

## Исследование эффективности микроволновой диагностики остеопороза

С. Тамилова<sup>1</sup>, В.А. Яковлев<sup>1</sup>, К.Г. Золототрубов<sup>1</sup>, В.В. Плескачев<sup>1</sup>, М.А. Одит<sup>1,2</sup>, И.Б. Вендик<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

<sup>2</sup>Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики ИТМО

**Аннотация:** Остеопороз характеризуется разрушением структуры трабекулярной кости, изменением ее плотности и диэлектрической проницаемости, что влияет на характер распространения электромагнитных (ЭМ) волн в этой среде. Целью данной работы является исследование зависимости характеристик распространения волн от степени поражения остеопорозом. Объектом исследования является палец руки человека. В работе представлена электромагнитная модель пальца и результаты моделирования прохождения ЭМ волны через объект для различной степени поражения остеопорозом. Предложен критерий оценки степени поражения остеопорозом

**Ключевые слова:** остеопороз, диэлектрический контраст, микроволновая диагностика, модель пальца

### 1. Введение

Исследование распространения электромагнитных волн по поверхности и внутри человеческого тела является предметом внимания и интереса специалистов в области медицины и физики. Эта область исследований является основой беспроводного мониторинга параметров состояния биологических объектов в микроволновом диапазоне [1]. В отличие от широко распространенных методов с использованием рентгеновского излучения диагностики, микроволновое излучение малой мощности является безопасным.

Предметом исследования является изучение распространения электромагнитных волн СВЧ диапазона через различные участки человеческого тела для обнаружения признаков остеопороза и диагностики степени поражения. Остеопороз – это заболевание, имеющее системный прогрессирующий характер, основным симптомом которого является снижение плотности и нарушение структуры костной ткани. В случае поражения костной ткани остеопорозом из губчатой ткани вымывается кальций, а образующиеся поры и трещины постепенно заполняются жидкостными компонентами. При полном поражении кости остеопорозом губчатая кость заполняется смесью желтого костного мозга и жира, что приводит к значительному уменьшению диэлектрической проницаемости костной ткани. Вследствие этого, развитие остеопороза приводит к изменению физических характеристик кости, в частности, ее комплексной диэлектрической проницаемости [2-7].

Как правило, в качестве объекта исследования остеопороза используют запястье, палец, пяточную кость, шейку бедра и один из разделов позвоночника (поясничный). Каждый из объектов представляет собой сложную многослойную структуру, состоящую из различных тканей с разными электродинамическими параметрами, зависящими от частоты. В состав объекта входят кожа, мышечная ткань, сухожилия, жир, кортикальная кость, губчатая (трабекулярная) кость и др. Важным с практической точки зрения является тот факт, что диэлектрическая проницаемость для нормальной кости и пораженной остеопорозом существенно различаются. Это позволяет обосновать диагностику остеопороза и разработать процедуру измерений. В основе исследования лежит изучение прохождения волн различной природы через

многослойную структуру. Используются ультразвуковые и электромагнитные волны различной частоты, включая рентгеновское излучение. Настоящее исследование основано на применении электромагнитных волн микроволнового диапазона (0,5 – 5 ГГц). Привлекательность метода обусловлена возможностью исследования в режиме *in-vivo* на живом объекте без применения вредного для здоровья излучения. Мощность микроволнового излучения не превышает 5 мВт. Для исследований применяется стандартная аппаратура, широко используемая в микроволновой технике.

## 2. Методы диагностики остеопороза и степени поражения.

Основной задачей диагностики остеопороза является обнаружение и оценка степени поражения костной ткани. Среди используемых методов чаще всего применяются ультразвуковая диагностика и рентгеновская денситометрия. Ультразвуковая диагностика характеризуется малой степенью различия состояния костной ткани и позволяет оценить результат по принципу «да/нет».

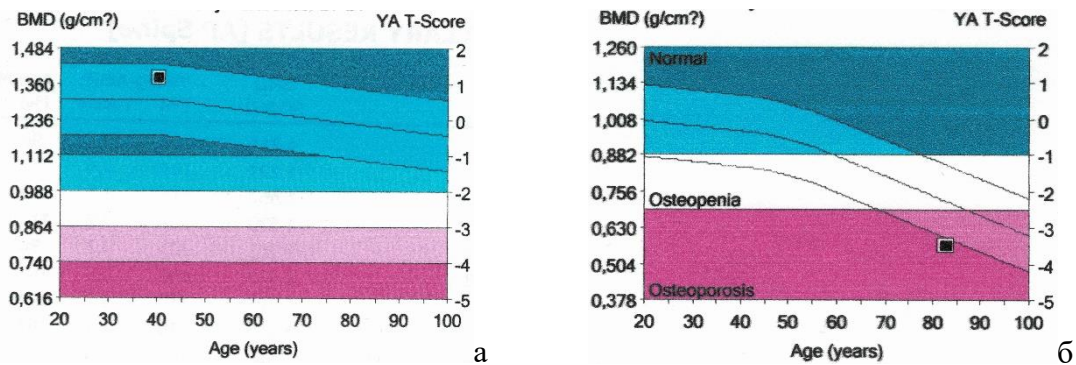
На рисунке 1 показано проведение процедуры рентгеновской денситометрии с использованием метода двухэнергетического рентгеновского поглощения (DXA). Сканирующая рентгеновская головка, установленная на консоли, имеет возможность двигаться вдоль тела пациента, а также поперёк него, синхронно с её движением внутри стола аппарата движется регистрирующий рентгеновские лучи приёмник. Работа аппарата управляется программой, установленной на компьютере, синтезированные изображения костной ткани человека также формируются этой программой.



**Рисунок 1.** Проведение денситометрического исследования методом двухэнергетического рентгеновского поглощения (DXA)

Наряду с абсолютными показателями минеральной плотности костной ткани (МПКТ) в качестве результатов денситометрии автоматически вычисляются T- и Z-критерии в процентах и величинах стандартного отклонения (SD) [8]. T-критерий представляет собой количество стандартных отклонений от среднего значения минеральной плотности костной ткани МПКТ здоровых лиц в возрасте 20–40 лет, а Z-критерий оценивается в сравнении со средними значениями, нормативными для данного возраста и пола. Согласно критериям ВОЗ, значения МПКТ, отклоняющиеся по T-критерию менее чем на  $-1$  SD, расцениваются как норма, значения от  $-1$  SD до  $-2,5$  SD – как остеопения (средняя степень поражения), превышающие  $-2,5$  SD – как остеопороз (высокая степень поражения). На рисунке 2 в качестве примера приведен результат денситометрии, полученный с помощью рентгеновского аппарата марки «Lunar prodigy advance», производимого компанией GE Healthcare, процедура измерений производилась в Мариинской Больнице г. Санкт-Петербург для двух пациентов – один из которых был здоров, второй – с подтверждённым диагнозом

остеопороза высокой степени поражения. По горизонтальной оси графиков на рис. 1 отложен возраст пациента, на вертикальной оси слева МПКТ (*bone mineral density, BMD*), на вертикальной оси справа - Т-критерий.



**Рисунок 2.** Образец представления результатов денситометрии костной ткани: здорового человека (а), человека, поражённого остеопорозом (б)

К недостаткам этого метода относятся вредное воздействие рентгеновского излучения, а также громоздкость и высокая стоимость оборудования. Применение электромагнитных волн микроволнового диапазона для диагностики остеопороза позволяет создать малогабаритную установку, доступную для использования в условиях поликлиники.

### 3. Выбор объекта исследования

В качестве объекта исследования необходимо выбрать элемент человеческого тела, содержащий, в основном, костную ткань, окруженную другими тканями малой толщины. Важным является тот факт, что остеопорозом поражается только костная ткань, при этом остальные ткани сохраняют свои свойства в пределах статистического разброса. Поскольку биологические ткани существенно различаются по своим электродинамическим параметрам (диэлектрическая проницаемость и удельная электропроводность), прохождение электромагнитной волны через слоистую структуру сопровождается сильным рассеянием и затуханием. На фоне этих процессов необходимо зарегистрировать изменение параметров только костной ткани (трабекулярной), что и является основной проблемой при исследовании параметров передачи электромагнитной волны в условиях сильного рассеяния на границах различных слоев и существенных потерь внутри слоя.

Для разработки модели исследуемого объекта необходимо использовать информацию о диэлектрической проницаемости и проводимости тканей. Фундаментальные исследования и измерения параметров практически всех биологических тканей человеческого организма выполнены в широком частотном диапазоне (10 Гц – 20 ГГц) и представлены в [9-11]. Эти измерения проводились на образцах тканей, извлеченных из живого организма при фиксированных внешних условиях. Дальнейшие исследования показали, что имеется существенный разброс в результатах измерений параметров биологических тканей. Разброс обусловлен применением различных измерительных методик, а также чувствительностью тканей к изменению температуры, влажности и др. В работах [12,13] приведены интервалы значений параметров различных тканей с учетом их разброса, Табл. 1.

**Таблица 1.** Параметры биологических тканей на частоте 1,3 ГГц [12,13]

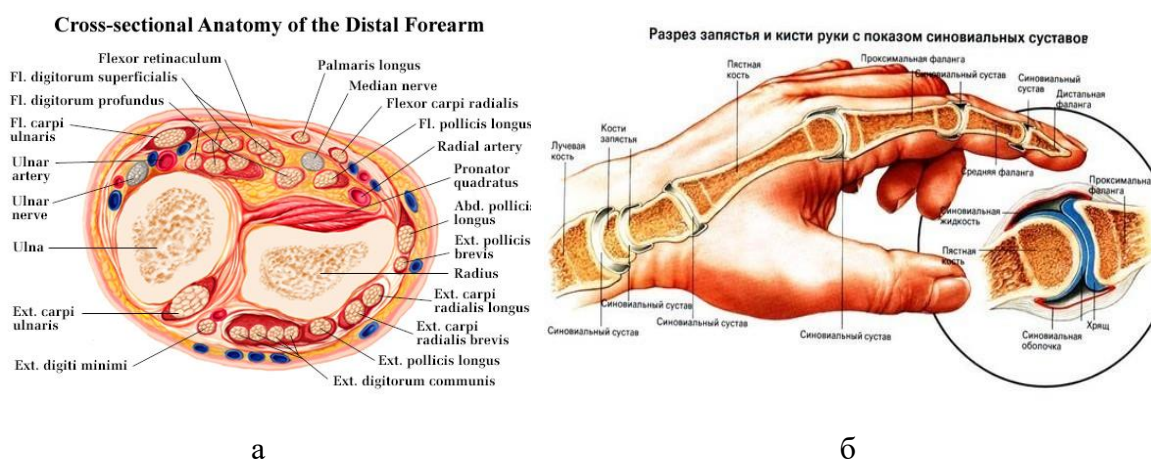
Вид ткани	$\epsilon_r$	$\sigma$ (Сим/м)	Толщина (мм)
Кожа	28 - 46	1,00	1,5 – 2,9
Мышечная ткань	29-70	0,90 – 1,55	-
Сухожилия	46,4	1,08	-
Жир	2-6	0,05	-
Кортикальная кость	12,1	0,20	0,50 – 3,00
Трабекулярная кость (здоровая)	12,5 – 20,1	0,44 – 0,5	-
Трабекулярная кость (пораженная)	9,0 - 12,5	-	-

Для дальнейшего исследования приняты усредненные значения параметров различных тканей с учетом информации, представленной в многочисленных публикациях [2-7, 9-13], Табл. 2.

**Таблица 2.** Параметры биологических тканей, используемые в моделировании

Вид ткани	Частоты			
	900 МГц		2.45 ГГц	
	$\epsilon$	$\sigma, \frac{\text{См}}{\text{м}}$	$\epsilon$	$\sigma, \frac{\text{См}}{\text{м}}$
Кожа	40	1,00	50	2
Жир	5,5	0,05	5,3	0,10
Мышечная ткань, сухожилия	60	1,5	60	2
Кортикальная кость	12	0,20	13	0,45
Губчатая (трабекулярная) кость (нормальная)	20	0,4	27	0,4
Губчатая кость (пораженная остеопорозом)	7-9	0,4	7	0,4

В качестве объекта исследования рассматриваются запястье и палец руки. На рисунке 3 приведены сечения этих объектов. Запястье содержит большое число различных тканей, в том числе, мышечную ткань, которая характеризуется высоким значением проводимости и соответственно затухания при прохождении через нее волны. Известно, что при облучении сложной слоистой среды электромагнитные волны могут проникать в объем, а также распространяться вдоль границы раздела сред (оггибающие, или ползущие волны) [14]. В этом случае влияние параметров костной ткани на параметры передачи электромагнитной волны может оказаться недостаточным для обнаружения изменения диэлектрической проницаемости.



**Рисунок 3.** Поперечное сечение запястья (а) и пальца руки (б)

Структура пальца гораздо проще и практически не содержит мышечной ткани. В связи с этим в качестве объекта исследования был выбран палец, в упрощенной модели

которого присутствуют кожа, жир, кортикальная и трабекулярная кости.

#### 4. Описание модели пальца

На рисунке 4 представлена модель пальца (две фаланги), которая в дальнейшем использовалась для исследования распространения электромагнитных волн через палец. Размер модели выбирался с учетом усредненной геометрии (длина, ширина, высота) дистальной и средней фаланг пальца (см. рисунок 3 б). Были построены геометрические изображения с двух сторон (сверху и сбоку), приближенные к реальным, из которых в дальнейшем были получены эллиптические сечения (рисунок 4 б). По данным сечениям, путем их объединения, получены объемные модели костей дистальной и средней фаланг и слоев губчатой кости (рисунок 4 а).

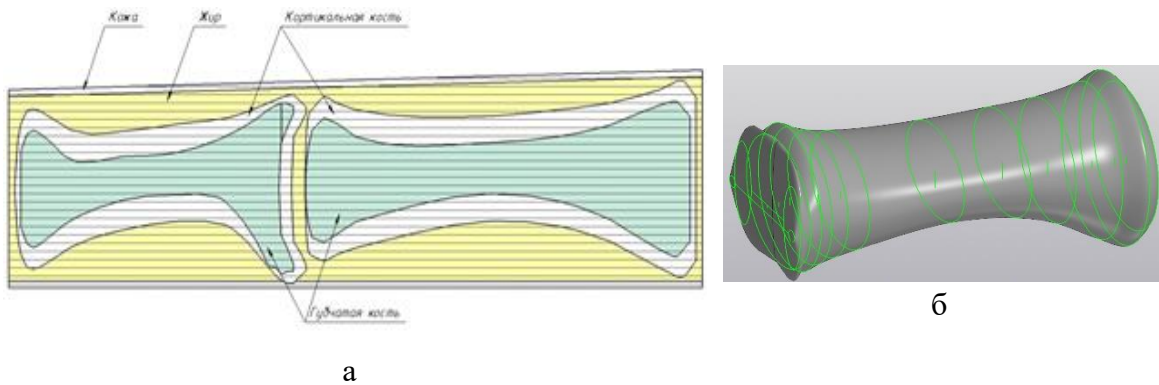


Рисунок 4. Модель пальца руки (две фаланги) (а), эллиптические сечения (б)

Объект исследования (палец) помещался между двумя идентичными планарными антеннами (Рисунок 5 а). Антенны выполнены в виде свернутого диполя на диэлектрической подложке (Рисунок 5 б) и располагаются на верхней и нижней поверхностях пальца. Подложки, на которых выполнены антенны, имеют длину 56 мм, ширину - 13,5 мм. Материал подложки Isola FR408HR, диэлектрическая проницаемость 3,75. Центральная частота антенны 1,88 ГГц, антенна работает в частотном диапазоне 1,67-2,17 ГГц, согласование по уровню -16 дБ.

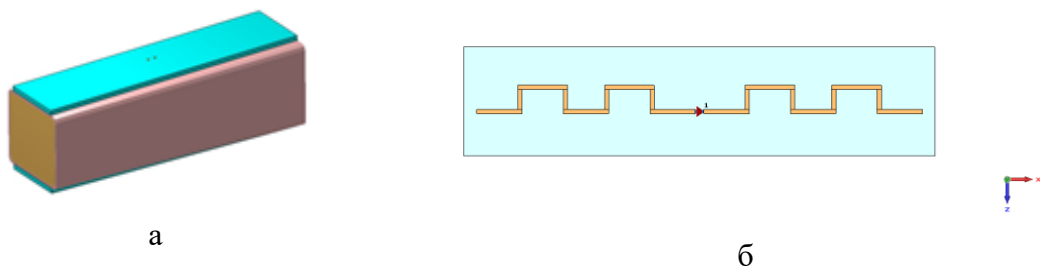
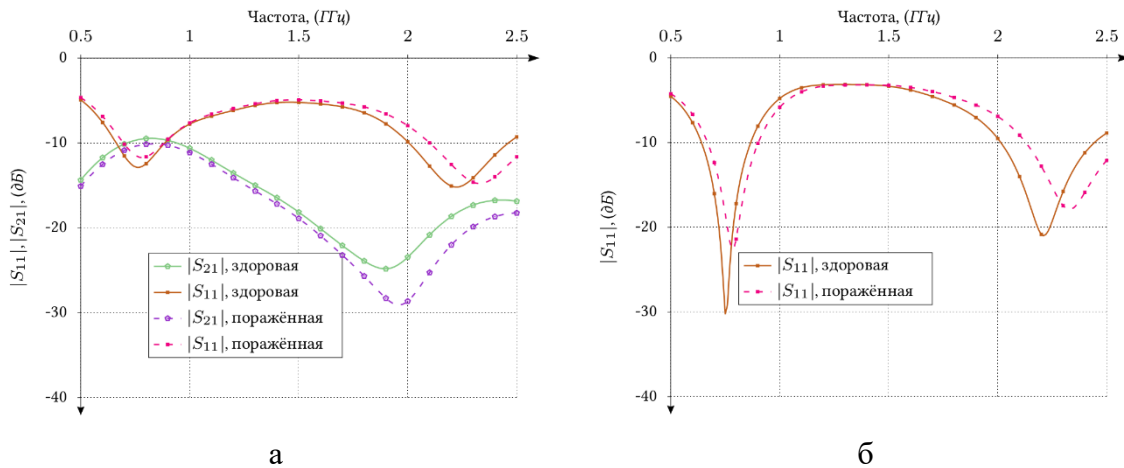


Рисунок 5. Расположение антенн на нижней и верхней поверхности модели пальца (а) и печатная антенна в виде свернутого диполя (б)

#### 5. Анализ прохождения электромагнитных волн микроволнового диапазона через палец.

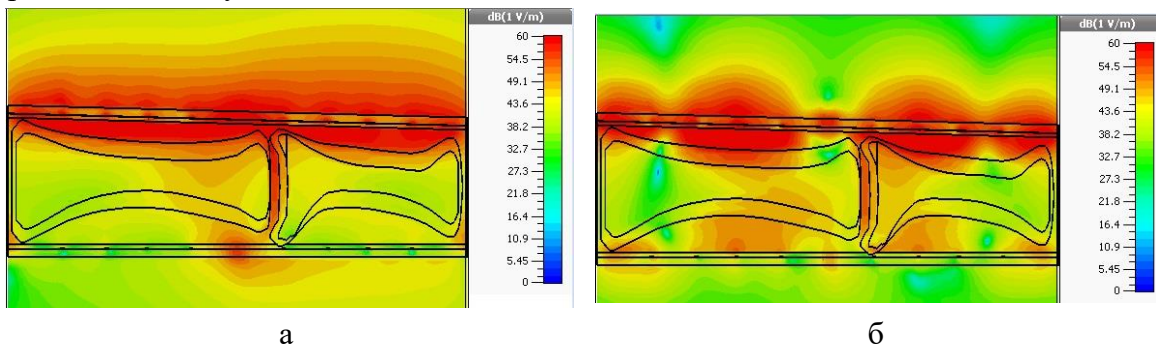
Электродинамическое моделирование распространения электромагнитной волны через палец в области двух соседних фаланг выполнялось с помощью программы CST Microwave Studio в частотном диапазоне 0,5 – 5 ГГц. Исследовалась частотная зависимость S-параметров, а также распределение электрического поля в поперечном сечении структуры.

На рисунке 6 а представлена частотная зависимость коэффициентов отражения и передачи в случае использования двух антенн на верхней и нижней поверхностях пальца. Диэлектрическая проницаемость для здоровой кости 27, для пораженной 9. В двух частотных интервалах 0,5 – 1 ГГц и 2 – 2,5 ГГц наблюдается наличие минимума коэффициента отражения  $S_{11}$ . При этом положение минимума сдвигается по частоте в зависимости от диэлектрической проницаемости трабекулярной кости в составе модели пальца.



**Рисунок 6.** Частотная зависимость коэффициента передачи  $S_{21}$  и  $S_{11}$  для здоровой кости и пораженной остеопорозом в структуре антенна-палец-антенна (а). Частотная зависимость коэффициента отражения для здоровой кости и пораженной остеопорозом в структуре антенна-палец-отражающая пластина (б)

Распределение электрического поля в структуре пальца с двумя антеннами приведено на рисунке 7. Для низкочастотной области (0,5 – 1 ГГц) моделирование выполнено на частоте 0,77 ГГц. Поле проникает только в одну фалангу пальца, в то время как на частоте 2,335 ГГц, где фиксируется второй резонанс, электрическое поле проникает в обе фаланги. Соответственно, отклик на изменение диэлектрической проницаемости существенно больше.



**Рисунок 7.** Распределение электрического поля в структуре пальца на частотах 0,77 ГГц (а) и 2,335 ГГц (б)

Частота  $f_0$ , соответствующая минимуму, является резонансной для данной структуры и зависит от диэлектрической проницаемости костной ткани, что может быть использовано для диагностики остеопороза. Частота минимума  $S_{11}$  для здоровой кости  $f_0$  может быть принята за реперный знак. Степень поражения остеопорозом количественно будет определяться смещением частоты (в МГц) минимума коэффициента отражения  $S_{11}$  по отношению к частоте  $f_0$ . Соответственно критерий поражения определяется как  $\Delta f_{i,2} = f_0 - f_i$  где  $i = 1, 2$  соответствует номеру области

существования минимума. Целесообразно использовать только две частотных области с минимумом  $S_{11}$ , т.к. на более высоких частотах из-за увеличивающейся проводимости костной ткани и роста потерь трудно идентифицировать положение минимума на характеристике. В соответствии с результатами моделирования (рисунок 6) предложена оценка степени поражения остеопорозом для двух частотных интервалов (Табл. 3).

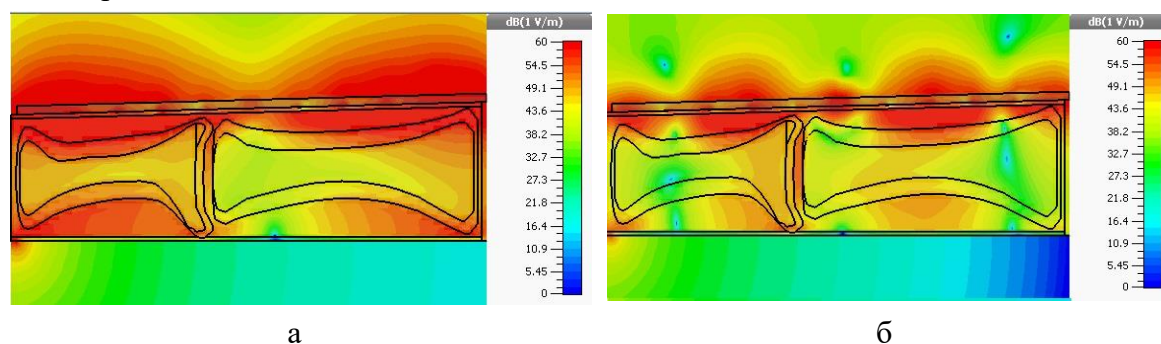
**Таблица 3.** Классификация степени поражения остеопорозом

Состояние кости	Интервал значений $\varepsilon$	Отклонение	
		резонансной частоты $\Delta f_1$ (МГц) в интервале частот 0,5 - 1 ГГц ( $f_0 = 770 \pm 5$ МГц)	резонансной частоты $\Delta f_2$ (МГц) в интервале частот 2 - 2,5 ГГц ( $f_0 = 2335 \pm 10$ МГц)
Здоровая	27 - 22	$0 \pm 10$	$0 \pm 10$
Остеопения	22 - 17	12 - 17	40 - 80
Остеопороз	7 - 12	18 - 35	90 - 120

Полученные результаты свидетельствуют о том, что частотная область, содержащая резонансный отклик, является весьма размытой и положение минимума идентифицируется с большой погрешностью. В связи с этим рассматривалась другая структура, в которой, вместо нижней антенны (рисунок 5 а), использовалась отражающая поверхность. Такая структура обладает свойствами резонатора типа Фабри-Перо. Измеряемым откликом является частотная зависимость коэффициента отражения. Смещение резонансной частоты, соответствующей минимуму коэффициента отражения, по отношению к реперной частоте здорового пациента  $f_0$  рассматривается как критерий степени поражения остеопорозом. На рисунке 6 б приведены частотные зависимости коэффициента отражения на входе антенны, размещенной на верхней поверхности пальца, с отражающей пластиной на его нижней стороне.

Применение отражающей пластины позволяет увеличить глубину резонансной характеристики и уменьшить ее ширину, что позволяет более точно определять положение минимума коэффициента отражения в условиях резонанса.

Распределение электрического поля в структуре антенна-палец-отражающая пластина приведена на рисунке 8. По сравнению с вариантом с двумя антеннами, в этой структуре большая часть трабекулярной кости пронизывается электрическим полем, что объясняет возможность идентифицировать отклик с большей достоверностью.



**Рисунок 8.** Распределение электрического поля в структуре пальца между антенной и отражающей пластиной на частотах 0,75 ГГц (а) и 2,21 ГГц (б)

Проникновение поля за пределы экранирующего слоя вызвано наличием зазора (приблизительно 0,5 мм) между моделью пальца и металлизацией, что связано со структурой проекта: модель пальца импортирована STL моделью, а металлизация

построена непосредственно в программе, в которой выполнялось моделирование распределения поля  $E$ . Такой способ организации проекта влечет за собой некоторые ошибки в геометрии.

Результаты анализа частотной зависимости коэффициента отражения для структуры антенна-палец-отражающая пластина показывают, что критерий степени поражения остеопорозом сохраняет те же значения, которые приведены в Табл. 3, за исключением реперной частоты для второго резонанса:  $f_0 = 2345$  МГц.

Для более точного моделирования возможно использование воксельной модели пальца, которая позволяет более точно учитывать геометрию пальца, а также воспроизвести содержание всех возможных тканей, включая кровеносные сосуды и сухожилия.

## 6. Заключение

Предложена модель пальца человеческой руки с учетом электродинамических параметров биологических тканей в микроволновом диапазоне. Выполнен анализ распространения электромагнитных волн в структуре антенна-палец-антенна и антенна-палец-отражающая пластина в диапазоне 0,5 – 2,5 ГГц. В частотных диапазонах 0,5 – 1 ГГц и 2 – 2,5 ГГц существует минимум коэффициента отражения на частоте, соответствующей резонансу структуры. Положение минимума зависит от диэлектрической проницаемости трабекулярной кости, которая меняется в интервале 9 – 27, в зависимости от степени поражения остеопорозом. Предложен критерий оценки степени поражения остеопорозом: отклонение значения резонансной частоты от частоты резонанса в случае здоровой кости  $f_0$ , принятой за реперный знак. Интервал возможного смещения резонансной частоты структуры, содержащей палец, от частоты  $f_0$  в соответствии с результатами моделирования составляет 0 - 35 МГц для частотного интервала 0,5 – 1 ГГц и 0 – 120 МГц для интервала 2 – 2,5 ГГц. Величина этого смещения определяет степень поражения: здоровая кость, остеопения или остеопороз.

**Авторы приносят благодарность Богдановой В. И. за проведение рентгеновской денситометрии и Вендику О.Г. за плодотворную научную дискуссию.**

### Список литературы

1. И.Б. Вендик, О.Г. Вендик, Д.С. Козлов, И.В. Мунина, В.В. Плескачев, А.С. Русаков, П.А. Туральчук, «Беспроводной мониторинг параметров состояния биологических объектов в микроволновом диапазоне» (Обзор), Журнал технической физики, 2016, том 86, вып. 1, с. 3-26
2. Вендик И.Б., Кириллов В.В., Тамилова С. Ю, Яковлев В.А. Микроволновая диагностика остеопороза, Сб. трудов конференции «Электроника и микроэлектроника СВЧ», Санкт-Петербург, 30 мая-2 июня 2017, с. 612-616.
3. Meaney P.M. 3D Microwave bone imaging. Conf. Proc. 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP) 2011. doi: 10.1109/EuCAP.2012.6206024.
4. Paul M. Meaney, Tian Zhou, Douglas Goodwin, Amir Golnabi, Elia A. Attardo, and Keith D. Paulsen, Bone Dielectric Property Variation as a Function of Mineralization at Microwave Frequencies, Hindawi Publishing Corporation International Journal of Biomedical Imaging, vol.7, 2012, Article ID 649612, 9 pages doi:10.1155/2012/649612C.
5. Irina Vendik, Vladimir Pleskachev, Viktor Yakovlev, Svetlana Tamiлова, Microwave diagnostics of osteoporosis, 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (2018 ElConRus), St. Petersburg, February 2018, с. 319-325
6. Микроволновая диагностика остеопороза, Вендик И.Б., Плескачев В.В., Тамилова С., Яковлев В.А. Электроника и микроэлектроника СВЧ. Сборник статей VIII Всероссийской конференции. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2018, С. 319-325.



7. Sergey N. Makarov, William Appleyard, Patrick D. Carberry, Harshal V. Tankaria, Gregory M. Noetscher, Novel On-Body Microwave Antenna Array Testbed for Highly-Sensitive Measurements of Wrist Bone Signature, 2017 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation, AP-S 2017, pp. 1231-1232
8. Возможности костной рентгеновской денситометрии в клинической практике, Методические рекомендации (Второе издание, дополненное), Москва 2015, ФГБУ Государственный научно-исследовательский центр профилактической медицины Министерства здравоохранения РФ, ФГБУ Федеральный научно-клинический центр гематологии онкологии и иммунологии Министерства здравоохранения РФ
9. C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2231–2249, 1996.
10. S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10Hz to 20GHz, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2251–2269, 1996.
11. Gabriel, C.; Gabriel, S.; Corthout, E. The Dielectric Properties of Biological Tissues: I. Literature Survey. *Phys. Med. Biol.*, v. 41, pp. 2231–2249, 1996.
12. PA Hasgall, F Di Gennaro, C Baumgartner, E Neufeld, MC Gosselin, D Payne, A Klingenbock, and N Kuster. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Version 2.6, January 13th. 2015, 2015.
13. Jesus E. Fajardo, Fernando Vericat, Guadalupe Irastorza, Carlos M. Carlevaro, and Ramiro M. Irastorza, Sensitivity analysis on imaging the calcaneus using microwaves. arXiv:1709.04934v1 [physics.med-ph] 14 Sep 2017.
14. И.Б. Вендик, О.Г. Вендик, В.В. Кириллов, В.В. Плескачев, П.А. Туральчук, «Моделирование распространения электромагнитных волн по поверхности человеческого тела», *ЖТФ*, 2016, Т. 86, № 12, с. 1-11. DOI 10.21883/jtf.2016.12.43907.1733