

ОПРЕДЕЛЕНИЕ НЕСУЩЕЙ СПОСОБНОСТИ КОСТИ МЕТОДОМ ЗВУКОВОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

Э.В. Чертенкова, В.В. Органов, А.А. Тяжелов, А.В. Органов

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины, Харьков

Для оценки несущей способности кости в процессе заживления диафизарных переломов использован модифицированный метод определения частоты резонансных поперечных колебаний кости. Показано, что при постепенном восстановлении несущей способности кости частота колебаний возрастает примерно от 100 до 900 Гц. На основании измерения резонансной частоты можно судить о степени восстановления несущей способности кости, что особенно важно на ранних стадиях заживления перелома.

Известна методика звуковой спектроскопии, основанная на измерении резонансных частот поперечных механических колебаний, которые возбуждаются на одном конце кости и принимаются датчиком на другом ее конце или на другой стороне от линии перелома [1, 2]. Модифицированный нами метод, в отличие от известных, позволяет получать четкую резонансную кривую.

Данным методом были выполнены исследования сухих плечевых костей (17 измерений) и большеберцовых костей 6 здоровых добровольцев (22 измерения). Обследованы также 14 больных с переломами голени в возрасте от 15 до 59 лет (6 мужчин, 8 женщин). Обследование больных выполняли как для поврежденной, так и интактной кости, служившей контролем. Данные подвергались компьютерной обработке и выдавались на экран монитора в виде спектрограмм.

Исследование большеберцовых костей здоровых людей этим методом показало, что основной резонансный тон поперечных колебаний костей находился в пределах от 815 до 940 Гц (среднее арифметическое – 877 Гц), что совпадает с данными других исследователей [1,2].

Примерно такие же показатели отмечены и на интактных большеберцовых костях пациентов – от 800 до 950 Гц. В отдельных случаях (3 пациента) минимальная частота основного резонансного тона колебаний составила 700 Гц. Это может быть связано с общим уменьшением костной массы, вызванным длительным периодом ограниченной двигательной активности.

При наличии значительной жировой прослойки (3 больных, которые были исключены из анализа) амплитудно-частотные характеристики изменялись, четкость сигнала нарушалась. Это

свидетельствует о том, что в таких случаях необходима доработка методики.

По данным литературы, в процессе заживления переломов большеберцовых костей основной тон резонансных поперечных колебаний возрастает от 60 до 800 Гц [1, 3]. Поэтому для анализа спектрограмм поврежденной конечности больные были разделены на три группы по клинико-рентгенологическим признакам: I – отсутствие сращения или ложный сустав (5 больных), II – замедленная консолидация перелома (3 больных), III – заживление перелома (3 больных); контрольная группа – 6 здоровых добровольцев. Данные сведены в таблицу, в которой для каждой группы приведен основной резонансный тон кости и оценена несущая способность поврежденной кости (%) относительно интактной способом, описанным ниже.

Таблица
Зависимость частоты колебаний от несущей способности кости

Исследуемая группа	Параметры измерения и оценки	
	Частота, Гц	Несущая способность, %
I	140	2,5
	170	4
	180	4
	350	16
	350	16
II	230	7
	250	8
	350	16
III	530	37
	710	68
	730	70
Интакт	877	100

Несущая способность конструкции (в данном случае кости) – это ее способность воспринимать все силовые воздействия, не разрушаясь в течение длительного времени [4]. В основу способа оценки несущей способности кости положены теоретические представления о связи основного тона резонансных поперечных колебаний с модулем упругости костной ткани и площадью поперечного сечения кости, несущей нагрузку.

В процессе экспериментальных исследований на интактных анатомических препаратах и костях здоровых людей была получена устойчивая резонансная кривая основного тона поперечных колебаний. Зависимость частоты резонанса от особенностей костной ткани может быть определена по формуле, которая выводится из формулы скорости распространения поперечных колебаний [5] или формулы колебаний груза, висящего на пружине (пружинного маятника) [6]. Расположенная горизонтально, длинная кость, которая колеблется в вертикальной плоскости, сгибается и разгибается при этом посередине, может быть рассмотрена как две массы M , расположенные на концах упругого стержня. Так как поперечное сечение середины стержня при таких колебаниях остается параллельным себе, то, согласно правилам теории сопротивления материалов, такая конструкция может быть разделена пополам по этой плоскости и каждая из этих половин может быть рассмотрена как консоль. Сосредоточенная масса M , эквивалентная по своему действию массе половины кости, называется приведенной массой. Длина l – это длина между сечением раздела и центром массы M , или приведенная длина. Консоль – это горизонтальный стержень, жестко закрепленный с одной стороны и имеющий на другой стороне массу M . Консоль, масса которого совершает упругие колебания вверх-вниз, описывается формулой пружинного маятника [6]. Роль пружины играет горизонтальный стержень.

$$T = 2\pi\sqrt{\frac{M}{k}}, \quad (1)$$

где $k = P/r$; T – период колебаний; M – приведенная масса маятника; k – коэффициент упругости стержня; P – сила инерции, которая прогибает консоль вверх-вниз во время колебаний; r – величина прогиба конца консоли вверх-вниз, половина размаха колебаний.

Величина прогиба для консоли определяется формулой:

$$r = \frac{Pl^3}{3EJ}, \quad (2)$$

где E – модуль упругости Юнга; J – момент инерции сечения стержня относительно горизонтальной поперечной оси, то есть геометрическая характеристика сечения.

Подставив k и r , определяем T :

$$T = 2\pi\sqrt{\frac{M \cdot r}{P}} = 2\pi\sqrt{\frac{M \cdot l^3}{3EJ}} \quad (3)$$

Частота f – величина, обратная T :

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EJ}{M \cdot l^3}} \quad (4)$$

Рассмотрим, какие параметры в этой формуле влияют на частоту f собственных поперечных колебаний кости.

Допустим, что в диафизе длинной кости есть поперечный перелом, который уменьшает рабочее сечение кости. Масса M , длина l и модуль E в этом случае остаются постоянными, только меняется момент инерции J . Момент инерции J длинной кости может быть пересчитан в J сплошного круглого стержня, для которого момент инерции поперечного сечения относительно горизонтальной оси равен [4]:

$$J = \frac{\pi \cdot d^4}{64} = \frac{\pi \cdot S^2}{82}, \quad (5)$$

где d – диаметр стержня; S – площадь сечения стержня.

Таким образом, перелом уменьшает S , которая уменьшает J , и следовательно, f , причем частота уменьшается пропорционально уменьшению S .

Рассмотрим срастающийся диафизарный перелом длинной кости с регенератом, занимающим весь периметр кости. Если модуль упругости регенерата E_m меньше модуля упругости E_k целой кости, то частота f будет уменьшаться пропорционально $\sqrt{E_m}$. Если при этом регенерат еще не будет занимать весь периметр кости, то частота f будет уменьшаться с учетом обоих параметров, то есть f будет пропорциональна $\sqrt{J \cdot E_m}$. Сравнивая резонансную частоту поврежденной и интактной кости можно оценить степень уменьшения ее плотности, а выполняя исследования в процессе заживления перелома – проследить динамику увеличения прочности регенерата.

Остеопороз кости также будет сказываться на частоте f . В этом случае в формуле (4) изме-

няются два параметра – модуль упругости костной ткани E и масса M . Сечение, а следовательно J , и длина кости остаются неизменными. Необходимо учитывать, что масса длинной кости включает в себя массу костного мозга, интерстициальной жидкости и крови.

Так как при остеопорозе величина M изменяется меньше, чем величина E , частота f будет уменьшаться несколько медленнее, чем $\sqrt{E_K}$. Таким образом, измерение частоты поперечных колебаний f позволяет получить дополнительную информацию о механических особенностях костной ткани или регенерата.

Из таблицы видно, что в соответствии с клинико-рентгенологическим статусом, возрастает частота основного тона резонансных колебаний, а следовательно, возрастает и несущая способность поврежденной кости. Несущую способность можно считать низкой при ее значении меньше 15% и значении основного тона резонансной частоты меньше 300 Гц. В тех случаях, когда сращение не было отмечено на рентгенограмме, а частота основного тона колебаний

превышала 300 Гц, костные отломки были фиксированы металлическими конструкциями – аппаратами внешней фиксации или накостными пластинами. Как показали предварительные исследования, оценку несущей способности кости в этом случае можно получить путем измерения резонансных частот кости, которая фиксирована металлической пластиной, в двух плоскостях (сагиттальной и фронтальной), и собственных частот пластин или аппарата внешней фиксации с последующим сопоставлением этих данных.

Анализ данных исследования методом звуковой спектроскопии подтверждает теоретически выведенную зависимость о связи основного тона резонансных поперечных колебаний с модулем упругости костной ткани и площадью поперечного сечения кости, несущей нагрузку. Данный метод оценки несущей способности поврежденной конечности является перспективным для определения механических особенностей кости и может быть использован в клинической практике как вспомогательный метод для прогнозирования течения репаративных процессов на разных стадиях заживления переломов.

Литература

1. Корнелиссен И.М. Диагностика степени сращения переломов с помощью вибрационного анализа // Достижения биомеханики в медицине: Тез. докл. междунар. конф. – Рига, 1986. – Т.3. – С.668.
2. Саулгозис Ю.Ж., Пфафрод Г.О., Кнетс И.В., Янсон Х.А. Определение упругих характеристик компактной костной ткани методом исследования частоты собственных колебаний // Механика полимеров. – 1971. – № 1. – С.138-135.
3. Маслов Л.Б., Шапин В.И., Львов С.Е., Блескин Е.В. Резонансные характеристики большеберцовой кости в про-

цессе восстановления упругих свойств костной мозоли // Биомеханика-2002: Тез. докл. 4 Всероссийской конф. – Н.Новгород, 2002. – С.80

4. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Сопротивление материалов: Учеб. для вузов. – 2-е изд. испр. – М.: Высш. шк., 2000. – 560 с.: ил.

5. Дубровский И.М., Егоров Б.В., Рябошапка К.П. Справочник по физике. – К.: Наукова думка, 1986. – 557 с.

6. Кошкин Н.И., Ширкевич М.Г. Справочник по элементарной физике. – М.: Наука, 1982. – 208 с.

Контактная информация:

Тяжелов Алексей Алимович

Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМНУ,
61024, г. Харьков, ул. Пушкинская, 80