

О.В. ВЬЮННИК, ХНУРЭ (г. Харьков)

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬМОФОНОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

Рассмотрена модель распространения акустических колебаний в легких человека при регистрации пульмофонографических сигналов. Полученная электрическая модель, построенная с помощью метода электромеханических аналогий, позволяет получить выходные характеристики системы для пульмофонографических исследований, соответствующие кривым пульмофонографии как в норме, так и при наличии патологии дыхательной системы человека.

Ключевые слова: акустические колебания, пульмофонографический сигнал, электрическая модель, дыхательная система человека.

Постановка проблемы. Модель распространения акустических колебаний в воздуховодах легких и формирования акустических феноменов на поверхности грудной клетки человека, представленная в [1], не может быть непосредственно приспособлена к физическим размерам бронхов, бронхиол, альвеол легких, а также полностью описать и объяснить акустические явления при проведении пульмофонографии, которые появляются при попадании воздуха и жидкости в плевральную полость грудной клетки. Построение адекватной модели распространения звука в легких при пульмофонографии позволит обосновать методику определения количественных показателей дыхания и обосновать медико-технические характеристики системы для пульмофонографических исследований.

Анализ литературы. Дыхательная система человека состоит из респираторного тракта, бронхиального дерева, паренхимы легких, плевральной полости. С точки зрения акустики легкие являются многозвенной системой воздухопроводов. Концевые бронхиолы сталкиваются через плевру с внутренней поверхностью грудной клетки. Мембраны тех альвеол, которые не выходят на поверхность грудной клетки, являются перегородками между соседними альвеолами, которые образуют сотовую структуру паренхимы. Формирование пульмофонографического (ПФГ) сигнала связано с изменением воздухонаполненности участка паренхимы, а также состояния плевральной полости.

При проведении пульмофонографии с помощью системы для пульмофонографических исследований (СПФГ) [2] воздействующий сигнал синусоидальной формы с выбранной частотой синтезируется в программной среде, далее генератор звуковой карты компьютера вырабатывает электрический сигнал с заданными параметрами, который поступает на усилитель и далее на электродинамический громкоговоритель, который, в свою очередь, преобразует электрический сигнал в акустические колебания. В верхние дыхательные пути человека подается звуковой сигнал, который после

прохождения по ротовой полости, трахее, бронхам, паренхимы легких, плевральной полости, вызывает колебания прилегающего к паренхиме участка грудной стенки, и далее воздействует через звукоприемник на мембрану микрофона. Происходит обратное преобразование акустического сигнала в электрический сигнал. В результате происходит запись и оцифровка выходного напряжения микрофона. Таким образом, справедливо описывать процесс пульмофонографии как процесс электрического прохождения тока и напряжения по легочным структурам и устанавливать связь между изменением электрических характеристик и объемными показателями исследуемого сегмента легких.

При составлении модели замещения легких при пульмофонографии использовались методы электромеханических аналогий биологическим и физиологическим процессам. Так, в частности, Wang и др. [3] предложили электромеханическую модель, описывающую характеристики звуков, производимых потоком крови в артериях. Данная модель сочетает в себе свойства инкрементной сети для дерева сосудов коронарной артерии и передаточной функции, описывающей резонансные характеристики артериальных камер. Также в работе [4] предложено феноменологическую электрическую модель сегмента грудной клетки, которая отображает характер изменения его свойств в зависимости от объемных показателей воздухо- и кровонаполненности. Работы [5, 6] посвящены анализу систем передачи и регистрации акустических сигналов и дыхательных шумов на поверхности грудной клетки человека при проведении бронхофонографии.

Цель статьи – построение модели распространения акустических колебаний в легких человека при регистрации пульмофонографических сигналов, которая бы адекватно описывала изменения легочной вентилируемости и воздушности при дыхании человека в норме и при различной легочной патологии.

Моделирование пульмофонографического сигнала. Для моделирования пульмофонографического сигнала была взята идея представления легочных структур с точки зрения электродинамики, а именно набором электрических элементов. Детальное исследование процесса распространения звуковых колебаний по легочным воздухопроводам, изложенное в [1], показывает, что участок паренхимы в совокупности с прилежащим участком грудной клетки образует акустический резонансный контур, по своим свойствам аналогичный известному электромагнитному контуру. При этом роль сопротивлений исполняет масса участка грудной клетки и легочных структур, роль емкости контура – объем участка и легочных структур, роль инерционности (индуктивности) – эластическая вязкость.

Предлагается модель дыхательной системы человека при пульмофонографии, сочетающая в себе свойства ротовой полости, трахеи,

инкрементной сети для дерева бронхов, бронхиол и передаточной функции, описывающей резонансные характеристики альвеол, плевральной полости.

В схему были введены такие элементы как переменные резисторы R и емкости C , переменная индуктивность L , которые составляют колебательные контуры. Электромагнитный контур может быть введен в резонанс путем изменения значений элементов. Аналогичным образом изменение объема участка паренхимы при дыхании (при моделировании этот процесс аналогичен изменению емкости и сопротивлений) приводит к изменению звукового давления в участке паренхимы по резонансной кривой.

Процесс моделирования производится на полученной эквивалентной электрической схеме. В основе топологии схемы лежит параллельно-последовательное соединение элементов, представляющих свойства физиологических и легочных структур в соответствии с тем, как проходит воздействующий сигнал по дыхательной системе человека. На рис. 1 представлена электрическая схема замещения легких при проведении пульмофонографического исследования.

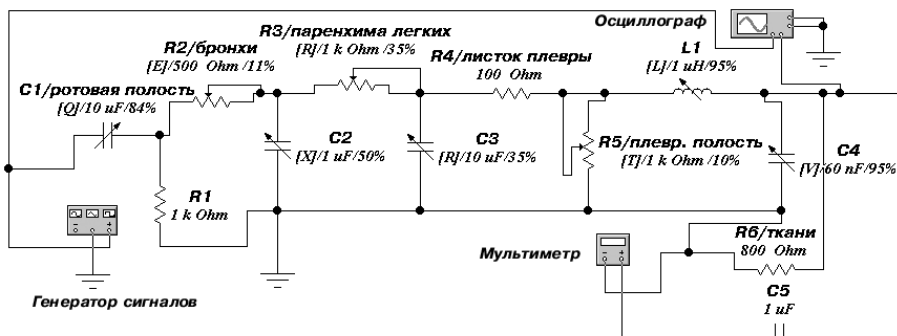


Рис. 1. Эквивалентная электрическая схема замещения легких при пульмофонографии

Генератор сигналов позволяет вырабатывать электрический сигнал синусоидальной формы любой частоты (в нашем случае рабочая частота 80 Гц) и любой амплитуды. Схема набрана в пакете анализа электрических схем Electronic Work Bench 5.12 (EWB). С помощью осциллографа можно проводить амплитудно-временной анализ сигнала, снимать амплитудно- и фазочастотную характеристику. В выходной цепи включен мультиметр, который позволяет оценить ток в цепи (значение тока должно быть физиологически адекватным и не должно превышать порога чувствительности человека к току, т.е. должно быть меньше 0,6 мА). Изменять значение элементов в режиме реального времени можно с помощью клавиатуры персонального компьютера. Также рядом с обозначением показано номинальное значение параметра элемента и степень изменения в процентах

от данного значения. Значения сопротивлений и емкостей отдельных элементов можно изменять как по отдельности, так и одновременно, что позволяет имитировать комплексное изменение воздухонаполненности легких и состояния легочной ткани, тем самым получать разнообразные формы выходного сигнала. Ниже представлены пульмофонографические сигналы. Один из них записан с помощью программы Sound Forge (рис. 2, а), а второй (рис. 2, б) получен при моделировании работы схемы. Все измерения производили на переменном токе, а входной сигнал изменялся по синусоидальному сигналу $U = U_m \sin \varphi t$. При моделировании работы эквивалентной схемы замещения легких напряжение U аналогично интенсивности звука I и ток аналогичен потоку воздуха Q .

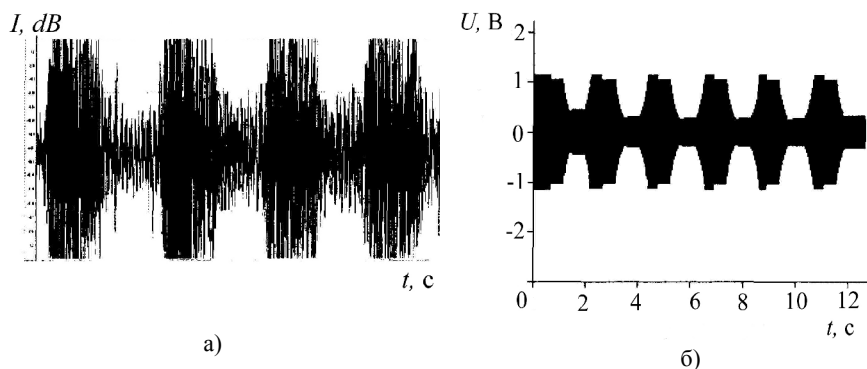


Рис. 2. Реальный (а) и моделируемый (б) сигнал пульмофонографии

Рассмотрим схему более детально. Ротовая полость и трахея представлена емкостью $C1$ и сопротивлением $R1$. В качестве емкости используется конденсатор с переменной емкостью на основе воздушного диэлектрика. Трахея и бронхиальное дерево моделируются переменным сопротивлением $R2$ и переменной емкостью $C2$. Далее паренхима также представлена переменной емкостью и переменным сопротивлением ($R3, C3$). Участок висцеральной плевры, покрывающей паренхиму, моделируется постоянным сопротивлением 100 Ом ($R4$). Плевральная полость состоит из переменного сопротивления, переменной индуктивности, и переменной емкости ($R5, L1, C4$). Участок грудной клетки со звукоприемником представлен постоянными сопротивлением и емкостью ($R6, C5$). Значения элементов взяты из справочника [7]. За базовое сопротивление и емкость взяты электрическое сопротивление и электрическая емкость легкого человека на частоте 100 Гц. От него происходил подбор значений элементов. Базовое сопротивление легкого составило 1,5 кОм.

При разных состояниях легких по-разному изменяются величины емкостей и сопротивлений. Данный факт учитывается при моделировании в

процентном соотношении прироста или убывания значений параметров. Скорость изменения влияет на крутизну выходной характеристики, т.е. пульмофонограммы. Так при обструктивном бронхите (когда в просветах бронхов происходит резкое перекрытие сечения бронха содержимым) на пульмофонограммах отмечается высокое расположение максимальной амплитуды и низкое (приближающееся к нулевой линии) расположение минимальной. Такой эффект при моделировании характеристик схемы наблюдается при 5-10% приращении величин сопротивлений и емкостей бронхов и паренхимы. Их приращение при вдохе и выдохе также происходит по-разному. Резкий вдох и удлиненный выдох (высокая скорость нажатия клавиш на клавиатуре на вдохе, а на выдохе медленнее) – подобное явление часто можно наблюдать при хроническом обструктивном заболевании легких [6]. На рис. 3, 4 показаны примеры моделирования пульмофонограмм при обструктивном бронхите. На рис. 3, а и рис. 4, а отобразены несущий сигнал записи и его огибающая, представленные в программе MatLab. На рис. 3, б и рис. 4, б – моделируемые сигналы в EWB.

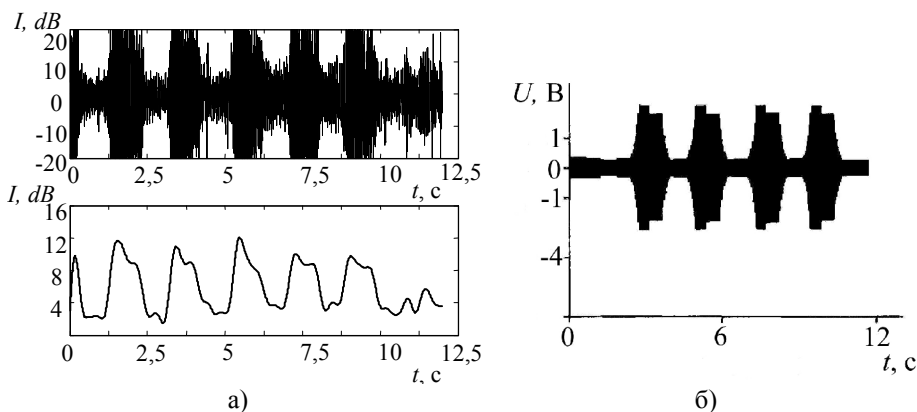


Рис. 3. Реальный (а) и моделированный (б) сигналы ПФГ при обструктивном бронхите (при 5% приращении величин сопротивлений и емкостей бронхов и паренхимы легких) и пульмофонограмма реального сигнала

Характеристики эквивалентной схемы. При моделировании амплитудно-временные характеристики выходного сигнала схемы совпадают с таковыми пульмофонографических сигналов, получаемых при реальных исследованиях. При добавлении детектора в схему можно получить огибающую несущего сигнала, т.е. пульмофонограмму. Несущий сигнал (синусоида 80 Гц) более информативный [8] и представляет собой паттерн локальной вентиляции сегмента легких. Далее будем рассматривать подобный вид пульмофонографического сигнала.

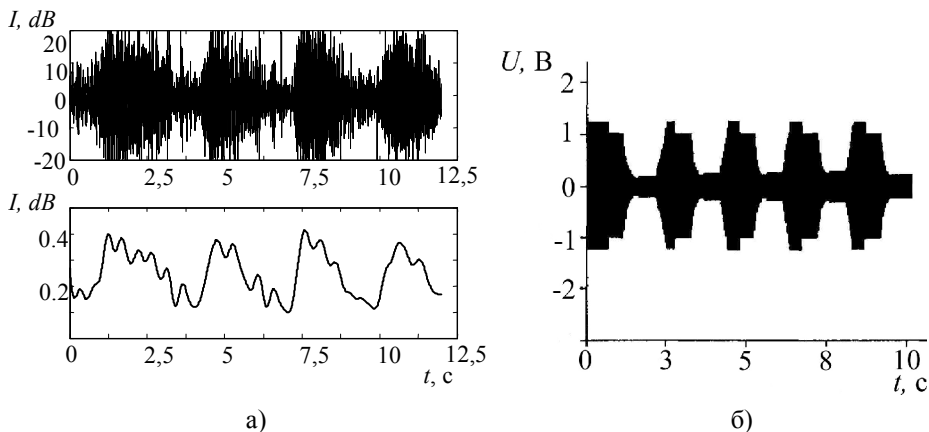


Рис. 4. Реальный (а) и моделированный (б) сигналы ПФГ (при 15% приращении величины сопротивления бронхов и 5% приращении величины сопротивления паренхимы) и пульмофонограмма реального сигнала

Амплитуда рабочего сигнала составила 2 В (задается генератором сигналов), а амплитуда выходного сигнала (рис. 1) была в диапазоне 0,3 В – 1,12 В, т.е. присутствует затухание сигнала, что объясняется потерями на элементах схемы, а в реальных условиях затуханием звукового сигнала в паренхиме легких и тканях грудной клетки. Форма сигнала сохраняется синусоидальной без искажений также как при ПФГ-исследованиях на вдохе. Однако, при детальном рассмотрении формы сигнала в ней часто присутствуют искажения, связанные с явлениями интерференции звуковых волн ("замиранием", "зашумливанием") при присутствии жидкости (и не только), особенно когда воздушность сегмента невелика, особенно в спинных отделах [1], при наличии патологии. Данный факт требует детального рассмотрения и может быть объяснен при анализе амплитудно-частотных характеристик схемы на вдохе и выдохе.

Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) является ключевой при обосновании выбора рабочей частоты исследования. Представленная схема, по сути, является пассивным полосовым фильтром. На рис. 5 показана АЧХ, полученная при средних значениях сопротивления и емкости паренхимы (35% от номинала), что соответствует среднему уровню объема дыхания. Как видно, полоса пропускания (ПП) (отмечена вспомогательными линиями) лежит в пределах 24-225 Гц, что совпадает с данными, приведенными в [1]. Частота 80 Гц лежит в середине полосы пропускания. Применение более низких частот сопряжено с необходимостью тщательной защиты от помех. Звук более высокой частоты практически не проходит к поверхности грудной клетки вследствие резкого затухания колебаний, на что указывают, в частности,

амплитудно-частотные характеристики, снятые, например, Р. Freyschmidt или А.И. Buller и А.С. Dornhorst. В ротовой полости, трахее затухают верхние частоты (элементы $R1$ и $C1$ образуют ФВЧ), затем в бронхах, в паренхиме, в плевральной полости и в тканях затухают низкие частоты, так как звук распространяется как в воздушной среде, так и в плотных тканях по стенкам бронхов и перегородкам альвеол (элементы звеньев схемы образуют ФНЧ).

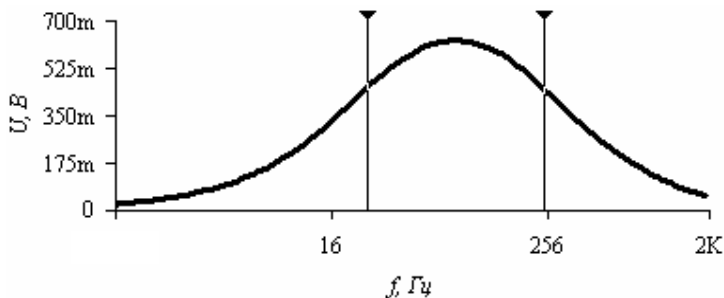


Рис. 5. Полоса пропускания АЧХ на среднем уровне задержки дыхания (нормальный вдох, объем дыхания равен 500 см^3)

При вдохе и выдохе происходит смещение полосы пропускания, при этом рабочая частота 80 Гц попадает на границу полосы пропускания. Данное обстоятельство объясняет появление искажений в форме несущего колебания.

Пульмофонографические сигналы устойчиво записываются при использовании определенного диапазона частот, и это свидетельствует о том, что в этом диапазоне сохраняются условия резонанса. На рис. 6 представлены пульмофонограммы грудного отдела легких здорового человека.

При возникновении патологии дыхательной системы одной из основных задач дифференциальной диагностики состояния легочной ткани является распознавание гемопневмоторакса, отека легких, и инфильтратов участков паренхимы легких. При проведении экспериментальных клинических исследований были выявлены устойчивые диагностические признаки на пульмофонограммах [9].

При наличии жидкости или газа в плевральной полости легких ($R5$ максимально) при моделировании воздухонаполненности паренхимы (изменением сопротивления и емкости, имитирующими процесс дыхания) на осциллограммах присутствуют колебания невысокой амплитуды с высоким коэффициентом модуляции, наподобие колебаний на пульмофонограммах у больных гемопневмотораксом (рис. 7). После проведения больному с гемотораксом необходимых мероприятий по устранению жидкости и газа из плевральной полости (дренажи, плевральные пункции) происходит восстановление воздухонаполненности легочной ткани, которое можно наблюдать и при ПФГ-исследованиях.

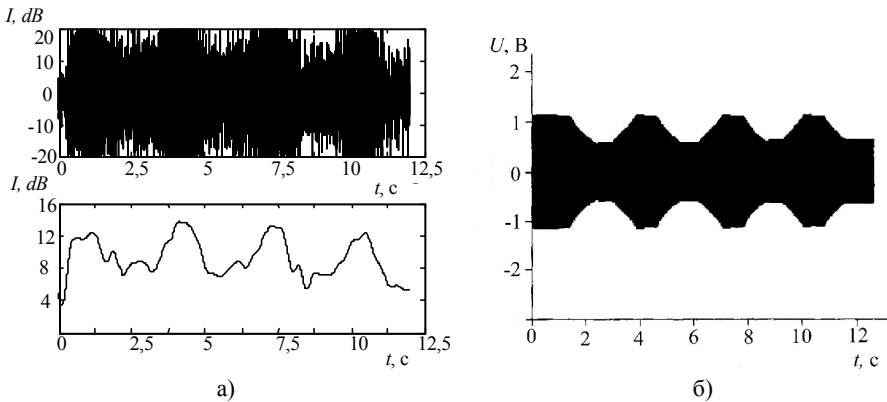


Рис. 6. Моделирование пульмофонограмм здорового человека

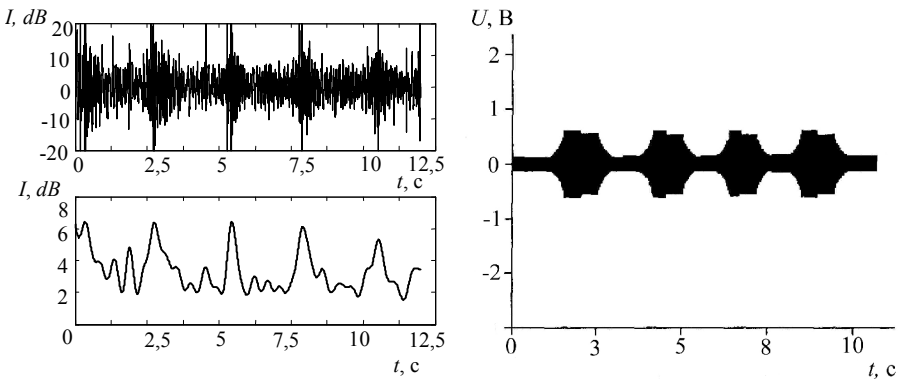


Рис. 7. Пульмофонограммы при гемопневмотораксе (компрессия участка легких жидкостью и/или воздухом)

Выводы. Моделирование пульмофонографического сигнала с помощью построения эквивалентной электрической схемы позволяет проводить анализ пульмофонограмм с привязкой параметров сигнала с параметрами локального функционирования сегментов легких и в целом дыхательной системы человека. Подтверждается связь акустических резонансов с электрическими резонансами на полученной эквивалентной электрической схеме. Совпадают амплитудно-временные характеристики выходных сигналов схемы и пульмофонографических сигналов, получаемых при реальных исследованиях. Частота 80 Гц лежит в середине полосы пропускания, что подтверждается АЧХ идеальной и реальной модели легких.

Оценка и определение вклада каждого из элементов в формирование выходного сигнала пульмофонограммы, определение амплитудно-частотных

характеристик схемы (а фактически электрической модели легких), степени влияния, скорости и характера изменения значений параметров элементов, с учетом влияния на стабильность элементов температурных и шумовых характеристик, представляет одну из основных задач, решение которой позволит решить обратную задачу пульмофонографического исследования, т.е. определять форму и локализацию патологии, что позволит проводить дифференциальную диагностику заболеваний легких, обосновать медико-технические требования к системе для пульмофонографических исследований.

Список литературы: 1. *Немеровский Л.И.* Пульмофонография. – М.: Медицина, 1981. – 160 с. 2. *Мустецов Н.П., Абусубха В., Вьюнник О.В.* Диагностика легочных патологий методом компьютерной пульмофонографии // Вестник НТУ “ХПИ”. Тем. вып. “Информатика и моделирование”. – Харьков: НТУ “ХПИ”. – 2004. – Вып. 34. – С. 129 – 136. 3. *Рангайян Р.М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит, 2007. – 440 с. 4. *Линник С.Н.* Модель функционирования легких // Вестник НТУ “ХПИ”. Тем. вып. “Информатика и моделирование”. – Харьков: НТУ “ХПИ”. – 2005. – Вып. 46. – С. 118 – 126. 5. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // Акустический журнал. – 1998. – Т. 44. – № 3. – С. 380 – 390. 6. *Гусейнов А.А., Айсанов З.Р., Чучалин А.Г.* Акустический анализ дыхательных звуков: состояние вопроса // Пульмонология. – 2005. – № 6. – С. 105 – 112. 7. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / *Березовский В.А., Колотилов Н.Н.* Отв. ред. *Костюк П.Г.* – К.: Наук. думка, 1990. – 224 с. 8. *Вьюнник О.В.* Моделирование пульмофонографического паттерна // Прикладная радиоэлектроника. – Харьков: ХНУРЭ. – 2007. – Т. 6. – № 1. – С. 104 – 107. 9. *Вьюнник О.В.* Метод пульмофонографии в диагностике легочных патологий при травме груди / Сучасні досягнення молодих вчених на допомогу практичній медицині: Матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції 20 жовтня 2006 р. – Харків., 2006. – С. 13 – 14.

УДК 621.317.7.001.572: 616.24 – 073.43

Моделирование системы регистрации пульмофонографических сигналов / Вьюнник О.В. // Вестник НТУ “ХПИ”. Тематический выпуск: Информатика и моделирование. – Харьков: НТУ “ХПИ”. – 2008. – № 49. – С. 17 – 25.

Розглянуто модель поширення акустичних коливань у легенях людини при реєстрації пульмофонографічних сигналів. Отримана електрична модель, яка побудована за допомогою методу електромеханічних аналогій й дозволяє одержати вихідні характеристики системи для пульмофонографічних досліджень відповідні кривим пульмофонографії як у нормі, так і при наявності патології дихальної системи людини. Л.: 7. Бібліогр.: 9 назв.

Ключові слова: акустичні коливання, пульмофонографічний сигнал, електрична модель, дихальна система людини.

UDC 621.317.7.001.572: 616.24 – 073.43

Modeling of system for registration of pulmophonographic signals / Vyunnik O.V. // Herald of the National Technical University “KhPI”. Subject issue: Information Science and Modeling. – Kharkov: NTU “KhPI”. – 2008. – № 49. – P. 17 – 25.

The model of distribution of acoustic vibrations in human lungs during registration of pulmophonographic signals is considered. The got electric model built by the method of electromechanic analogies, allows to get output signals of the system for pulmophonography researches proper to pulmophonographic curves both in a norm, and at presence of pathology of the respiratory system. Figs: 7. Refs: 9 titles.

Keywords: acoustic vibrations, pulmophonographic signals, electric model, human respiratory system.

Поступила в редакцію 10.10.2008

Б.М. ГОРКУНОВ, канд. техн. наук, НТУ "ХПИ",
И.В. ТЮПА, канд. техн. наук, НТУ "ХПИ",
А.А. ТИЩЕНКО, НТУ "ХПИ"

ВЫБОР РАЦИОНАЛЬНЫХ РАЗМЕРОВ КАТУШЕК ВИХРЕТОКОВОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ КОНТРОЛЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ИЗДЕЛИЙ

В работе предложена модель вихретокового преобразователя с цилиндрическим образцом и измерительной обмоткой. Получены соотношения для определения эквивалентных сопротивлений и построены графики зависимости относительного сопротивления преобразователя от глубины проникновения поля в исследуемое изделие для разных конфигураций катушек вихретокового преобразователя и для разных марок стали.

Ключевые слова: вихретоковый преобразователь, цилиндрический образец, сопротивление, глубина проникновения.

Постановка проблемы. Контроль качества поверхностной обработки деталей является одной из важнейших технологических операций, обеспечивающих эксплуатационную надежность. Известные методы контроля качества по микроструктуре требуют предварительного разрушения деталей, поэтому контроль производится выборочно. В связи с этим, в настоящее время все более широкое применение получают методы неразрушающего контроля. Наибольшее распространение получил электромагнитный метод контроля, который характеризуется высокой чувствительностью к изменению физических свойств металлов и сплавов и позволяет полностью автоматизировать процесс контроля. При этом обеспечиваются надежность и высокая производительность контроля. В основе электромагнитного метода контроля материалов и деталей лежит электромагнитная теория поля [1].

Возможность контроля качества термообработки с помощью электромагнитного метода определяется тем, что магнитная проницаемость и удельное электрическое сопротивление сталей существенно зависят от их микроструктуры. Как известно, удельная электрическая проводимость и магнитная проницаемость стали тем меньше, чем выше содержание углерода в ней и чем больше углерода при закалке перешло в твердый раствор [2].

Анализ литературы. В работе [3] рассматривается модель упрочненного слоя изделия в виде полупространства с кусочно-линейным изменением по глубине удельного сопротивления в поверхностном слое. В продолжении [3] предлагаются упрощенные модели упрочненного изделия в виде полупространства с однородным слоем или со слоем линейного изменения удельного сопротивления по глубине [4]. Исследованы особенности применения вихретоковых преобразователей для контроля структурного состояния и абразивной износостойкости конструкционной стали 45Х, закаленной при воздействии непрерывным излучением лазера [5], и