

Д.Н. Панченков¹, С.Д. Леонов¹, А.В. Родин²

Биоимпедансный анализ в медицине

- ¹ — Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, 127473, Москва, ул. Делегатская, 20, стр. 1
- ² — Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Смоленская государственная медицинская академия» Минздрава России, 214019, Смоленск, ул. Крупской, 28

Обзор посвящен проблеме использования биоимпедансометрических технологий в медицинской практике. Отмечено, что биоимпедансометрия находит все более широкое применение при диагностике различных патологических состояний. Описаны преимущества и недостатки неинвазивных и инвазивных способов биоимпедансного анализа. Выявлено, что результаты неинвазивной биоимпедансометрии не всегда отличаются точностью и достоверностью, несмотря на такое преимущество, как отсутствие повреждения органов и тканей. Большой интерес вызывают инвазивные способы биоимпедансометрии, при которой биофизические параметры ткани оцениваются локально, в зоне введения электродов. Отмечена высокая информативность инвазивного биоимпедансного анализа, показатели которого тесно коррелируют с морфологическими изменениями в тканях. Обсуждается возможность более широкого применения инвазивной биоимпедансометрии в клинической практике.

Ключевые слова: патология органов и тканей, импеданс тканей; биоимпедансный анализ

D.N. Panchenkov¹, S.D. Leonov¹, A.V. Rodin²

Bioimpedance analysis in medicine

- ¹ — Moscow State University of Medicine and Dentistry, 20/1, Delegatskaya Str., Moscow, 127473, Russia
- ² — Smolensk State Medical Academy, 28, Krupskoy Str., Smolensk, 214019, Russia

This review covers the problems of using of bioimpedancemetry in medicine. This method is currently becoming more widely used for diagnostics of various pathological disorders. The advantages and disadvantages of non-invasive and invasive bioelectrical impedance analysis were described. It was revealed that the results of invasive bioimpedancemetry were more accurate in comparison with the results of non-invasive bioimpedancemetry, and changed due to morphological damages of tissues. This review provides an overview of the practicability of more extensive using of invasive bioelectrical impedance analysis in medicine.

Key words: pathology of organs and tissues, impedance, bioelectric impedance analysis

Измерение полного электрического сопротивления, или импеданса, используется в медицине и биологии для характеристики физических свойств живой ткани, связанных с функциональным состоянием и структурными особенностями. Информативность данного метода связана с тем, что при патологических процессах происходит изменение электрических характеристик тканей организма [6]. Особый интерес вызывают экспериментальные и клинические данные о параметрах электрического импеданса биологических тканей с применением инвазивной биоимпедансометрии для диагностики различных патологических

состояний. Метод заключается во введении в исследуемую ткань игольчатых электродов и измерении между ними полного электрического сопротивления. Данная технология дает возможность оценить биофизические параметры ткани локально, в зоне введения электродов, причем расстояние между активными частями электродов должно быть не более 1 см [3]. Были исследованы диагностические возможности импедансометрии при прогнозировании раневых и гнойно-воспалительных процессов мягких тканей. В случае классического течения раневого процесса происходит снижение электрического импеданса раны в сравнении с интактной тканью, а затем показатели импеданса увеличиваются и достигают нормальных значений. При нагноении раны показатели еще больше снижаются в начальной стадии за счет инфильтра-

Для корреспонденции: Панченков Дмитрий Николаевич, д.м.н., профессор, зав. кафедрой хирургии ФПДО ГБОУ ВПО МГМСУ Минздрава России, зав. лаб. минимально инвазивной хирургии ГБОУ ВПО МГМСУ Минздрава России. E-mail: dnpanchenkov@mail.ru

ции и образования экссудата. Исследования были проведены с использованием инвазивного и неинвазивного биоимпедансного анализа. Доказано, что данная методика позволяет рутинно осуществлять мониторинг раневого процесса и корректировать схему лечения [42].

В ходе исследования электрического импеданса брюшины и большого сальника при экспериментальном перитоните на крысах наблюдалась подобная динамика показателей. Причем определялась зависимость между тяжестью процесса и уровнем измеряемых параметров. Чем тяжелее протекал перитонит, тем меньше были абсолютные значения импеданса. Интересно, что изменения электрического импеданса были максимальными на стороне патологического процесса [11].

Биоимпедансометрия использовалась для дифференциальной диагностики форм лактационного мастита. При инфильтративной форме электрический импеданс снижался в два раза по сравнению с нормой, а при абсцедирующей — в три [14].

Используя метод биоимпедансной спектроскопии, был разработан портативный высокочувствительный аппарат для диагностики состояния кожи лежачих больных. Был предложен новый метод прогнозирования скрининга возникновения пролежней у тяжелых пациентов на основе тетраполярной неинвазивной биоимпедансометрии [23].

Большое распространение метод биоимпедансометрии получил для оценки действия различных повреждающих факторов развития некроза. При этом происходит увеличение проницаемости мембран и как следствие увеличения ионных потоков — ослабление эффекта поляризации границ раздела, что приводит к падению сопротивления и емкости объекта на низких частотах, однако на высоких частотах сопротивление не меняется [6]. На основе этих данных выстраивается обратная связь в процессе работы электрохирургических медицинских аппаратов [2]. Также электрическое сопротивление можно использовать в качестве индикатора остеонекроза при радиочастотной абляции остеомы, что является альтернативой температурному методу детекции. В 93% наблюдений манипуляция была клинически эффективна, и лишь у одного пациента (3%) через 39 мес. был рецидив [20].

На основе инвазивной биоимпедансометрии, разработаны диагностические методики по оценке степени термических поражений кожи [3]. Авторы рассчитывали коэффициент жизнеспособности (К), равный отношению импедансов здоровой и пораженной ткани. При значениях К, равных $2,2 \pm 0,18$ и выше, процессы дегенерации ткани были необратимы. Используя эти данные, можно определить геометрические грани-

цы распространения некротического процесса как на поверхности тела, так и вглубь (послойно).

Интересным является исследование зависимости параметров электрического импеданса от степени сжатия биологической ткани. Установлено, что при сжатии ткани селезенки до 50% внутриклеточное и внеклеточное сопротивление начинает расти. Сжатие ткани до 80% приводит к увеличению внутриклеточного сопротивления на 107% и снижению внеклеточного на 32% по сравнению с исходным состоянием, что может быть критерием повреждения клеток [25].

На кроликах разработан способ оценки сращения переломов костей, которые подвергались внешней фиксации. Методика предполагает динамическое измерение электрического сопротивления в зоне перелома при использовании элементов фиксации в качестве электродов. Момент сращения костей совпадал с максимальным увеличением электрического сопротивления в измеряемой зоне, что подтверждалось гистологическими исследованиями [59]. Экспериментальные данные были подтверждены клиническими исследованиями при переломах лучевой кости [35]. В экспериментах на крысах изучены электрические характеристики костей в условиях гипокинезии [21]. Было показано, что снижение механической нагрузки приводит к нарушению диэлектрических свойств и изменению электрических параметров импеданса костей, что может быть использовано для ранней диагностики состояния костной патологии.

Биоимпедансный анализ нашел свое применение в трансплантологии, наряду с определением внеклеточной рН и концентрации ионов калия. Результаты сравнения эффективности данных методик показали, что погруженные микродатчики из карбида кремния для оценки жизнеспособности органа в течение продолжительного времени наблюдения предпочтительнее, так как не требуют эталонного электрода, но при этом обеспечивают данные, которые дают K^+ - и рН-микросенсоры, для определения жизнеспособности органа [29]. Характеристики электрического импеданса при хранении трансплантатов специфичны для каждого органа. В среднем, после извлечения органа величина импеданса растет из-за уменьшения внеклеточной жидкости, вызываемого клеточным набуханием. Из-за замедления энергетического метаболизма ишемизированная клетка набухает и, тем самым, суживает внеклеточное пространство, уменьшая ширину электрического пути для токов низких частот. Таким образом, уменьшается проводимость и увеличивается электрическое сопротивление ткани. Далее импеданс остается постоянным в течение 1—2 ч, после чего начинает уменьшаться из-за массового повреждения мембран [52].

Диагностические технологии на основе неинвазивной импедансометрии разработаны и в отоларингологии. Для диагностики воспалительных заболеваний околоносовых пазух был применен способ определения активного сопротивления со слизистой носа с расположением электродов на переднем конце нижней раковины и под языком [7]. При остром синусите показатели активного сопротивления понижаются на соответствующей стороне, причем изменения были более выражены при наличии экссудата в пазухах. В ходе лечения и по выздоровлении данные импеданса восстанавливались. Причем динамика активного сопротивления тканей полости носа на частоте 500 Гц наиболее информативна при оценке эффективности проводимой терапии [7].

Были исследованы биоэлектрические параметры миндалин, языка, зубов в норме и при различной патологии. Так у пациентов с раком языка методом тетраполярной биоимпедансометрии на различных частотах были обнаружены на частотах 20 Гц и 50 кГц значительные различия между показателями здорового органа и языка, пораженного онкологическим процессом, что, по мнению авторов, открывает новые возможности в диагностике рака в ротовой полости [53].

В стоматологии биоимпедансный анализ применяют для определения длины корневого канала путем определения коэффициента дисперсии на оптимальных для этого частотах: 0,5 кГц и 5 кГц [38]. Разрабатываются также методы оценки эффективности лечебных воздействий при депульпировании зуба и пломбировки корневых каналов [19]. При этом необходимо учитывать возрастные изменения импеданса дентина [26].

При измерении импеданса в солидных с паренхиматозным компонентом узловых образованиях щитовидной железы регистрируются повышенные показатели импеданса в зоне средней трети очагов. Что касается узлов с выраженными дистрофическими-дегенеративными изменениями, то наблюдается тенденция к гипоимпедансным значениям. Аналогичные показатели характерны также для кист, кистозных дегенераций и злокачественного процесса [8]. При диффузном увеличении щитовидной железы электрическая проводимость ее ткани имеет тенденцию к увеличению на 14%. У лиц с узловым зобом показатели достоверно снижались на 77%. Применение низкочастотной импедансометрии в качестве предварительного теста при скрининге зоба позволяет активно исключать лиц, не нуждающихся в дальнейшем обследовании [1].

Показано, что многозональная внутрипищеводная импедансометрия по своей диагностической значимости сопоставима с 24-часовым мониторингом рН в пищеводе и позволяет диагностировать патологический гастроэзофагеальный рефлюкс. Эта методика

имеет большое значение в определении степени тяжести гипотонической и гипертонической дискинезии пищевода и недостаточности кардии [18]. Также биоимпедансометрию можно использовать для контроля динамики рН внутрижелудочной среды у больных с гастродуоденальными кровотечениями. По изменению значений внутрижелудочного импеданса можно достаточно надежно судить о концентрации водородных ионов в реальном времени и появлении крови в содержимом желудка [31]. При инвазивной биоимпедансометрии слизистой желудка у крыс показано снижение импеданса в области большой и малой кривизны в условиях экспериментальной язвы желудка. Причем импеданс одинаково снижался как при стресс-индуцированом ulcerогенезе, так и при введении ацетилсалициловой кислоты [9].

Для определения эффективности наружного дренирования общего желчного протока использовали измерение импеданса желчи *in vitro* [15].

Разработана методика оценки жизнеспособности кишки при экспериментальной острой кишечной непроходимости, которая позволяет определить необратимое повреждение кишечной стенки и проводить экономную резекцию участка кишки. При этом в ходе оперативного вмешательства производят биоимпедансометрию кишки в области противобрыжечного ее края и, если показатели импеданса меньше 2 кОм, то это свидетельствует о нежизнеспособности органа [12].

Биоимпедансный анализ нашел свое применение и в хирургической гепатологии. Так, измерение электрического сопротивления у электрода для радиочастотной абляции имеет важное значение для оценки степени абляции. При образовании большого количества обезвоженной некротизированной ткани на электроде его импеданс резко увеличивается и эффективность дальнейшего воздействия снижается. Этот процесс тесно коррелирует с температурой окружающих электрод тканей [55]. Оценка дисперсии электрического импеданса используется для точного определения отсутствия кровотока в зоне воздействия при радиочастотной абляции. Авторы показали, что данный метод более эффективен по сравнению с доплерометрией. Особенно актуальным эта технология будет при развитии биполярной радиочастотной абляции [36]. В эксперименте впервые было предложено измерять в реальном времени импеданс печени при необратимой электропорации. При исследовании фибросарком мышей импеданс после завершения необратимой электропорации уменьшался от 10 до 180% относительно начальных значений [37]. В клинике электрический импеданс ткани печени после нетепловой необратимой электропорации уменьшался на 40% от исходного и на 47% спустя 3 ч [28].

Используя неинвазивные электроды от электрокардиографа, в эксперименте разработана методика оценки стеатоза удаленной печени доноров перед трансплантацией. Применение этой технологии, по мнению авторов, в будущем может исключить биопсию печени перед пересадкой [34]. Предложен метод коагуляции биопсийного канала при пунктировании ткани печени, причем эффективность данной манипуляции контролируется с использованием биоимпедансометрии. При коагуляционном воздействии импеданс биопсийной иглы снижается на 41,6% [58]. Были проведены также пилотные исследования электрической проводимости удаленных в процессе оперативного вмешательства опухолей печени. Выявлены достоверные различия между опухолевой и интактной тканью печени [41]. В экспериментах на крысах исследован электрический импеданс печени в условиях её 70% ишемии. Установлено, что показатели импеданса постепенно увеличивались в течение 60 мин, а затем выходили на плато. После реперфузии электрический импеданс ткани печени уменьшался, но не достигал исходных значений, что, по мнению авторов, связано с реперфузионным повреждением клеток печени. Наиболее выраженные изменения электрического импеданса были зафиксированы на низких частотах [44].

При экспериментальном инфаркте миокарда была установлена четкая зависимость между значениями коэффициента дипольной поляризации (КДП) от морфофункциональных изменений в мышце в динамике развития ишемии [4].

В клинической кардиохирургии использован инвазивный метод измерения импеданса миокарда для контроля кардиоплегического эффекта во время операций с искусственным кровоснабжением. В ходе исследования электрического импеданса при обратимой ишемии миокарда, было показано увеличение значений на частотах 1 кГц и 10 кГц. При реперфузии импеданс восстанавливался до нормальных значений [45]. Был предложен способ диагностики отторжения трансплантата сердца методом чреспищеводной биоимпедансометрии с оценкой фазового угла на частотах от 100 до 300 кГц [27]. Другими исследователями было показано уменьшение электрического импеданса сердца в процессе отторжения в 5 раз по сравнению с контролем [24].

Исследована возможность применения инвазивной биоимпедансометрии с использованием подкожных электродов в мониторинге гемодинамических параметров близлежащих тканей. В процессе мониторинга электроды располагались на грудной мышце на расстоянии 5 см друг от друга. На модели массивного кровотечения у свиней показано, что значения электрического импеданса коррелируют со средним арте-

риальным давлением и пульсовым давлением в зоне измерения. При гипотензии электрический импеданс возрастал [57].

В нейрохирургии исследования электропроводности спинномозговой жидкости показали возможность применения метода биоимпедансного анализа в качестве прогностического теста при эпилептических приступах [13]. Разработан на свиньях метод контроля экстраневрального введения анестетика при блокадах седалищного нерва. В ходе проведения иглы под ультразвуковым контролем измеряли электрический импеданс, который в экстраневральной зоне был равным $10,8 \pm 2,9$ кОм, а в интраневральной — $18,2 \pm 6,1$ кОм [56]. При биоимпедансометрии головного мозга после травмы показатели электрического импеданса снижаются по сравнению с исходным уровнем. В эксперименте импеданс травмированного участка головного мозга при инвазивной биоимпедансометрии начинал снижаться уже на 1-е сут. с минимумом на 4-е сут., а с 7-х сут. посттравматического периода возрастал [10]. Использование поверхностных электродов, накладываемых на мозг экспериментальных крыс, позволило определить тяжесть черепно-мозговой травмы и степень поражения конкретных участков головного мозга [33]. При опухолях головного мозга было зафиксировано снижение показателей электрического импеданса на стороне поражения в сравнении со здоровыми тканями.

В ряде исследований методом двухчастотной биоимпедансометрии было определено, что «зазор» между показателями импеданса близлежащих биотканей внутри одного органа был значительным и не перекрывался индивидуальными особенностями пациентов. Также была доказана возможность оценки структуры тканей во время хирургического вмешательства, причем определение коэффициента дипольной поляризации позволяет с высокой достоверностью дифференцировать здоровые и пораженные опухолевым процессом ткани.

Диагностические возможности неинвазивной импедансной спектроскопии были изучены у пациентов со злокачественной меланомой кожи [32]. Исследования показали, что чувствительность и специфичность данного метода составили соответственно 83% и 95% [22]. Однако при дифференциальной диагностике с доброкачественными образованиями чувствительность составила 95%, а специфичность — 49% [16]. Доказано, что для диагностики малых опухолей кожи можно использовать тетраполярные неинвазивные электроды, расстояние между которыми должно быть около 1,8 мм [48]. Для дифференциальной диагностики невуса и базальноклеточной карциномы лучше использовать неинвазивные электроды, а для верификации меланомы — микроинвазивные [17].

Проведены исследования электрического импеданса кожи мышей с моделированным атопическим дерматитом. В ходе эксперимента было установлено, что использование биоимпедансного анализа позволяет установить степень атопического дерматита и проводить мониторинг эффективности лечения данного заболевания [40].

Предложено проводить диагностику опухолей молочной железы [30] путем построения кривых Коула-Коула (зависимость импеданса от частоты тока проходящего через ткань). При сравнении полученных данных с результатами гистологии показано, что злокачественные образования выявлялись с чувствительностью около 100% и специфичностью в 85%. Кроме того, исследование электрического импеданса суспензий различных по морфологии клеток молочной железы показало потенциальную возможность применения биоимпедансного анализа для гистологической верификации тканей молочной железы полученных при биопсии [47]. Однако по некоторым данным импедансная томография не может заменить в диагностическом плане рентгеновскую маммографию и УЗИ молочных желез, хотя может быть полезна в качестве дополнительного метода диагностики [49].

Биоимпедансометрический анализ используется при исследовании простаты. Оценка биофизических показателей органа проводилась параллельно с пункцией предстательной железы с целью диагностики рака. Доказано, что диэлектрическая проницаемость и электрическая проводимость ткани пораженной опухолевым процессом значительно выше неизменной. При использовании биопсийной иглы в качестве активного электрода для биоимпедансометрии объем исследуемой ткани составляет $0,286 \text{ см}^3$ [46]. Создана компьютерная модель предстательной железы на основе данных электрического импеданса, которая позволяла оценить объем патологического очага и состояние близлежащих тканей [51]. Были исследованы *ex vivo* 32 удаленные предстательные железы, в ходе чего был разработан метод дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований с чувствительностью и специфичностью до 93,8% и 92,4% соответственно [50].

Проведено исследование электрического импеданса мочевого пузыря *ex vivo* с целью поиска диагностических критериев рака путем тетраполярной биоимпедансометрии с использованием инвазивных золотых электродов. В ходе экспериментов было показано, что импеданс в зоне пораженной раком достоверно выше, чем в зоне нормальной слизистой. Данный метод авторы предлагают в качестве дополнительного дифференциально-диагностического критерия рака мочевого пузыря при цистоскопии [39].

Метод измерения электрического импеданса позволяет также в режиме реального времени оценивать жизнеспособность культуры опухолевых клеток HeLa при действии на них цитотоксических агентов [54].

Биоимпедансный анализ нашел применение и в судебной медицине для определения давности наступления смерти [5], а также для оценки давности механического повреждения биологических тканей [43].

Интенсивное развитие неинвазивных методов диагностики заболеваний, как наиболее безопасных для пациента, привело к снижению интереса среди исследователей к изучению локальных изменений импеданса в биологических тканях. Однако диагностическая ценность инвазивных технологий, и, в частности, биоимпедансометрии, намного выше. Таким образом, биоимпедансный анализ может быть широко внедрен в практическую деятельность при условии разработки четких алгоритмов использования в эксперименте и клинике.

Список литературы

1. **Адров А.В.** Клиническое и патогенетическое значение импедансометрии для диагностики эутиреоидного зоба // Вестник новых медицинских технологий. — 2008. — Т. 25, №4. — С. 150—151.
2. **Белик Д.В.** Импедансная электрохирургия. — Новосибирск: Наука, 2000. — 274 с.
3. **Белик Д.В., Торнцев Ю.В.** О возможности оценки степени термических поражений биотканей методом электроимпедансометрии // Мед. техника. — 2001. — №2. — С. 40—41.
4. **Бородин Ю.И., Пугалова И.Н., Осенний А.С.** Метод электрической импедансометрии в оценке течения экспериментального инфаркта миокарда // Бюл. exper. биол. и мед. — 1993. — №1. — С. 100—102.
5. **Витер В.И., Онянов А.М.** Импедансометрическая диагностика времени смерти на поздних сроках постмортального периода // Морфологические ведомости. — 2008. — №1. — С. 162—165.
6. **Губанов Н.И., Утепберганов А.А.** Медицинская биофизика. — М.: Медицина, 1978. — 335 с.
7. **Давыдов А.В.** Использование электроимпедансометрии в диагностике острого синусита // Бюллетень сибирской медицины. — 2002. — №1. — С. 101—107.
8. **Косова А.А., Борсуков А.В.** Малоинвазивная биоимпедансометрия в общем алгоритме обследования пациентов с узловым зобом // Матер. Невского радиологического форума. — СПб., 2011. — С. 117.
9. **Крюкова Н.О.** Сравнительное изучение гастропротекторных свойств антигипоксантов разного химического строения (экспериментальное исследование): Автореф. дисс. на соискание ученой степени к.м.н. — Смоленск, 2010. — 21 с.
10. **Новиков В.Е., Понамарева Н.С., Леонов С.Д.** Оценка эффективности экспериментальной фармакотерапии отека головного мозга методом импедансометрии и термогравиметрии // Вест. Смол. гос. мед. академ. — 2007. — №3. — С. 23—26.

11. **Плешков В.Г., Забросаев В.С., Даниленков Н.В.** и др. Способ диагностики острого воспалительно-деструктивного процесса в брюшной полости в эксперименте // Пат. 2414169 РФ, МПК А 61 В 5/053, G 09 В 23/28. — №2009145350/14; заявл. 07.12.2009; опубл. 20.03.2011. Бюл. №8. — 7 с.
12. **Родин А.В., Леонов С.Д.** Определение жизнеспособности кишечника в условиях экспериментальной острой кишечной непроходимости при помощи биоимпедансометрии // Вестник Смол. гос. мед. академ. — 2011. — №1. — С. 63—65.
13. Сологубова Т.И., Ибрагимов Р.Ш., Рудольф Н.В. Исследование электропроводности ликвора человека // Новое в экспер. и клин. медицине: Сб. науч. тр. — Новосибирск, 1987. — С. 129—132.
14. **Хачатрян А.П., Мыц Б.В.** Импедансометрия в ранней диагностике лактационного мастита // Акушерство и гинекология. — 1987. — №6. — С. 60—62.
15. **Черкасов В.А., Палатова Л.Ф., Попов А.В., Гущенский Л.Б.** Оценка эффективности наружного дренирования общего желчного протока // Хирургия. — 2004. — №6. — С. 12—14.
16. **Aberg P., Birgersson U., Elsner P.** et al. Electrical impedance spectroscopy and the diagnostic accuracy for malignant melanoma // Exp. Dermatol. — 2011. — Vol. 20, №8. — P. 648—652.
17. **Aberg P., Geladi P., Nicander I.** et al. Non-invasive and microinvasive electrical impedance spectra of skin cancer — a comparison between two techniques // Skin Res. Technol. — 2005. — Vol. 11, №4. — P. 281—286.
18. **Agrawal A., Castell D.O.** Clinical importance of impedance measurements // J. Clin. Gastroenterol. — 2008. — Vol. 42, №5. — P. 579—583.
19. **Al-bulushi A., Levinkind M., Flanagan M.** et al. Effect of canal preparation and residual root filling material on root impedance // Int. Endod. J. — 2008. — Vol. 41, №10. — P. 892—904.
20. **Al-Omari M.H., Ata K.J., Al-Muqbel K.M.** et al. Radiofrequency ablation of osteoid osteoma using tissue impedance as a parameter of osteonecrosis // J. Med. Imaging Radiat. Oncol. — 2012. — Vol. 56, №4. — P. 384—389.
21. **Berezovs'kyi Via., Levashov O.M., Safonov S.L.** et al. Impedance testing of compact bone tissue in hypokinetic rat // Fiziol. Zh. — 2005. — Vol. 51, №5. — P. 23—30.
22. **Boden I., Nystrom J., Lundskog B.** et al. Non-invasive identification of melanoma with near-infrared and skin impedance spectroscopy // Skin Res. Technol. — 2013. — Vol. 19, №1. — P. 473—478.
23. **Ching C.T., Chou M.Y., Jiang S.J.** et al. Tissue electrical properties monitoring for the prevention of pressure sore Tissue electrical properties monitoring for the prevention of pressure sore // Prosthet. Orthot. Int. — 2011. — Vol. 35, №4. — P. 386—394.
24. **Cinca J., Ramos J., Garcia M.A.** et al. Changes in myocardial electrical impedance in human heart graft rejection // Eur. J. Heart Fail. — 2008. — Vol. 10, №6. — P. 594—600.
25. **Dodde R.E., Bull J.L., Shih A.J.** Bioimpedance of soft tissue under compression // Physiol. Meas. — 2012. — Vol. 33, №6. — P. 1095—1109.
26. **Eldarrat A.H., Wood D.J., Kale G.M., High A.S.** Age-related changes in ac-impedance spectroscopy studies of normal human dentine // J. Mater. Sci. Mater. Med. — 2007. — Vol. 18, №6. — P. 1203—1210.
27. **Giovinazzo G., Ribas N., Cinca J., Rosell-Ferrer J.** The feasibility of transoesophageal bioimpedance measurements for the detection of heart graft rejection // Physiol. Meas. — 2011. — Vol. 32, №7. — P. 867—876.
28. **Golberg A., Laufer S., Rabinowitch H.D., Rubinsky B.** In vivo non-thermal irreversible electroporation impact on rat liver galvanic apparent internal resistance // Phys. Med. Biol. — 2011. — Vol. 56, №4. — P. 951—963.
29. **Gymez R., Ivorra A., Villa R.** et al. SiC microdevice for the minimally invasive monitoring of ischemia in living tissues // Biomed. Microdevices. — 2006. — Vol. 8, №1. — P. 43—49.
30. **Gregory W.D., Marx J.J., Gregory C.W.** et al. The Cole relaxation frequency as a parameter to identify cancer in breast tissue // Med. Phys. — 2012. — Vol. 39, №7. — P. 4167—4174.
31. **Hajar N., Castell D.O., Ghomrawi H.** et al. Impedance pH confirms the relationship between GERD and BMI // Dig. Dis. Sci. — 2012. — Vol. 57, №7. — P. 1875—1879.
32. **Har-Shai Y., Glickman Y.A., Siller G.** et al. Electrical impedance scanning for melanoma diagnosis: a validation study // Plast. Reconstr. Surg. — 2005. — Vol. 116, №3. — P. 782—790.
33. **Harting M.T., Smith C.T., Radhakrishnan R.S.** et al. Regional differences in cerebral edema after traumatic brain injury identified by impedance analysis // J. Surg. Res. — 2010. — Vol. 159, №1. — P. 557—564.
34. **Hessheimer A.J., Parramon D., Guimerç A.** et al. A rapid and reliable means of assessing hepatic steatosis in vivo via electrical bioimpedance // Transplantation. — 2009. — Vol. 88, №5. — P. 716—722.
35. **Hirashima T., Kim W.C., Kim W.C.** et al. Evaluating bone union of distal radius fractures by measuring impedance values // Orthopedics. — 2009. — Vol. 32, №1. — P. 31.
36. **Huang W.H., Chui C.K., Teoh S.H., Chang S.K.** A multiscale model for bioimpedance dispersion of liver tissue // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2012. — Vol. 59, №6. — P. 1593—1597.
37. **Ivorra A., Al-Sakere B., Rubinsky B., Mir L.M.** In vivo electrical conductivity measurements during and after tumor electroporation: conductivity changes reflect the treatment outcome // Phys. Med. Biol. — 2009. — Vol. 54, №19. — P. 5949—5963.
38. **Jan J., Krizaj D.** Accuracy of root canal length determination with the impedance ratio method // Int. Endod. J. — 2009. — Vol. 42, №9. — P. 819—826.
39. **Keshkar A., Salehnia Z., Somi M.H., Eftekharsadat A.T.** Some early results related to electrical impedance of normal and abnormal gastric tissue // Phys. Med. — 2012. — Vol. 28, №1. — P. 19—24.
40. **Kim S.C., Park H.S., Kim S.M., Park J.K.** Impedance changes according to the degree of atopi dermatitis in mice // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. — 2011. — P. 2526—2529.
41. **Laufer S., Ivorra A., Reuter V.E.** et al. Electrical impedance characterization of normal and cancerous human hepatic tissue // Physiol. Meas. — 2010. — Vol. 31, №7. — P. 995—1009.
42. **Lukaski H.C., Moore M.** Bioelectrical impedance assessment of wound healing // J. Diabetes Sci. Technol. — 2012. — Vol. 6, №1. — P. 209—212.
43. **Mao S., Fu F., Dong X., Wang Z.** Supplementary pathway for vitality of wounds and wound age estimation in bruises using the electric impedance spectroscopy technique // J. Forensic. Sci. — 2011. — Vol. 56, №4. — P. 925—929.

44. **Mei Lan Cui, Hyun Soo Ahn, Jong Yeon Kim** et al. Impedance May Predict Cell Viability During Ischemia and Reperfusion in Rat Liver // *J. Korean Med. Sci.* — 2010. — Vol. 25, №4. — P. 577–582.
45. **Mellert F., Winkler K., Schneider C.** et al. Detection of (reversible) myocardial ischemic injury by means of electrical bioimpedance // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* — 2011. — Vol. 58, №6. — P. 1511–1518.
46. **Mishra V., Bouyad H., Schned A.** et al. A real-time electrical impedance sensing biopsy needle // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* — 2012. — Vol. 59, №12. — P. 3327–3336.
47. **Qiao G., Wang W., Duan W.** et al. Bioimpedance analysis for the characterization of breast cancer cells in suspension // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* — 2012. — Vol. 59, №8. — P. 2321–2329.
48. **Ramos A., Bertemes-Filho P.** Non-invasive and microinvasive electrical impedance spectra of skin cancer — a comparison between two techniques // *Electromagn. Biol. Med.* — 2011. — Vol. 30, №4. — P. 235–245.
49. **Raneta O., Ondru D., Bella V.** Utilisation of electrical impedance tomography in breast cancer diagnosis // *Klin. Onkol.* — 2012. — Vol. 25, №1. — P. 36–41.
50. **Salomon G., Hess T., Erbersdobler A.** et al. The feasibility of prostate cancer detection by triple spectroscopy // *Eur. Urol.* — 2009. — Vol. 55, №2. — P. 376–383.
51. **Shini M.A., Laufer S., Rubinsky B.** SVM for prostate cancer using electrical impedance measurements // *Physiol. Meas.* — 2011. — Vol. 32, №9. — P. 1373–1387.
52. **Spottorno J., Multigner M., Rivero G.** et al. Time dependence of electrical bioimpedance on porcine liver and kidney under a 50 Hz ac current // *Phys. Med. Biol.* — 2008. — Vol. 53, №6. — P. 1701–1713.
53. **Sun T.P., Ching C.T., Cheng C.S.** et al. The use of bioimpedance in the detection/screening of tongue cancer // *Cancer Epidemiol.* — 2010. — Vol. 34, №2. — P. 207–211.
54. **Thakur M., Mergel K., Weng A.** et al. Real time monitoring of the cell viability during treatment with tumor-targeted toxins and saponins using impedance measurement // *Biosens. Bioelectron.* — 2012. — Vol. 35, №1. — P. 503–506.
55. **Trujillo M., Alba J., Berjano E.** Relationship between roll-off occurrence and spatial distribution of dehydrated tissue during RF ablation with cooled electrodes // *Int. J. Hyperthermia.* — 2012. — Vol. 28, №1. — P. 62–68.
56. **Tsui B.C., Pillay J.J., Chu K.T., Dillane D.** Electrical impedance to distinguish intraneural from extraneural needle placement in porcine nerves during direct exposure and ultrasound guidance // *Anesthesiology.* — 2008. — Vol. 109, №3. — P. 479–483.
57. **Venugopal D., Patterson R., Jhanjee R.** et al. Subcutaneous bioimpedance recording: assessment of a method for hemodynamic monitoring by implanted devices // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* — 2009. — Vol. 20, №1. — P. 76–81.
58. **Visvanathan K., Li T., Gianchandani Y.B.** A biopsy tool with integrated piezoceramic elements for needle tract cauterization and cauterization monitoring // *Biomed. Microdevices.* — 2012. — Vol. 14, №1. — P. 55–65.
59. **Yoshida T., Kim W.C., Kawamoto K.** et al. Measurement of bone electrical impedance in fracture healing // *J. Orthop. Sci.* — 2009. — Vol. 14, №3. — P. 320–309.

Поступила 16.04.14

Сведения об авторах:

Леонов Сергей Дмитриевич, к.м.н., доцент кафедры хирургии ФПДО ГБОУ ВПО МГМСУ Минздрава России, докторант лаб. минимально инвазивной хирургии ГБОУ ВПО МГМСУ Минздрава России. E-mail учреждения: msmsu@msmsu.ru

Родин Антон Викторович, к.м.н., ассистент кафедры общей хирургии с курсом хирургии ФПК и ППС ГБОУ ВПО СГМА Минздрава России. E-mail учреждения: adm@sgma.info. Сайт учр.: www.sgma.info