекса для толчковой и не толчковой конечностей составляют, соответственно:

- резонансная частота $43,1 \pm 2,24$ и $45,1 \pm 1,12$ Гц;
- амплитуда $14,05 \pm 0,77$ и $12,63 \pm 0,16$ м/с²;
- коэффициент рассеяния энергии $2,2 \pm 0,09$ и $2,1 \pm 0,08$.

Интересно отметить, что все обследуемые добровольцы свидетельствовали о наличии субъективных ощущений в зоне вибрационного воздействия при прохождении через резонанс. Наименее комфортное состояние пациенты испытывали еще до первого

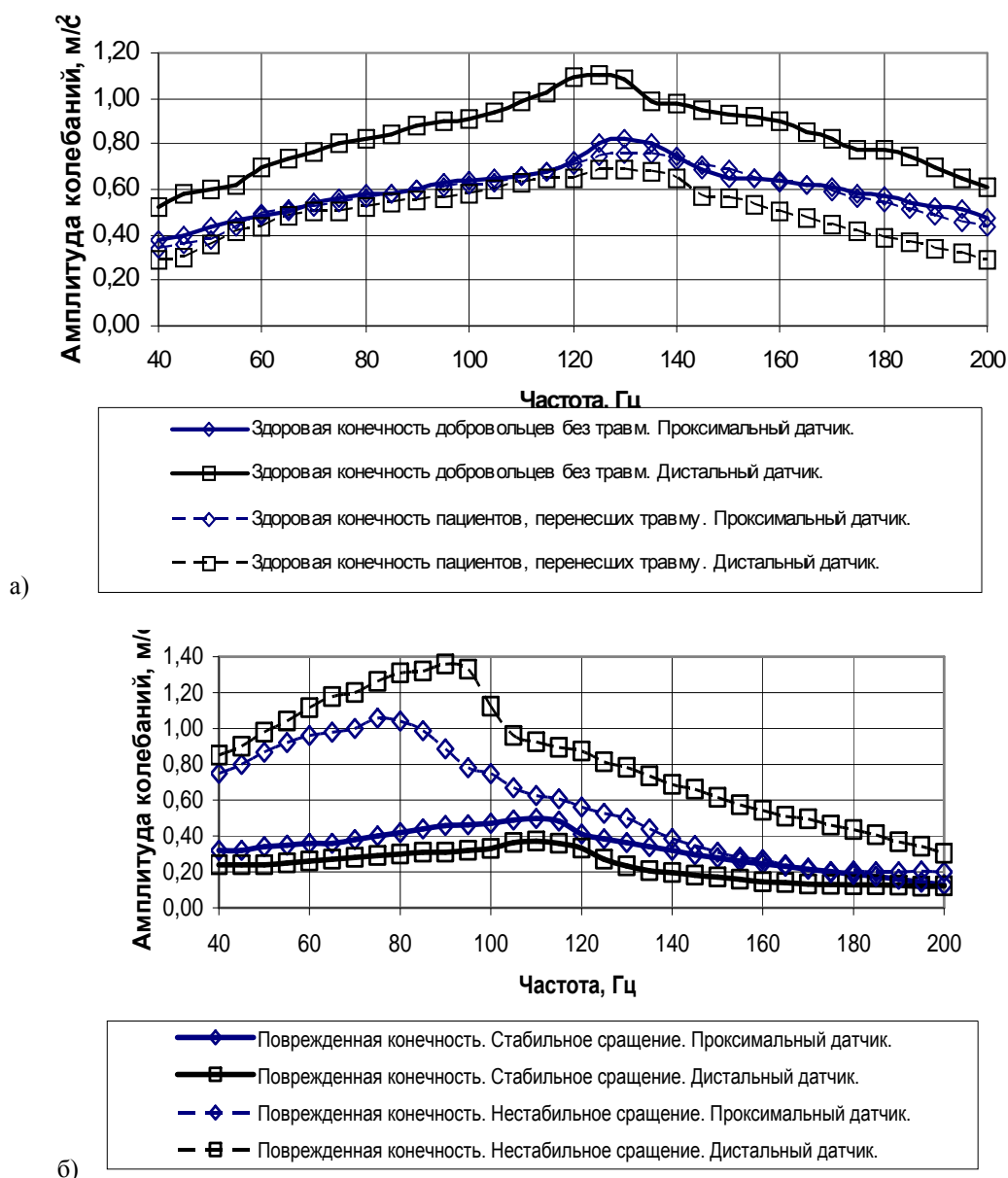


Рис. 5. Амплитудно-частотные характеристики большеберцовой кости *in vivo*, измеренные в двух точках дистально и проксимально от области возбуждения посередине кости: (а) – здоровая конечность добровольцев без травм и пациентов, перенесших травму контралатеральной конечности; (б) – поврежденная конечность пациентов, перенесших травму большеберцовой кости, в случае стабильного и нестабильного сращения перелома

резонанса натянутого сухожилия в области низких частот до 30 Гц, близких к собственной частоте колебаний вибратора.

Отметим общие свойства неповрежденного сухожильно-мышечного комплекса (рис. 3а). Резонансные частоты и амплитуды колебаний сухожилия существенно зависят от величины и углового направления поворота стопы. При разгибе резонансные частоты и амплитуды увеличиваются, при сгибе стопы – уменьшаются. Обоснованием смещения резонансной частоты служит известная теоретическая зависимость частоты продольных колебаний стержня, подверженного растяжению или сжатию, от величины продольной силы. При повороте стопы ахиллово сухожилие также может натягиваться

или, наоборот, сжиматься, что приводит к смещению резонансной частоты всего сухожильно-мышечного комплекса.

Как правило, на амплитудно-частотной характеристике наблюдается несколько резонансных пиков. Это может быть связано с тем, что мягкие ткани голени образованы множеством мышц, находящихся в различном напряженном состоянии. Соответственно, их упругие характеристики различны, что приводит к возникновению парциальных колебательных контуров, проявляющихся на графиках амплитудно-частотной характеристики в виде отдельных резонансных пиков. Ввиду значительного вязкого трения, возникающего в мягких тканях, пики могут быть сильно сглажены.

Измерения показали, что значения резонансных частот и амплитуд зависят от многих факторов, таких как размеров голени человека, возраста, степени тренированности и других физиологических параметров. Это представляет значительную трудность при анализе результатов и определения средних характеристик, справедливых для определенных групп людей.

В результате проведенных клинических исследований было установлено, что имеется достоверное различие между амплитудно-частотными характеристиками сухожильно-мышечного комплекса здоровой голени и поврежденной голени в случае свежего или застарелого разрыва ахиллова сухожилия (рис. 3а, б).

На основе проведенного анализа экспериментальных данных и результатов компьютерного моделирования здоровой и поврежденной конечности была разработана система диагностических признаков разрыва ахиллова сухожилия. Эти признаки приведены ниже.

1. Значения основных резонансных частот, соответствующих различным угловым позициям стопы, сближаются друг с другом. В случае свежего разрыва сухожилия данный признак выражен отчетливее и разброс частот меньше, чем в случае застарелого разрыва.
2. Эквивалентный уровень резонансных амплитуд, соответствующих различным угловым позициям стопы, остается почти неизменным в случае свежего разрыва сухожилия или увеличивается в случае застарелого разрыва.
3. В любом положении стопы количество наблюдаемых на графиках амплитудно-частотных характеристик резонансных пиков уменьшается.

Кроме качественных признаков, авторы разработали количественную систему оценки состояния сухожильно-мышечного комплекса. В качестве основного диагностического параметра предложен эквивалентный разброс резонансных частот и амплитуд в трех угловых положениях стопы:

$$\Delta\omega_{eqv} = \sqrt{0,5\left((\omega_2 - \omega_1)^2 + (\omega_3 - \omega_1)^2 + (\omega_3 - \omega_2)^2\right)}, \quad (1)$$

$$\Delta a_{eqv} = \sqrt{0,5\left((a_2 - a_1)^2 + (a_3 - a_1)^2 + (a_3 - a_2)^2\right)}, \quad (2)$$

где $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ – значения резонансных частот основной формы колебаний ахиллова сухожилия в трех положениях стопы: сгиб, среднефизиологическое положение (норма) и разгиб, a_1, a_2, a_3 – значения резонансных амплитуд основной формы колебаний ахиллова сухожилия в тех же положениях стопы. Ранее методами математического моделирования было показано, что поворот стопы в голеностопном суставе приводит к увеличению резонансной частоты и амплитуды поперечных колебаний ахиллова сухожилия [7]. Поэтому для идеальной системы должны соблюдаться условия: $\omega_1 < \omega_2 < \omega_3$ и $a_1 < a_2 < a_3$. Однако, как видно на графиках амплитудно-частотных характеристик (рис. 3а, б), данная закономерность может нарушаться в случае

поврежденной конечности. Для того чтобы учесть данное явление в диагностических критериях (1) и (2), принято следующее правило при вычислении значений $\Delta\omega_{eqv}$ и Δa_{eqv} : если любая из разностей $\omega_i - \omega_j$ или $a_i - a_j$ ($i > j$) принимает отрицательное значение, то в расчете соответствующего критерия значение данной разности полагается равным нулю.

В качестве примера в таблице приведен количественный анализ амплитудно-частотных характеристик двух пациентов А и В. Он показал значительное уменьшение значения частотного критерия $\Delta\omega_{eqv}$ в случае свежего и застарелого разрыва сухожилия, соответственно, на 74% и 57% от первоначального значения. Амплитудный критерий демонстрирует аналогичную зависимость при свежем разрыве, но численно менее выраженную, и противоположную тенденцию – существенное увеличение значения – при застарелом [8]. В случае пациента В, имеющего застарелый разрыв ахиллова сухожилия, значение критерия Δa_{eqv} увеличилось более чем в 2 раза. Как было отмечено выше, дополнительными диагностическими признаками разрыва сухожилия служат отрицательные значения разности частот и амплитуд в положениях норма-сгиб, разгиб-сгиб и разгиб-норма, а также уменьшение количества резонансных пиков на графиках амплитудно-частотных характеристик.

Результаты анализа амплитудно-частотных характеристик модельного комплекса, состоящего из изолированной большеберцовой кости и аппарата внешней фиксации (рис. 4а), позволяют сделать следующие выводы о колебательных свойства системы. Основная резонансная частота целой изолированной кости составляет приблизительно 165 Гц (рис. 4б). Наличие фиксатора снижает резонансную частоту до уровня 155 Гц. Распил кости в центре с сохранением при этом осевой компрессии приводит к значительному снижению основной частоты вынужденных колебаний до 85 Гц.

Таблица

Расчет диагностических критериев разрыва ахиллова сухожилия

Пациент	Конечность	Резонансная частота, Гц			Резонансная амплитуда, м/с ²			Вариации частот, Гц			Вариации амплитуд, м/с ²			Частотный критерий, Гц	Амплитудн. критерий, м/с ²
		Сгиб	Норма	Разгиб	Сгиб	Норма	Разгиб	Норма/Сгиб	Разгиб/Сгиб	Разгиб/Норма	Норма/Сгиб	Разгиб/Сгиб	Разгиб/Норма		
А	Здоровая	45,0	63,0	80,0	6,4	7,2	10,2	18,0	35,0	17,0	0,8	3,8	3,0	30,32	3,47
	Поврежденная	48,0	43,0	53,0	7,3	11,2	9,1	-5,0	5,0	10,0	3,9	1,8	-2,1	7,91	3,04
В	Здоровая	35,0	40,0	51,0	7,5	8,2	10,4	5,0	16,0	11,0	0,7	2,9	2,2	14,18	2,61
	Поврежденная	33,0	40,0	38,0	6,5	11,1	12,4	7,0	5,0	-2,0	4,6	5,9	1,3	6,08	5,37

Статистическая обработка результатов измерений вынужденных колебаний большеберцовой кости, находящейся в естественных физиологических условиях, позволяет сделать следующие выводы. Резонанс колебаний большеберцовой кости голени здоровых людей составляет на проксимальном конце $128 \pm 3,52$ Гц с амплитудой $0,78 \pm 0,03$ м/с², на дистальном конце $125,5 \pm 2,61$ Гц с амплитудой $0,87 \pm 0,03$ м/с² (рис. 5). В случае пациентов, лечившихся методом остеосинтеза с применением аппарата внешней фиксации Илизарова, неповрежденная большеберцовая кость контралатеральной конечности имеет резонанс на частотах

129,4 ± 2,58 Гц и 127,8 ± 2,26 Гц при измерениях проксимальным и дистальным датчиками. Амплитуды колебаний равны 0,74 ± 0,05 м/с² и 0,68 ± 0,06 м/с², соответственно. Экспериментально определенная форма колебаний достаточно точно соответствует первой изгибной моде большеберцовой кости, шарнирно-закрепленной в коленном и голеностопном суставах, в сагиттальной плоскости.

Сопоставляя эти данные, можно увидеть, что нет достоверной разницы между резонансными частотами и соответствующими им амплитудами большеберцовой кости здорового человека и здоровой голени пациента, лечившегося методом остеосинтеза. Это означает, что, так как метод аппарата Илизарова позволяет более раннее легкое нагружение после операции, дегенеративный процесс резорбции кости не может сильно распространиться в костной ткани, что возможно при иммобилизации после операции.

Полученные отличия в значениях резонансных частот, регистрируемых дистальным и проксимальным датчиками, могут быть связаны с влиянием нежестких граничных условий и мягких тканей. Однако, с учетом доверительного интервала, можно отметить, что регистрируемая резонансная частота лежит в пределах 123-132 Гц.

Подчеркнем, что приведенные резонансные характеристики соответствуют большеберцовой кости в естественных анатомических условиях, т.е. при нормальной температуре тела, наличии внутритканевой жидкости и в окружении мягких тканей. Естественно предположить, что эти условия могут существенно влиять на вид амплитудно-частотных характеристик кости.

Согласно исследованиям, проведенным на изолированной большеберцовой кости, резонансная частота кости составляла 165 Гц (рис. 4б). Это значение больше, чем полученные значения частоты *in vivo* (рис. 5). Отличие в резонансных частотах изолированной большеберцовой кости и здоровой голени объясняется тем, что, во-первых, голень имеет большую массу, чем изолированная большеберцовая кость, а во-вторых, малоберцовая кость и мягкие ткани являются своеобразными амортизаторами, поглощающими колебания, уменьшающими амплитуду и снижающими собственную частоту колебаний.

На рис. 5 показаны осредненные амплитудно-частотные характеристики большеберцовой кости пациентов, перенесших операцию остеосинтеза после закрытого перелома большеберцовой кости, для случаев клинически стабильного и нестабильного сращения кости. В момент проведения вибрационного исследования аппарат внешней фиксации Илизарова, используемый для операции остеосинтеза, был уже снят. Результаты измерений позволяют сделать следующие выводы.

В случае клинически стабильного сращения большеберцовой кости основная резонансная частота поперечных колебаний большеберцовой кости в сагиттальной плоскости составляет 117 ± 3,34 Гц и 115 ± 3,49 Гц при измерении проксимальным и дистальным датчиком соответственно. Значения соответствующих им резонансных амплитуд равны 0,49 ± 0,06 м/с² и 0,37 ± 0,06 м/с². В случае клинически нестабильного сращения кости основная резонансная частота поперечных колебаний большеберцовой кости в сагиттальной плоскости составляет 88,3 ± 2,47 Гц и 75 ± 2,53 Гц при измерении проксимальным и дистальным датчиком, соответственно. Значения соответствующих им резонансных амплитуд равны 1,06 ± 0,04 м/с² и 1,39 ± 0,04 м/с².

Заметим, что небольшое уменьшение резонансной частоты и амплитуды происходит при стабильном сращении большеберцовой кости. Еще более понижается резонансная частота и увеличивается амплитуда колебаний, когда сращение было нестабильное. Уменьшение резонансной частоты и амплитуды при стабильном регенерате происходит в результате того, что согласно клиническим наблюдениям,

после снятия аппарата Илизарова окончательная перестройка регенерата происходит в условиях функциональной нагрузки в более поздние сроки. Значительное понижение резонансной частоты и увеличение амплитуды при неполном сращении кости можно объяснить тем, что в костной мозоли не происходит полной замены хрящевой ткани костной, что приводит к понижению жесткости системы.

Таким образом, полученные результаты позволяют предположить, что уменьшение резонансных частот может служить критерием возможного несращения кости и использоваться в качестве диагностического показателя при оценке стабильности костного регенерата.

Кроме того, сопоставляя разницу между амплитудами колебаний и резонансными частотами на проксимальном и дистальном датчиках, нужно отметить, что достоверная разница наблюдается, только когда сращение кости было нестабильным, что дает возможность проксимальной и дистальной частям кости совершать колебания с большими амплитудами, различными по значению. Это также может служить дополнительным диагностическим признаком нестабильного сращения кости.

Заключение

Проведенные экспериментальные исследования позволяют сделать вывод, что разработанный метод и аппаратура для локальной низкочастотной вибрационной диагностики функционального состояния мягких и твердых тканей могут быть применены в клинической практике при лечении травм опорно-двигательной системы человека.

Предложенные диагностические признаки повреждений живых тканей основаны на анализе амплитудно-частотных характеристик основных элементов опорно-двигательного аппарата, таких как ахиллово сухожилие совместно с трехглавой мышцей голени и большеберцовая кость. Дополнительно к стандартным методам исследований закрытых повреждений опорно-двигательного аппарата разработанное экспериментальное оборудование предназначено для идентификации свежих или застарелых подкожных разрывов ахиллова сухожилия, а также для оценки жесткости костной мозоли после перелома большеберцовой кости во время последующего лечения. Сравнение амплитудно-частотных характеристик поврежденной конечности с резонансными кривыми контралатеральной конечности и эталонными характеристиками элементов позволяет установить степень повреждения объекта или жесткость регенерата в процессе восстановления целостности тканей.

Разработанная методика может быть также использована для диагностики функционального состояния других биомеханических элементов опорно-двигательной системы человека – твердых и мягких тканей бедра, плеча или предплечья. В настоящее время в лаборатории «Биомеханика» проводятся исследования по применению вибрационной аппаратуры в качестве дополнительного вибрационного тренажера для восстановления упругих свойств поврежденных тканей нижней конечности человека и подвижности голеностопного сустава после длительной иммобилизации.

Список литературы

1. *Korablev, S.S.* Vibration diagnostics in instruments and constructions / S.S. Korablev, V.I. Shapin, J.E. Philatov. – New York: Hemisphaera, 1989.
2. *Christensen, A.B.* Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ – I. Identification of mode shapes in different supporting conditions / A.B. Christensen, F. Ammitzboll, C. Dyrbye, M. Cornelissen, P. Cornelissen, G. Van Der Perre // *Journal of Biomechanics*. –1986. –Vol. 19, No. 1. – P. 53-60.
3. *Christensen, M.* Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ – III. Sensitivity of different modes and interpretation of vibration measurements / M. Cornelissen, P. Cornelissen, G. Van Der Perre, A.B. Christensen, F. Ammitzboll, C. Dyrbye // *Journal of Biomechanics*. – 1987. – Vol. 20, No. 4. – P. 333-342.
4. *Georgiou, A.P.* Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique / A.P. Georgiou, J.L. Cunningham // *Clinical Biomechanics*. – 2001. – Vol. 16, No. 4. – P. 315-323.
5. *Nakatsuchi, Y.* Assessment of fracture healing in the tibia using the impulse response method / Y. Nakatsuchi, A. Tsuchikane, A. Nomura // *Journal of Orthopaedy and Trauma*. – 1996. – No. 10. – P. 50-62.
6. *Мальшев, И.В.* Стенд для вибродиагностики ахиллова сухожилия. Патент РФ № 2077266. / И.В. Мальшев, М.А. Ноздрин, В.И. Шапин, В.Л. Щавелев // *Бюллетень Изобретений*. – 1997. – № 11. – С. 77-79.
7. *Блескин, Е.В.* Устройство для моделирования вибрационных резонансных характеристик при исследовании чрескостного остеосинтеза большеберцовой кости в эксперименте. Авторское свидетельство РФ № 19361 / Е.В. Блескин, В.И. Шапин, Л.Б. Маслов, С.Е. Львов, С.В. Вихрев // *Бюллетень Изобретений*. – 2001. – № 24. – С. 443-444.
8. *Maslov, L.B.* Vibromechanical diagnostic criteria for the achilles tendon acute tears / L.B. Maslov, V.I. Shapin // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2000. – Vol. 4, No. 1. – P. 62-70.

FORCED VIBRATION TECHNOLOGY FOR NON-DESTRUCTIVE TESTING IN ORTHOPAEDY

L.B. Maslov, V.I. Shapin, D.S. Smirnov, S.E. Lvov, E.V. Bleskin (Ivanovo, Russia)

The paper is a review of research in the field of vibration biomechanics of human locomotion system carried out in the interuniversity laboratory “Biomechanics” during a long period of time. A patent original method and equipment of resonance vibration technology have been developed for analysis of the mechanical defects of soft and hard tissues of the human shank, such as Achilles tendon and tibia. The approach proposed for estimation of the human soft and hard tissues physiological state is based on dynamic response analysis of biomechanical object upon harmonic excitation with frequency fluently changed in the given range. The experimental equipment allows us to record amplitude-frequency characteristics of the human tendon-muscular complex or the tibia automatically for different kinds of vibration excitation and for various positions of the foot. A resonant curve depends on physical and mechanical parameters of the investigated object conditioned by the real tissue state around the injury.

The examinations using the developed equipment were made in the War Veteran Hospital in Ivanovo. Resonant amplitudes and frequencies were used as informational parameters. The statistical analysis of the data showed the following parameters of the first resonance for healthy pushing and non-pushing extremities respectively: soft tissues, such as Achilles tendon connected with triceps, resonant frequency 43.1 ± 2.24 and 45.1 ± 1.12 Hz; maximal amplitude 14.05 ± 0.77 and 12.63 ± 0.16 m/s² correspondingly. These parameters reflect stiffness of tendon-muscular complex and its interaction with surrounding tissues.

Those of the tibia were determined also. The resonant frequency equals to 125.5 ± 2.61 Hz; maximal amplitude equals to 0.87 ± 0.03 m/s² for both extremities.

On the basis of carried out experiments we have found that there is the reliable difference between amplitude-frequency characteristics of the healthy shank tendon-muscular complex and those of the shank with injured internal tissues. It allowed developing a system of diagnostic criteria of mechanical damages of the human shank basic locomotion elements. Therefore, the elaborated method and automatic equipment for low-frequency local vibration testing of functional condition of the soft and hard shank tissues can be applied in clinical practice for treatment of the human locomotion system injuries.

Key words: vibration diagnostics, Achilles tendon, tibia, amplitude-frequency characteristics.

Получено 4 декабря 2005