ИММ		**0,000226**

**Различия значимы при P < 0,05*

Как видно по данным табл.2, ложные сухожилия с точками крепления к задней стенке левого желудочка сердца значимо влияют на изменение структуры миокарда у спортсменов, что проявляется увеличением толщины стенок и размеров полости ЛЖ. Обращает на себя внимание тот факт, что ЛС других локализаций (с точками крепления к передней и латеральной стенке ЛЖ) не оказывают значимого влияния на структуру ЛЖ.

Выводы:

1. Таким образом, ЛС в ЛЖ оказывают влияние на параметры структурной перестройки левого желудочка – увеличение массы миокарда и толщины стенок ЛЖ. В свою очередь, это может приводить к нарушению нормальных процессов адаптации ЛЖ к физическим нагрузкам в условиях регулярных занятий спортом.
2. Ложные сухожилия с точками крепления к задней стенке левого желудочка увеличивают риск формирования патологической гипертрофии миокарда у спортсменов.

Литература:

1. Гаврилова Е. А. Внезапная смерть в спорте / Е. А. Гаврилова. – М.: Советский спорт, 2011. – 195с.

2. Мехдиева К.Р. Особенности структуры и функции сердца молодых баскетболистов мужской сборной Уральского федерального университета / К.Р. Мехдиева, В.Э. Тимохина В.Э., Ю.А. Зиновьева, Ф.А. Бляхман / Журнал «Спортивная медицина: наука и практика», Т.17, № 4 / 2014, с. 48-55.

3. Национальные рекомендации по допуску спортсменов с отклонениями со стороны сердечно-сосудистой системы к тренировочно-соревновательному процессу, приложение № 6. / Журнал «Рациональная фармакотерапия в кардиологии» / 2011;.

4. Sokolov S.Yu. A program DICOR for the determination of the regional myocardial contractility / S.Yu. Sokolov, S.G. Kolchanova, S.S. Ustuzganin, F.A. Blyakhman / Program for PC, database, IC topology, Vol. 3, Patent RU No. 2002610607 / 2002. P. 79.

5. Zinovieva Yu.A. Mapping of false tendons in the left ventricle based on the heart transthoracic ultrasound visualization / Yu.A. Zinovieva, K.R. Mekhdieva, S.Yu. Sokolov, F.A. Blyakhman / Journal of Medical Imaging and Health Informatics, V.5, №6 / American Scientific Publishers, 2015, P. 1217-1222.

УДК 004.94; 616-073.750.8

Д.Г. Хасанова, Д.С. Кряжова, Е.М. Панкратова, В.И. Баньков

ИССЛЕДОВАНИЕ ИМПЕДАНСА БИОТКАНЕЙ БЕСКОНТАКТНЫМ СПОСОБОМ

Кафедра нормальной физиологии
Уральского государственного медицинского университета
Екатеринбург, Российская Федерация

D.G. Khasanova, D.S. Kryazhova, E.M. Pankratova, V.I. Bankov

IMPEDANCE'S RESEARCH OF BIOLOGICAL TISSUES BY NON-CONTACT METHOD

Department of Normal Physiology, Ural State Medical University
Yekaterinburg, Russian Federation

Контактный e-mail: yeeesnow@yandex.ru

Аннотация. В статье представлены экспериментальные данные измерения импеданса биотканей бесконтактным способом с программной визуализацией параметров. Проведено сравнение традиционной электродной и бесконтактной регистрации импеданса биотканей. Определена перспектива развития новой технологии диагностики - динамической волюмографии.

Annotation. This article presents experimental data of measurement biological tissues's impedance in a contactless manner with program visualization parameters. Traditional electronic registration was compared with contactless registration of biological tissues's impedance. Was identified the prospect of a new diagnostic technology's development - dynamic volyumography.

Ключевые слова: импеданс биотканей; визуализация параметров измерения; динамическая волюмография.
Keywords: impedance of tissues; visualization of measurement parameters; dynamic volyumography.

Известны многочисленные технологические разработки показывающие, что функциональные свойства тканей органа и сам орган можно проанализировать путем измерения его импеданса (сопротивления) с использованием, постоянного или переменного тока [3]. Любую биоткань можно рассматривать как неоднородный проводник электрического тока, при этом самой высокой электропроводностью обладают биологические жидкости, в частности, кровь, а самой низкой – кости и кожа. Главной трудностью, которую необходимо преодолеть при построении распределений импеданса биоткани, является эффект расходимости линий электрического поля при приложении к ткани разности потенциалов между двумя электродами. В то время как для однородной ткани искривленные линии поля можно определить, а в реальном случае неизвестной неоднородной ткани это оказывается невозможным. Измерения, проводимые с помощью электрода считывания, не связаны с биоэлектрическими свойствами ткани на прямой линии, соединяющей электроды [4]. Было бы просто неверным считать, что при приложении к биоткани разности потенциалов и измерении тока во внешней

цепи суммарное электрическое сопротивление вдоль линии, соединяющей электроды, будет равно просто отношению приложенной разности потенциалов к току [5]. Устранить указанные неоднозначности, можно, если использовать бесконтактную систему регистрации сопротивления с применением индуктивностей. В этом случае имеется возможность получить реальную морфологическую визуализацию биоткани независимо от ее происхождения.

Цель исследования – исследовать возможность измерения импеданса бесконтактным способом для последующей визуализации параметров биотканей.

Материалы и методы исследования

Исследования проведены на экспериментальной установке, состоящей из регистрирующей измерительной ячейки, представляющей собой систему плоских катушек индуктивностей [1,2], ориентированных относительно друг друга таким образом, чтобы при внесении в измерительное пространство заданного объема биотканей, формировать резонансные колебательные процессы, при этом биоткань должна быть составной частью измерительного колебательного контура, образованного индуктивностями, а сам колебательный процесс обеспечивался генераторной катушкой, подключенной к цифровому генератору. Весь процесс измерения и визуализации обеспечивался комплексом приборов: цифровым осциллографом АКТАКОМ ADS-2221MV (с программным обеспечением), цифровым генератором АКТАКОМ AWG-4150 (с программным обеспечением), измерителем RLC E7-22, прибору позволяющему проводить контрольные измерения контактным способом. Все приборы были подключены к компьютеру. Объект исследования: кровь, жир, мышцы. Образцы тканей имели фиксированный объем 2.5 ±0.5 куб.см и вес 10±1 г. На первом этапе проводились контрольные измерения параметров импеданса с помощью электродов 10 измеренных образцов каждого объекта исследования с целью определения вариабельности по объему, весу, и значениям RLC. Контрольными базовыми значениями для расчета являлись RLC и добротность колебательного контура Q. Второй этап исследований включал измерение параметров индуктивного X(L) и емкостного сопротивления X(C), а также частоты и частотного спектра, используемые для расчета импеданса. Визуализация параметров импеданса обеспечивалась дисплеем цифрового осциллографа и дисплеем компьютера. Для определения статистической связи между прямыми измерениями импеданса биотканей и бесконтактным методом рассчитывались коэффициенты регрессии (КР) и корреляции (r). Для статистической обработки полученных данных использовалась программа Microsoft Excel (2010). Общее количество измерений- 210.

Результаты исследования и их обсуждение.

Анализ результатов исследования показал, что традиционное, классическое измерение импеданса биотканей с помощью непосредственного контакта электродов, можно заменить и осуществить с помощью системы

индуктивностей. Полученные результаты практически полностью отражают морфофункциональное состояния исследуемых биотканей. Максимальным активным сопротивлением R обладает жир (5.7 ком), минимальным кровь (0,8ком), при этом отношение индуктивного сопротивления к емкостному сопротивлению X(L)/ X(C) составило: для мышечной ткани - 17, как при контактном, так и бесконтактном измерениях; для крови – 4; для жира – 1 (табл.1). Коэффициенты регрессии X(L) и X(C) показали высокую степень соответствия параметрам импеданса, измеренным бесконтактным способом и соответственно подтверждается плотной связью с параметрами импеданса, измеренного классическим электродным, контактным способом (r= от 0.71 до 0.99 для разных биотканей). Если исходить из того, что X(L) и X(C) являются наиболее важными параметрами отражающими состояние импеданса, то бесконтактный способ измерения достоверно показал ($p<0,05$) изолирующие свойства жира и высокую проводимость для крови и мышечной ткани, при этом X(C) бесконтактного импеданса более точнее отражает структурные особенности биотканей.

Таблица 1

Результаты исследований параметров импеданса биотканей (n=10)

Объект исследования	Базовые (контрольные) параметры биотканей				Контактное измерение импеданса		Бесконтактное измерение импеданса	
	R ом	L мкГн	C нф	Q	X(L) n=10	X(C) n=10	X(L) n=10	X(C) n=10
Мышечная ткань КР	1019 ±44	578 ±54	389 ±18	22	3.6 ±0.8 5.25	63.6 ±4.8 2.26	14.3 ±2.3 0.94	254 ±12 0.44
Жир КР	5700 ±42	721 ±36	30.3 ±4	5	4.5 ±0.8 13.75	4.7 ±0.5 2.0	181.1 ±14 0.07	191.4 ±11 0.05
Кровь КР	850 ±49	423 ±28	73 ±8	10	2.6 ±0.4 4.5	11.6 ±0.6 4.6	32.6 ±1.8 0.09	151.1 ±2.8 0.21

Примечание.

Q=wL/R=1/wRC (добротность измерительного колебательного контура), где w резонансная частота измерения

X(L)=2πfL (индуктивное сопротивление, ом), где f частота измерения X(C)=1/(2πfC) (емкостное сопротивление, ом).

Измерения параметров RLC проводилось на частоте 1 кГц

Достоверность всех коэффициентов регрессии $t<2.0$

Выводы

Таким образом, при использовании индуктивностей, взаимно ориентированных на исследуемую биоткань, создаются условия для принципиально новой диагностики, позволяющей осуществить визуализацию состояния живых тканей органов и соответственно получать достоверную информацию об их морфофункциональном состоянии. Подобные динамические измерения комплексных параметров импеданса бесконтактным способом в заданном объеме тканей определяют название диагностики – динамическая импедансная волюмография (ДИВ). Несомненно, что дальнейшие верификационные исследования ДИВ позволят развить технологию до уровня разработки диагностических приборов нового поколения.

1.Полученные коэффициенты регрессии показывают, что бесконтактный способ измерения импеданса биотканей достоверно ($p < 0,05$) отражает их морфофункциональные характеристики, что подтверждается контрольными исследованиями (r= от 0.71 до 0.99 для разных биотканей).

2.Бесконтактный способ измерения импеданса биотканей позволяет более точно отразить структурные особенности тканей органа, ибо не зависит от линий расходимости электрического поля, что имеет место при контактном измерении импеданса.

Литература:

1. Баньков В.И. Измерительная катушка индуктивности. Патент на изобретение №2107964 от 27.03.98.

2. Баньков В.И. Индуктивный датчик электромагнитного поля. Патент на изобретение №2095758 от 10.11.97.

3. Диагностика: Реовазография / Электронный ресурс http://medportal.org/analyzes/reovazografiya.html (Дата доступа: 24.01.2016).

4. Методы визуализации распределений импеданса биотканей / Электронный ресурс: http://www.i.lab.xmedtest.net (дата доступа: 20.12.2015).

5. Шерина Е.С. Численный метод реконструкции распределения электрического импеданса внутри биологических объектов по измерению тока на границе / Е.С. Шерина, А.В. Старченко / Журнал «Вестник Томского государственного университета» .Т.20, №4 / Томск, 2012, С.36-49.

УДК 541.64:532.77

П.А. Шабадров, А.П. Сафронов

ОСОБЕННОСТИ НАБУХАНИЯ ГИДРОГЕЛЕЙ НА ОСНОВЕ СОПОЛИМЕРОВ АКРИЛАМИДА С АКРИЛОВОЙ И МЕТАКРИЛОВОЙ КИСЛОТАМИ

Кафедра высокомолекулярных соединений
Уральский федеральный университет
Екатеринбург, Российская Федерация