

Метод диагностики патологии межпозвоночных дисков на основе многоканального электроимпедансного картирования. Пилотное исследование

Аннотация

Представлены результаты исследований, указывающие на возможность использования многоканальных электроимпедансных измерений для локализации патологии межпозвоночных дисков. Показано, что при наличии патологии межпозвоночных дисков изменяется кровенаполнение участков мышц-разгибателей спины. Представлены исследования, позволяющие определить параметры электродных систем, приемлемых для локализации патологии межпозвоночных дисков. Разработана методика электроимпедансного картирования области спины с измененным кровенаполнением, обусловленным наличием патологии межпозвоночных дисков.

Введение

В клинической практике остро стоит вопрос диагностики заболеваний позвоночника на ранних стадиях и до возникновения болевого синдрома. На сегодняшний день существуют методы определения местоположения поврежденных межпозвоночных дисков. Существующие методы не позволяют определить наличие патологии до возникновения болевого синдрома у пациента. На основе данного факта возникает необходимость рассмотрения нового метода локализации поврежденных межпозвоночных дисков, позволяющего обнаруживать наличие патологии межпозвоночных дисков на ранней стадии. Кровоснабжение мышц спины в поврежденной области позвоночника изменяется из-за перераспределения нагрузки с межпозвоночных дисков на мышцы-разгибатели спины в области прикрепления к позвонкам, соседним с поврежденным межпозвоночным диском. Данные изменения подтверждены МРТ-изображениями пациентов с поврежденными межпозвоночными дисками и обусловлены изменением трофики мышц спины в области поврежденного межпозвоночного диска. Определение изменения кровоснабжения данной области позволяет предположить возможную локализацию поврежденных межпозвоночных дисков [1].

В данной статье представлены результаты исследований, позволяющие предложить научному сообществу новый метод локализации патологии межпозвоночных дисков на основе многоканальных электроимпедансных измерений.

Материалы и методы

При пропускании переменного тока низкой частоты в диапазоне от 50 до 100 кГц в рассматриваемой работе использовалась частота в 100 кГц, так как на данной частоте удельное сопротивление крови наибольшим образом отличается от удельного сопротивления окружающих ее тканей; через биологическую ткань возникают активное и емкостное сопротивления, их сумма – это комплексный импеданс.

$$Z = \frac{R}{\sqrt{1 + (2fRC)^2}}, \quad (1)$$

где Z – модуль полного сопротивления; R – активное сопротивление ткани; f – частота тока; C – емкость. Деятельность органов и тканей живого организма сопровождается изменениями их объема и внутренней среды. Сосудистая сеть с перемещающейся в ней кровью (обладающей хорошей электропроводностью) быстро изменяет свой объем в период пульсового кровенаполнения, тогда как остальные ткани либо не изменяются в объеме, либо изменяются незначительно.

В процессе исследования МРТ-снимков пациентов, страдающих от заболеваний межпозвоночных дисков, было обнаружено увеличение диаметра просвета кровеносных сосудов, питающих поврежденный межпозвоночный диск (рис. 1). Такое изменение связано с тем, что мышечный каркас в данной области принимает на себя нагрузки, с которыми не справля-

ется поврежденный межпозвоночный диск, что приводит к необходимости увеличения питания данного участка мышцы-разгибателя спины [2], [3].

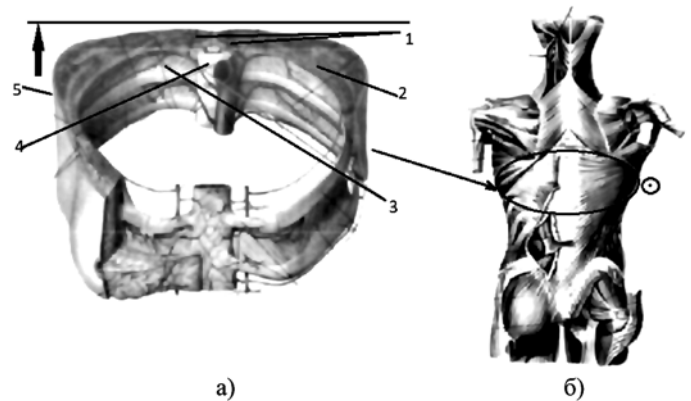


Рис. 1. Анатомическое расположение кровеносных сосудов, питающих мышцы спины: а) расположение кровеносных сосудов, питающих мышцы спины; б) мышечный каркас спины; 1 – артериальный сосуд; 2 – мышечная ткань; 3 – подкожно-жировой слой; 4 – губчатая кость; 5 – кожный слой

Чтобы оценить возможность диагностики патологии межпозвоночных дисков, была разработана модель, позволяющая определить наличие изменения удельного сопротивления биологической ткани, связанного с изменением кровенаполнения мышц в пораженной области [3]-[5].

Основные положения и допущения данной модели были следующие: исходя из данных об увеличении кровенаполнения при увеличении просвета сосуда вдвое, оценивалось изменение удельного сопротивления при изменении кровенаполнения на 100 г мышечной ткани:

$$\rho = \frac{S \cdot R_{T+B}}{l}, \quad (2)$$

где R_{T+B} – сопротивление мышцы с кровью; l – длина участка мышечной ткани; S – площадь поверхности участка мышечной ткани.

В соответствии с формулой (2) было оценено изменение удельного сопротивления мышечной ткани с кровью при пульсовом кровенаполнении, которое составило $\Delta\rho = 2\%$.

Для моделирования поверхностного измеряемого электрического импеданса мышцы с измененным кровенаполнением использовалась трехслойная модель, представленная на рис. 2.

При моделировании рассчитывалось изменение электрического импеданса в зависимости от характеристик электродной сборки. Изменялись параметры удельного сопротивления ρ_2 в диапазоне, не превышающем значение в 2% от исходного, и оценивалось изменение электрического импеданса в соответствии с формулами (3) для расчета трехслойной модели:

$$R_{MN} = \frac{2\rho_1}{\pi} \left\{ \frac{b}{a^2 - b^2} + \int_0^\infty A_1(\lambda) J_0[\lambda(a-b)] d\lambda - \int_0^\infty A_1(\lambda) J_0[\lambda(a+b)] d\lambda \right\}, \quad (3)$$

Где

$$A_1(\lambda) = \frac{(\rho_2 - \rho_1)(\rho_2 + \rho_3) \exp(-4\lambda h_1) + (\rho_2 + \rho_1)(\rho_2 - \rho_3) \exp(-4\lambda h_1 - 2\lambda h_2)}{(\rho_1 + \rho_2)(\rho_2 + \rho_3) \exp(-2\lambda h_1) + (\rho_2 - \rho_1)(\rho_2 - \rho_3) \exp(-2\lambda h_1 - 2\lambda h_2) + (\rho_2 + \rho_1)(\rho_2 + \rho_3) \exp(-4\lambda h_1) + (\rho_2 + \rho_1)(\rho_2 - \rho_3) \exp(-4\lambda h_1 - 2\lambda h_2)}$$

$$\rho_k = \rho_k(a, b, R_{MN});$$

a – половина расстояния между токовыми электродами; b – половина расстояния между потенциальными электродами; ρ_1 – удельное сопротивление кожно-жирового слоя; ρ_2 – удельное сопротивление мышцы; ρ_3 – удельное сопротивление губчатой костной ткани; $J_0(\lambda)$ – функция Бесселя первого рода.

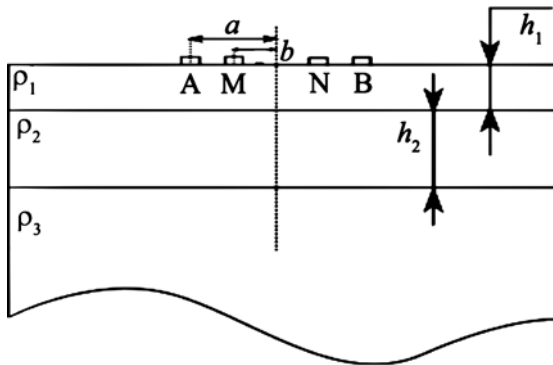


Рис. 2. Схема трехслойной модели: ρ_1 – удельное сопротивление кожно-жирового слоя; ρ_2 – удельное сопротивление мышцы; ρ_3 – удельное сопротивление губчатой костной ткани; h_1 – толщина кожно-жирового слоя; h_2 – толщина мышечной ткани; a – половина расстояния между токовыми электродами; b – половина расстояния между потенциальными электродами

В табл. 1 приведена зависимость изменения пульсовой составляющей электрического импеданса мышцы-разгибателя спины от изменения удельного сопротивления мышцы с изменением кровенаполнением с удельным сопротивлением ρ_2 и от расстояния между потенциальными электродами MN-электродных систем, которое равно половине расстояния между токовыми электродами АВ-электродных систем.

Таблица 1

Изменение электрического импеданса в зависимости от изменяемых линейных параметров электродных систем, мОм

$\frac{MN}{\rho_2}$	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55
4,9	0,005	0,01	0,018	0,027	0,039	0,053	0,061	0,077	0,09	0,104
4,95	0,003	0,005	0,009	0,013	0,019	0,027	0,030	0,038	0,045	0,052
4,99	0,001	0,000	0,000	0,001	0,001	0,002	0,003	0,003	0,004	0,005

Основываясь на данных результатах, было принято решение об использовании электродной системы с размерами 70×35 мм, так как увеличение размеров больше указанного значения приведет к захвату в область зондирования сразу двух межпозвоночных дисков, что снизит точность локализации патологии. Причем исходя из табличных значений видно, что данная электродная система позволяет оценивать наличие пульсового сигнала электрического импеданса мышечной ткани пациента порядка 53 мОм. На основании полученных данных была выбрана электродная система с размерами 70×35 мм, при помощи которой осуществили измерения значений пульсового импеданса [5].

Экспериментальное исследование

Цель экспериментального исследования: определение изменения пульсового значения электрического импеданса, вызванного изменением кровенаполнением мышцы-разгибателя спины, обусловленным наличием патологии межпозвоночного диска.

Таблица 2

Параметры многоканальной системы измерения биологического сопротивления РЕО-32 [6]

Характеристика	Значение
Количество каналов, шт.	5
Частота зондирования, Гц	500
Реографический метод измерения	Тетраполярный
Измерительный ток	3 мА, 100 кГц
Диапазон измерения базового импеданса, Ом	1...250
Диапазон измерения пульсового импеданса, Ом	± 2

Во время экспериментальных исследований электродные системы располагались на спине пациента вдоль линии позвоночника на расстоянии 12 мм от оси позвоночника. Использовались тетраполярные электродные системы с размерами 70×35 мм, где 70 мм – расстояние между токовыми электродами, 35 мм – между измерительными электродами.

ЭКГ снимали с фронтальной поверхности спины пациента с целью корреляции периодичности изменения пульсового значения электрического импеданса мышцы-разгибателя спины в области патологии.

Измерения проводились на двух добровольцах, один из которых был пациентом с поврежденным диском L0 / L1. В результате измерения было подтверждено наличие грыжи диска у пациента (рис. 3). На рис. 3 показано увеличенное изменение амплитуды сигнала, связанное с увеличением кровоснабжения мышечной ткани в области пораженного межпозвоночного диска.

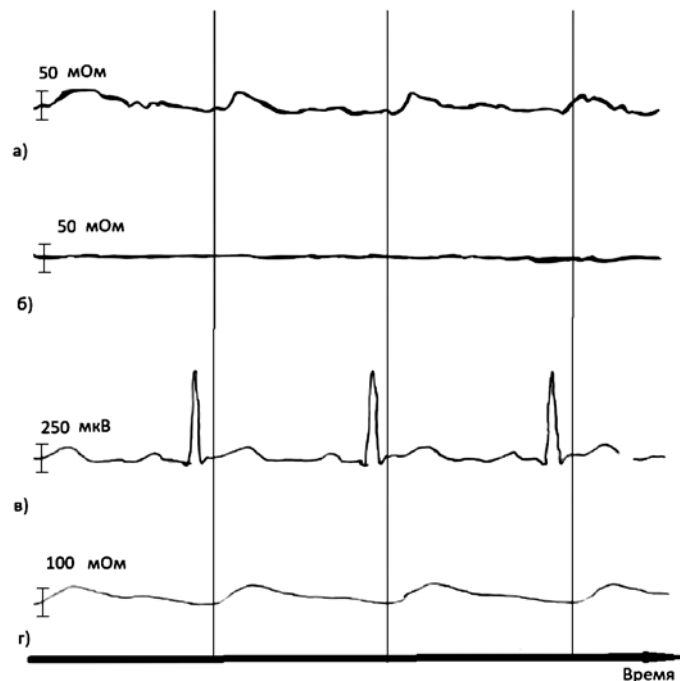


Рис. 3. Электроимпедансный сигнал: а) пульсовое значение электрического импеданса мышцы-разгибателя спины в области патологии; б) пульсовое значение электрического импеданса мышцы-разгибателя спины в области здорового участка спины; в) ЭКГ-сигнал; г) торкальный сигнал

По результатам эксперимента была построена карта изменения пульсового значения электрического импеданса мышцы-разгибателя спины для каждого участка мышцы с шагом 7 мм и локализовано наличие патологии межпозвоночного диска, которая представлена на *рис. 4*.

Амплитуда изменения пульсового импеданса в области грыжи составила порядка 47 мОм (*рис. 3*).

Результаты

Была рассмотрена методика определения наличия патологии межпозвоночных дисков на основании измерения изменения кровенаполнения мышц-разгибателей спины в области патологии.

Была выбрана приемлемая электродная система для измерения изменения пульсовой составляющей электрического импеданса мышцы-разгибателя спины, обусловленной изменением кровенаполнения мышцы-разгибателя спины.

В области поврежденного межпозвоночного диска происходит изменение амплитуды пульсового импеданса биологической ткани порядка 47 мОм, вызванное изменением кровенаполнения мышечной ткани у пациента, что соответствует рассчитанной математической модели.

Была построена карта изменения пульсового значения электрического импеданса мышцы-разгибателя спины для каждого участка мышцы спины.

Заключение

Представленные результаты проведенного исследования свидетельствуют о возможности создания метода локализации пораженного межпозвоночного диска, основанного на измерении изменений сопротивления биологической ткани мышц-разгибателей спины в области пораженного межпозвоночного диска. Эти результаты указывают на возможность разработки аппаратно-программного комплекса, позволяющего на основе результатов строить динамические карты изменения электрического импеданса биологической ткани на поверхности кожных покровов, которые позволяют визуализировать область патологии межпозвоночного диска.

Список литературы:

1. *Popov A.I., Novoseltsev S.V.* Specific Osteopathic Therapy of Patients with Lumbar Intervertebral Disc Herniations // Russian Osteopathy Journal. 2010. № 3. PP. 10-11.

2. *Олизарович М.В., Олизарович Е.М.* Секвестрация многоуровневых грыж поясничных межпозвоночных дисков // Проблемы здоровья и экологии. 2016. № 1. С. 42-49.
3. *Lebedeva M.N., Lukjanov D.S., Novikova M.V., Novikov V.V., Vereshchagin I.P.* Feasibility of impedance cardiography and impedance pletysmography in spine surgery // Spinal surgery. 2011. № 2. PP. 58-66.
4. *Li J.K.-J.* Dynamics of the vascular system. Series on Bioengineering & Biomedical Engineering. Vol. 1. – World Scientific Publisher Co. Pte. Ltd 2004. PP. 226-231.
5. *Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г.* Биоимпедансный анализ состава тела человека. – М.: Изд-во «Наука», 2009. 126 с.
6. *Шукин С.И., Кирпиченко Е.Ю., Тимохин Д.П.* Исследование биомеханических процессов деятельности сердца с использованием аппаратно-программного комплекса для импедансного картирования прекардиальной области // Радиотехника. 2010. № 9. С. 9-14.

Андрей Андреевич Блинов,
ассистент,

Сергей Игоревич Шукин,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,

кафедра «Медико-технические
информационные технологии» (БМТ-2),

Александр Кузьмич Волков,
д-р мед. наук, профессор,
директор,

Научно-образовательный
медико-технологический центр
МГТУ им. Н.Э. Баумана,

Александр Петрович Николаев,
д-р мед. наук, профессор,
заслуженный врач РФ, зав. кафедрой,
кафедра БМТ-4,

ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»,
г. Москва,

e-mail: AndrewBlinowjr@yandex.ru

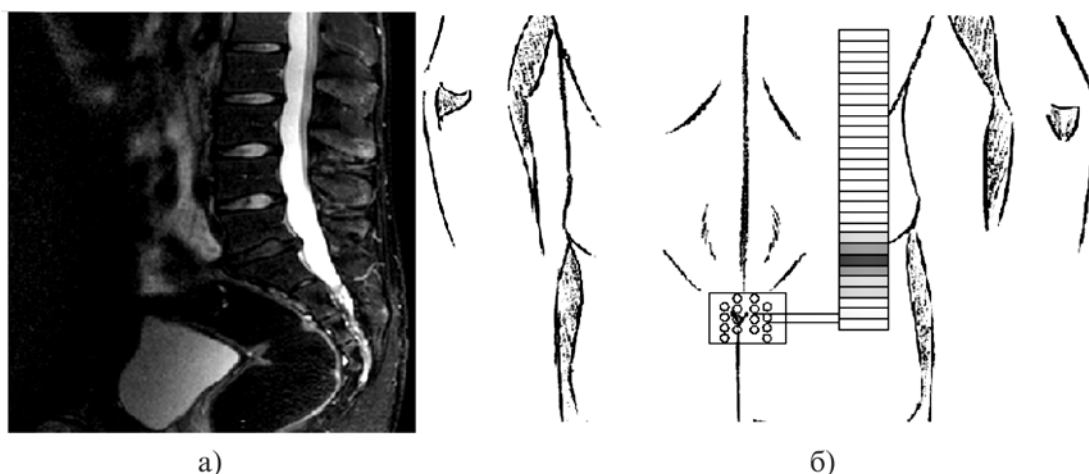


Рис. 4. Карта изменения пульсового импеданса мышцы спины: а) МРТ позвоночника; б) карта изменения пульсового импеданса мышц спины