

Ю. А. БАЛОШИН, М. В. МЕХРЕНЬГИН, А. В. АРСЕНЬЕВ, А. А. СОРОКИН

ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВЧ-БЛИЖНЕПОЛЬНОГО ЗОНДИРОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Рассмотрена электродинамическая модель ВЧ-ближнепольного зондирования биологических объектов (на примере исследования активности ростковых зон опорно-двигательного аппарата подростков). Показано, что при исследовании биообъекта информационный сигнал зависит не только от его диэлектрической проницаемости, но и от проводимости.

Ключевые слова: электродинамическая модель, ВЧ-ближнепольное зондирование, диэлектрическая проницаемость, информационный сигнал, проводимость.

Введение. В работе [1] была рассмотрена качественная электродинамическая модель ВЧ-ближнепольного зондирования физических объектов. Анализ результатов этой работы позволил сделать важное заключение, а именно: полноценную информацию о внутренних свойствах объекта можно получать с его поверхности, сканируя ее высокочастотным электромагнитным полем малой резонансной антенны, входящей в колебательный контур генератора ближнепольной системы. Отклик этой антенны (информационный сигнал в виде изменения частоты $\delta\omega$ генератора) определяется возмущениями ее квазистационарного (ближне-го) поля этой и соответственно собственного импеданса антенны, которые, в свою очередь, определяются значением импеданса поверхности объекта, связанным с процессами внутри него. Эта непротиворечивая империческая гипотеза может быть положена в основу новых способов изучения объектов различной природы.

Среди многообразия возможных приложений в настоящей статье рассматривается метод ВЧ-ближнепольного зондирования биообъектов в задачах медицинской диагностики, позволяющий контролировать функциональную активность тканей и органов таких объектов.

Обратившись к известным работам, определяющим электрическую систему регуляции жизнедеятельности сложных многоклеточных организмов как одну из самых важных наряду с вегетативно-нервной и эндокринной системами [2—4], можно выделить следующие факторы, существенные для исследуемой электродинамической модели.

1. Процессы метаболизма, протекающие в клетках живой ткани, связаны с появлением и переносом электрических зарядов (свободных либо связанных).

Известны два типа движения зарядов в электрических полях. Постоянное электрическое поле вызывает движение зарядов в биотканях, называемое электрофорезом. В электромагнитных полях различной частоты наблюдается движение клеток, называемое диэлектрофорезом. Механизм такого движения определяется взаимодействием дипольных моментов клеток (собственных или наведенных) с внешним полем. Результатом этого взаимодействия, при условии, что частота ω электромагнитного поля превышает характеристическую частоту релаксации дипольных моментов клеток, являются значимые изменения электродинамических характеристик живых биологических тканей (диэлектрической проницаемости ϵ и удельной проводимости σ), т.е. возникновение зон дисперсии. Анализ биомедицинских технологий исследования биообъектов в интервале частот электромагнитного поля от 10^3 до 10^9 Гц показал, что появление таких зон наблюдается в диапазоне частот 2—10 МГц [3].

2. Качество процессов жизнедеятельности организма (норма или патология) влияет на его электродинамические параметры ϵ и σ . Кроме того, для получения объективной информации об объекте при воздействии на него диагностического электромагнитного поля энергия этого поля не должна влиять на процессы электрической регуляции в биообъекте: уро-

вень энергии диагностического поля не должен значительно превышать тепловую энергию биообъекта ($\approx kT$), где $T=310\text{ К}$ ($\approx 36,6 - 37\text{ }^\circ\text{C}$)).

Учитывая вышеизложенное, перейдем к анализу электродинамической модели ВЧ-ближнепольного зондирования биологических объектов.

Электродинамическая модель. Попытки создания такой модели для человека или отдельных его органов производились неоднократно (см., например, работы [2, 5]). При этом выбор модели определялся, прежде всего, диапазоном частот электромагнитного поля, взаимодействующего с биообъектом.

Здесь можно условно выделить два подхода:

- радиофизический (ВЧ-, СВЧ-электромагнитные волны с частотой от 10^3 до 10^{11} — 10^{12} Гц);
- оптический (частоты 10^{12} Гц и более).

В рассматриваемой задаче частота электромагнитного поля малой антенны выбрана равной 4 МГц (ВЧ-частота, соответствующая среднему значению области дисперсии биологических объектов). На этой же частоте работает диагностический комплекс ВЧ-ближнепольного зондирования [1], аналог которого был использован в Восстановительном центре детской ортопедии и травматологии (ВЦДОиТ, Санкт-Петербург) для исследования функциональной активности ростковых зон опорно-двигательного аппарата подростков.

Схема ВЧ-ближнепольного зондирования живого организма для рассматриваемой задачи приведена на рис. 1 (*a* — общая схема, *b* — геометрия антенны).

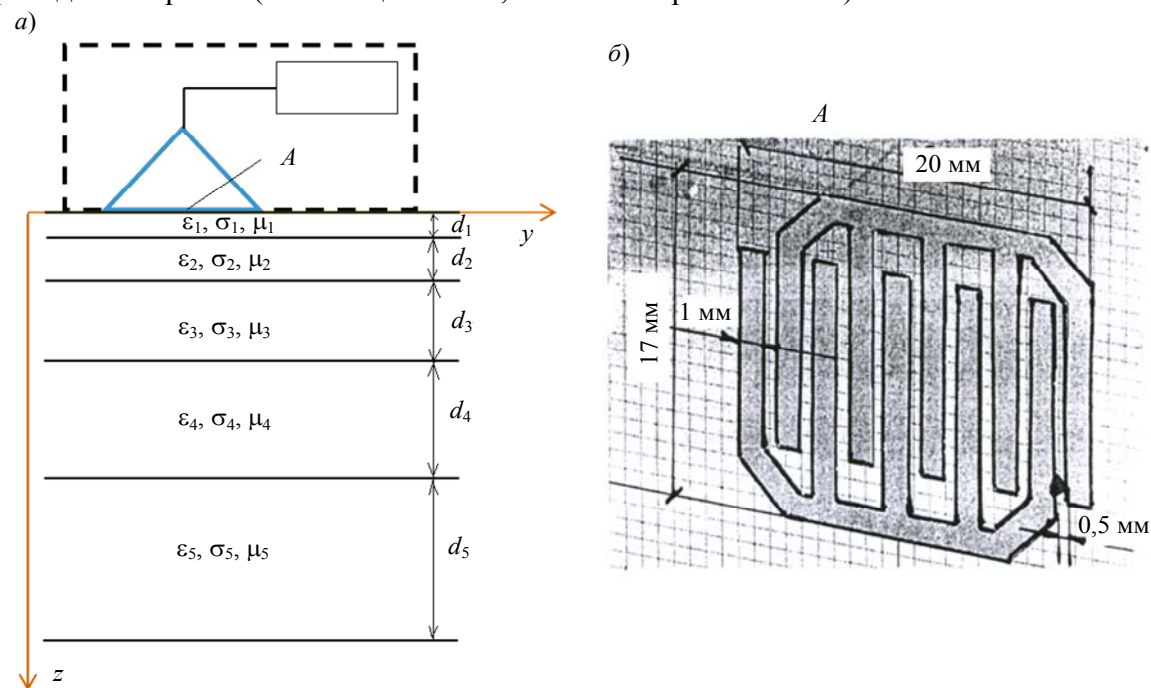


Рис. 1

Модель самого организма представлена здесь в виде полупространства ($z \leq 0$), разделенного на отдельные слои, каждый из которых характеризуется совокупностью электродинамических параметров (ϵ, σ, μ). Такое представление живого организма рассматривается во многих работах, посвященных взаимодействию организма с электромагнитным полем (см. например, [5]).

Отличием исследуемой модели от известных из литературы является количество слоев (пять), представляющих собой упрощенную модель кожно-мышечного покрова над костным слоем (слой № 5) нижних конечностей, в котором располагаются ростковые зоны. Именно нижние конечности подростков были предметом исследования функциональной активности ростковых зон с помощью метода ВЧ-ближнепольного зондирования.

Непосредственное решение задачи ВЧ-ближнеполюсного зондирования выбранной модели живого организма включает следующие шаги.

1. Определение квазистационарного поля (поля в ближней зоне) малой антенны и ее импеданса в воздухе.

2. Определение общего импеданса многослойной структуры (см. рис. 1, а) и его вариации в зависимости от изменений электродинамических характеристик ϵ и σ отдельных слоев. Такими изменениями можно на макроуровне моделировать изменения процессов в органах живого организма (от нормы до патологии). Что касается магнитной проницаемости μ_i , $i=1\dots5$, то для всех слоев, которые можно считать парамагнетиками [3], она была положена равной 1.

3. Определение влияния исследуемой среды (ее импеданса) на импеданс антенны в ее квазистационарном поле и соответственно на общий импеданс колебательного резонансного контура генератора (куда включена антенна), в результате которого и формируется информационный сигнал в виде изменения частоты генератора на величину $\delta\omega$.

Для решения задачи был использован специальный сертифицированный пакет программ CST Studio Suite 2011.

Исходные данные для расчета следующие: ВЧ-малая антенна (ее геометрические размеры показаны на рис. 1, б); общая емкость антенны $C_A = 5,4 \cdot 10^{-12}$ Ф; частота электромагнитного поля антенны, находящейся в воздухе (частота резонансного контура генератора) $4 \cdot 10^6$ Гц; полная индуктивность контура генератора $L = 11,5 \cdot 10^{-3}$ Гн. Значения электродинамических параметров ϵ и σ слоев биотканей с учетом дисперсии взяты из работ [3, 6], для частоты $4 \cdot 10^6$ Гц они приведены в таблице, там же указаны толщины слоев d .

Номер слоя	ϵ	σ , См/м	d , см
1 — эпидермис	3	$3 \cdot 10^{-5}$	$1,5 \cdot 10^{-2}$
2 — кожа	670	0,4	0,1
3 — жир	68	0,15	1
4 — мышцы	180	0,35	2,5
5 — кость	72	0,05	3

Результаты расчетов и их анализ.

ВЧ-антенна, находящаяся в воздухе. На рис. 2 приведены результаты расчетов квазистационарного поля ВЧ-антенны, находящейся в воздухе: а — распределение поля на апертуре r антенны; б — распределение поля на апертуре антенны на расстоянии 1 мм от самой антенны; в, г — общая картина поля в ближней зоне.

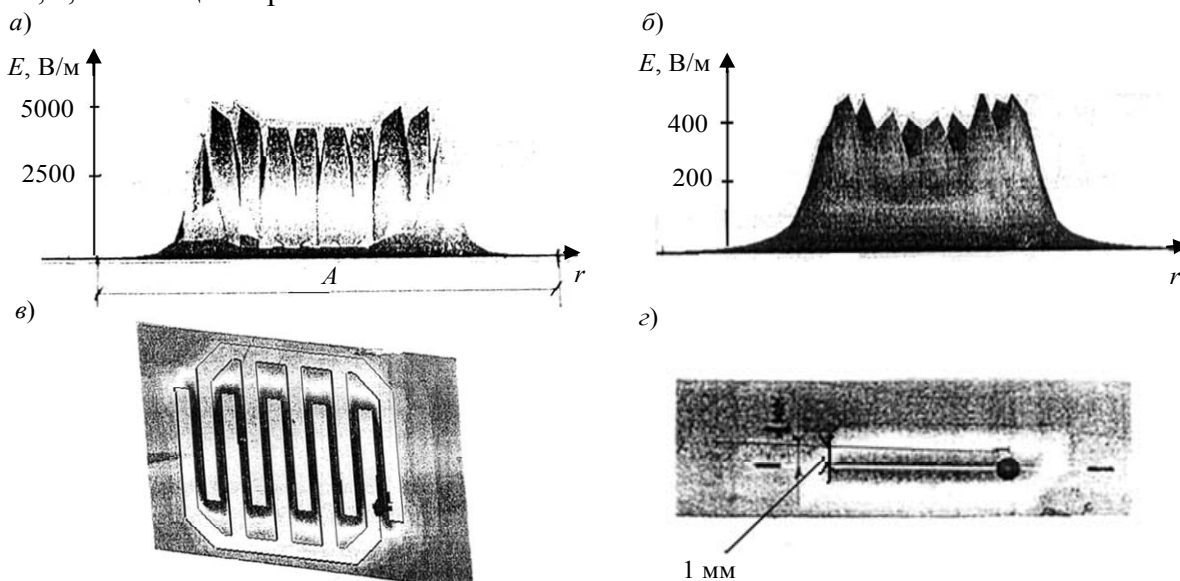


Рис. 2

К основным особенностям этого поля можно отнести следующее:

— поле сосредоточено на апертуре самой антенны, оно практически исчезает на расстояниях 0,7—1 мм от антенны и ее краев; такое распределение поля в ближней зоне на самой антенне полностью отвечает основной гипотезе ВЧ-ближнепольного зондирования: как поверхностного зондирования при непосредственном контакте антенны с исследуемым объектом;

— амплитуда поля в ближней зоне на антенне неоднородна, эта неоднородность значительно уменьшается на расстояниях 0,7—1 мм от антенны, т.е. на расстояниях эффективного поля в ближней зоне.

ВЧ-ближнепольное зондирование. Как было отмечено выше, информационным сигналом ВЧ-ближнепольного зонда является величина $\delta\omega = \omega_0 - \omega_1$, где ω_0 — частота контура генератора с антенной, находящейся в воздухе, ω_1 — частота этого же контура при контакте ВЧ-антенны с выбранным участком биообъекта. Частоту ω_0 легко можно определить по резонансной кривой тока (или напряжения), если значения R_k , L и C_A остаются постоянными в контуре (для антенны в воздухе). Однако определение ω_1 в каждой точке биообъекта (при контакте антенны с этой точкой) связано с некоторыми трудностями.

На рис. 3 а, б соответственно приведены результаты численного расчета активного сопротивления R_k , общего реактанса X_k и фазовой характеристики φ контура с ВЧ-антенной, находящейся в воздухе, и при контакте антенны с биообъектом.

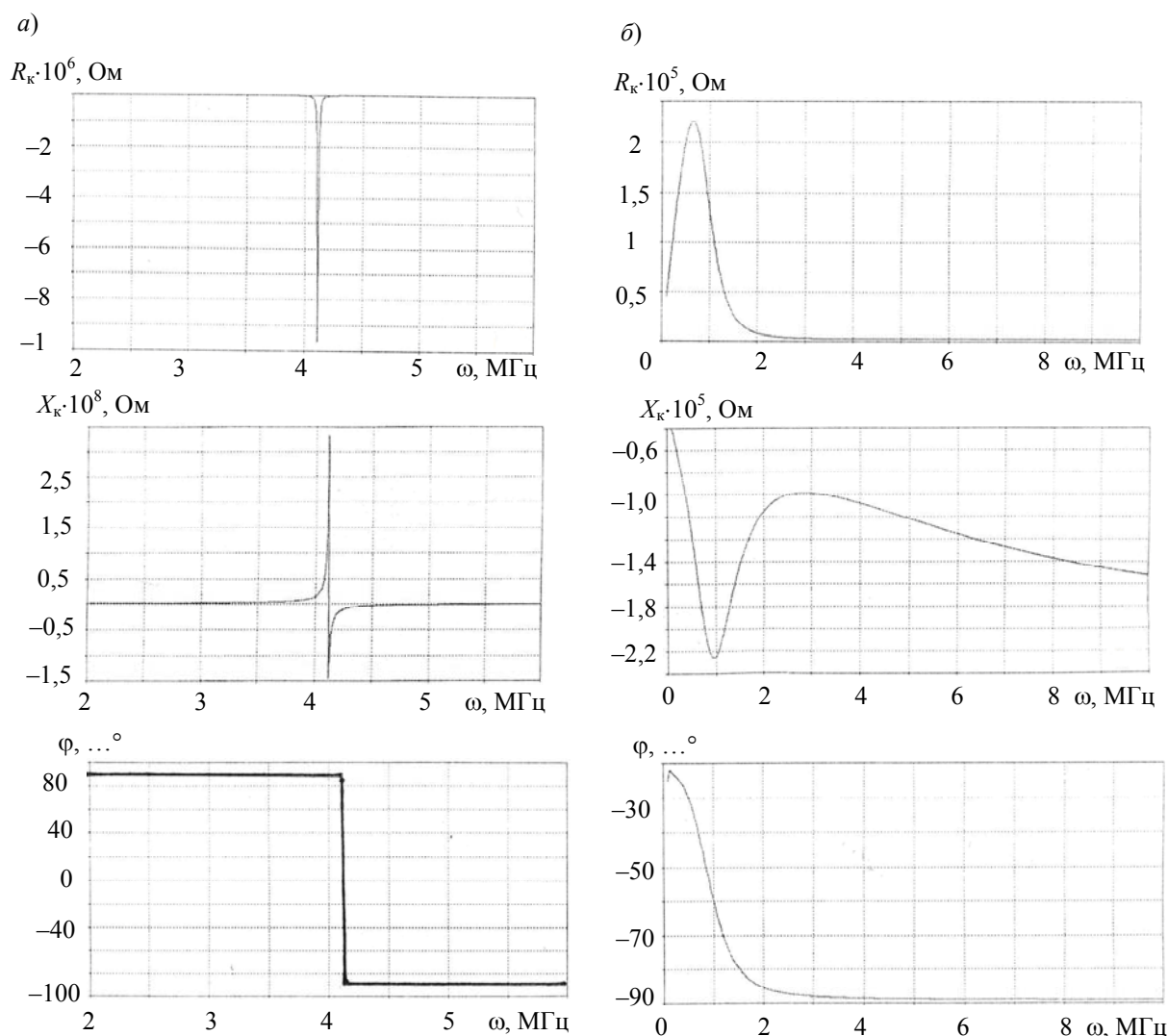


Рис. 3

При анализе резонансной кривой такого контура необходимо учитывать следующее:

— активное сопротивление R_k зависит от частоты;

— емкость контура будет переменной при контакте антенны с биообъектом в различных точках.

Таким образом, в отличие от контура с антенной, находящейся в воздухе, где резонансная кривая является функцией только частоты ω , для случая, представленного на рис. 1, резонансная кривая контура будет определяться тремя взаимосвязанными переменными $R(\omega)$, ω и C_A .

Частоту ω_1 и информационный сигнал $\delta\omega = \omega_0 - \omega_1$ можно определить по совокупности результатов, представленных на рис. 3, не обращая к анализу выражения для резонансной кривой контура. Приведенные графики являются, по существу, системой уравнений, которые заданы дискретно по точкам и в которых неизвестными являются частота ω_1 и емкость антенны C_A .

Каждая такая точка реального биообъекта характеризуется своими значениями параметров ε и σ в различных слоях. Как отмечалось выше, изменяя эти параметры в определенных пределах, можно моделировать уровень активности в тканях биообъекта. На рис. 4 в качестве примера приведены сравнительные результаты клинических исследований активности ростковых зон подростков (на ноге), полученные с помощью диагностического комплекса [7] в ВЦДОиТ, и расчетов уровней информационного сигнала (частота ω_1) с использованием рассматриваемой модели.

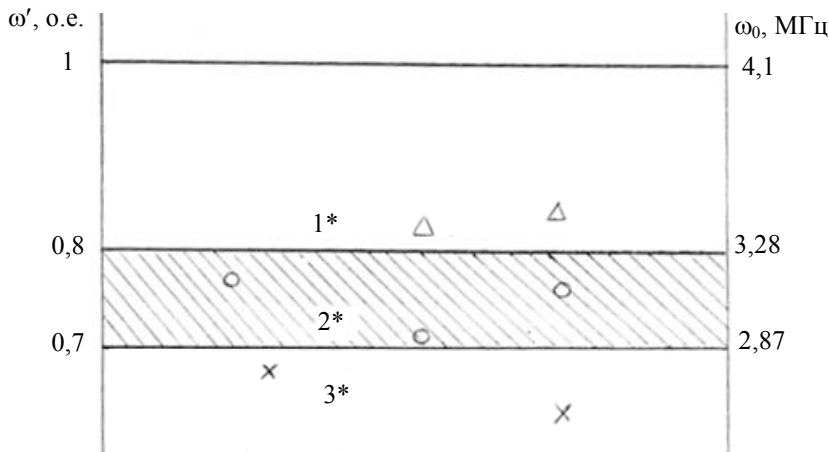


Рис. 4

Здесь уровень ω' , равный единице, соответствует частоте $\omega_0 = 4,1$ МГц контура с антенной, находящейся в воздухе, для выбранной конструкции (см. рис. 1, б) при $L = 11,5 \cdot 10^{-3}$ Гн. Заштрихованная область между уровнями 0,8 (3,28 МГц) и 0,7 (2,87 МГц) соответствует „норме“, т.е. уровням активности ростковых зон для условно здоровых детей, у которых нет отклонений в развитии опорно-двигательного аппарата. Точки, отмеченные на рис. 4 как „о“, „Δ“ и „х“, соответствуют уровню сигналов, полученных при обследовании пациентов с помощью диагностического комплекса ВЧ-ближнепольного зондирования: „о“ — норма, „х“ — увеличенная активность, „Δ“ — уменьшенная активность. На этом же рисунке указаны три расчетные точки: точка 2*, соответствующая „норме“, получена путем расчета по данным таблицы; точка 3* соответствует решению задачи, в которой диэлектрическая проницаемость ε_5 пятого слоя, относящегося к области конечности, увеличена по сравнению с табличными данными на 40 %; точка 1* соответствует решению, при котором значение ε_5 уменьшено на 40 %.

Заключение. Представленный материал позволяет сделать следующие выводы.

Рассмотренная электродинамическая модель качественно подтвердила диагностические возможности метода ВЧ-ближнепольного зондирования, использование которого позволяет по поверхностному зондированию биообъекта получать информацию о процессах, происходящих внутри него.

Активность биологических тканей характеризуется их диэлектрической проницаемостью ϵ и ее изменением под влиянием процессов, происходящих в биообъекте: увеличение значения ϵ ведет к увеличению активности, и наоборот, снижение ϵ — к уменьшению активности. Этот вывод можно считать предварительным, так как кроме диэлектрической проницаемости ϵ существенный вклад в активность клеток биотканей, исходя из роли электрической регуляции жизнедеятельности биообъекта, может вносить проводимость σ .

С помощью рассмотренной модели могут быть решены и другие аналогичные задачи, так как ее использование позволяет при оценке информационного сигнала учитывать изменение электродинамических характеристик ϵ и σ в различных слоях биотканей под действием процессов метаболизма в биообъекте при его диагностике.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Балашин Ю. А., Сорокин А. А., Волченко А. Н. Электродинамическая модель ВЧ-ближнепольного зондирования физических объектов // Изв. вузов. Приборостроение. 2011. Т. 54, № 12. С. 68—74.
2. Электрическая система регуляции процессов жизнедеятельности / Под ред. Г. Н. Зацепиной. М.: Изд-во МГУ, 1992. 160 с.
3. Самойлов В. О. Медицинская биофизика. СПб: Спецлит, 2007. 560 с.
4. Гильберт С. Биология развития. М.: Мир, 1995. 352 с.
5. Кинг Р. Антенны в материальных средах. М: Мир, 1984. 824 с.
6. Foster K. R., Schan H. P. Dielectric properties of tissues and biological material: a critical review // Crit. Rev. Biomed. Eng. 1989. Vol. 17. P. 25—104.
7. Балашин Ю. А., Сорокин А. А., Арсеньев А. В., Дудин М. Г., Волченко А. Н. Метод диагностики функциональной активности тканей и органов биообъектов и устройство для его реализации // Изв. вузов. Приборостроение. 2011. Т. 54, № 3. С. 37—43.

Сведения об авторах

- Юрий Александрович Балашин** — д-р техн. наук, профессор; Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра физики; E-mail: baloshin1940@mail.ru
- Михаил Викторович Мехреньгин** — студент; Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра физики и техники оптической связи; E-mail: mehrengin@gmail.com
- Алексей Валентинович Арсеньев** — канд. мед. наук; ГУЗ Восстановительный центр детской ортопедии и травматологии „Огонек“, кафедра детской ортопедии и травматологии, Санкт-Петербург; зав. IV клиническим отделением; E-mail: stivamat@rambler.ru
- Анатолий Александрович Сорокин** — канд. техн. наук, доцент; Балтийский государственный технический университет „ВОЕНМЕХ“ им. Д. Ф. Устинова, кафедра радиоэлектронных систем управления, Санкт-Петербург; E-mail: an_sor@mail.ru

Рекомендована кафедрой физики НИУ ИТМО

Поступила в редакцию 12.03.12 г.