

Вендик И.Б., Кириллов В.В., Тамилова С. Ю, Яковлев В.А.
 Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»
 им. В. И. Ульянова (Ленина)

Микроволновая диагностика остеопороза

В случае поражения костной ткани остеопорозом в ней образуются поры и трещины, которые постепенно заполняются жидкостными компонентами: жир или костный мозг. Вследствие этого развитие остеопороза приводит к изменению физических характеристик кости, в частности, комплексной диэлектрической проницаемости. Возникающий диэлектрический контраст определяет степень рассеяния ЭМ волны на границе между двумя диэлектрическими тканями: чем больше разность, тем сильнее волновые потери. В случае полного поражения кости остеопорозом, весь объем губчатой кости заменяется смесью желтого костного мозга и жира, из чего следует увеличение разности диэлектрических проницаемостей между костью и окружающими тканями и более сильное рассеяние.

Ключевые слова: остеопороз, диэлектрический контраст, микроволновая диагностика

Введение

Предметом исследования является прохождение электромагнитных волн СВЧ диапазона через ткани руки человека, для обнаружения признаков остеопороза. Остеопороз – это заболевание, имеющее системный прогрессирующий характер, основным симптомом которого является снижение плотности и нарушение структуры костной ткани. Костная ткань состоит из двух слоев: внешняя кортикальная кость и внутренняя – трабекулярная (губчатая) (рис. 1).



Рис. 1. Поперечное сечение разреза кости.

В случае поражения костной ткани остеопорозом из губчатой ткани вымывается кальций, а образующиеся поры и трещины постепенно заполняются жидкостными компонентами: жир или костный мозг. Вследствие этого, развитие остеопороза приводит к изменению физических характеристик кости, в частности, комплексной диэлектрической проницаемости [1].

В качестве объекта исследования выбрано запястье руки человека, состоящее из различных тканей: кожа, мышечная ткань, жир, кортикальная кость, губчатая кость и др. Для упрощения модели используем многослойную среду (рис. 2), на которую падает плоская волна. Проблема формулируется как исследование параметров губчатой ткани путем моделирования прохождения (или отражения) плоской электромагнитной волны через многослойную диэлектрическую среду с потерями для структуры со здоровой губчатой костью и с пораженной остеопорозом с целью диагностики степени поражения.

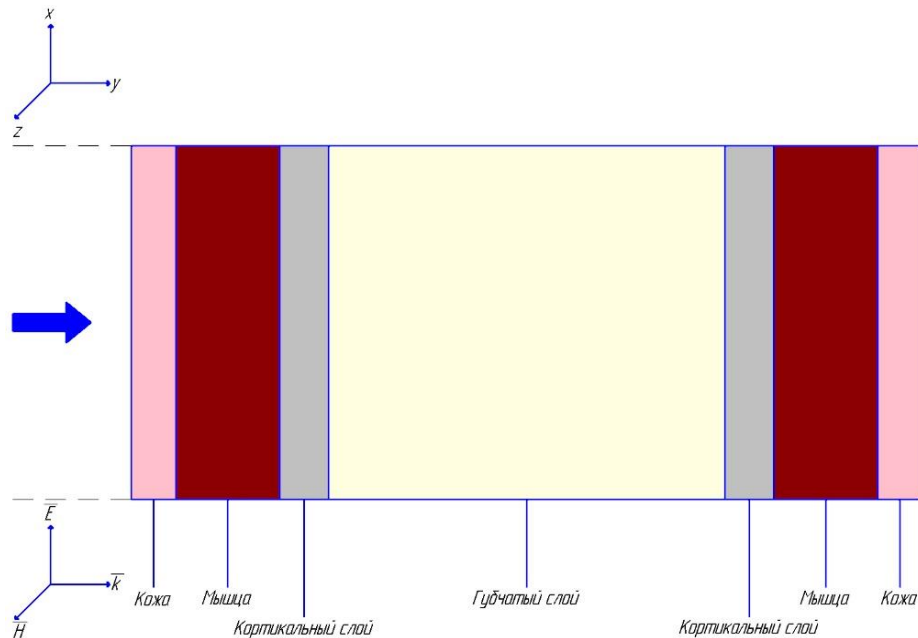


Рис. 2. Одномерная слоистая структура, содержащая в центре слой губчатой кости.

Постановка задачи

Электродинамические параметры различных слоев характеризуются существенно различными значениями вещественной части диэлектрической проницаемости, значительным уровнем потерь и отсутствием магнитных свойств. В Табл. 1 приведены значения параметров слоев структуры (Рис. 2) для двух значений частоты 900 МГц и 2,45 ГГц с указанием толщины слоев, используемых в процедуре моделирования. Здесь же приведены параметры веществ, замещающих костную ткань вследствие развивающегося остеопороза: жир и костный мозг [2, 3].

Кожный покров рассеивает ЭМ волну за счет разности диэлектрических проницаемостей кожи и окружающей средой. Такой диэлектрический контраст характерен для каждого слоя и определяет степень рассеяния и отражения ЭМ волны на границе между двумя диэлектрическими тканями: чем больше разность, тем сильнее волновые потери. В случае полного поражения кости остеопорозом, весь объем губчатой кости заменяется смесью желтого костного мозга и жира, из чего следует увеличение разности диэлектрических проницаемостей между костью и окружающими тканями.

Аналитически решается задача распространения плоской электромагнитной волны через слоистую структуру с учетом условий на границе слоев с использованием аппарата $ABCD$ -матриц с переходом к матрице рассеяния. Приводятся результаты расчета коэффициента передачи и коэффициента отражения для двух выбранных значений частоты.

Табл. 1

Ткань	Частота					
	900 МГц			2.45 ГГц		
	ϵ_r	$\sigma, \frac{1}{\text{Ом} * \text{м}}$	$d, \text{мм}$	ϵ_r	$\sigma, \frac{1}{\text{Ом} * \text{м}}$	$d, \text{мм}$
Кожа	50	0,75	3	40	0,75	3
Мышцы	70	1,2	7	55	1,95	7
Кортикальный слой кости	12,45	0,143	3,3	11,38	0,4	3,3
Губчатый слой кости	20,8	0,33	27	18,6	0,32	27
Слой жира в губчатой кости	5,46	0,015		5,28	0,105	
Желтый костный мозг	5,5	0,04		5,3	0,1	

Результаты моделирования

Графики зависимости коэффициента передачи и отражения на частоте 2,45 ГГц от величины диэлектрической проницаемости кортикального слоя ϵ_4 для двух различных значений толщины губчатого слоя $d_{4,0} = 18 \text{ мм}$ и $d_{4,1} = 27 \text{ мм}$ представлены на рис. 3. Диэлектрическая проницаемость изменяется в пределах: 5,5 – 20, соответствующих полностью пораженной и здоровой костной ткани.

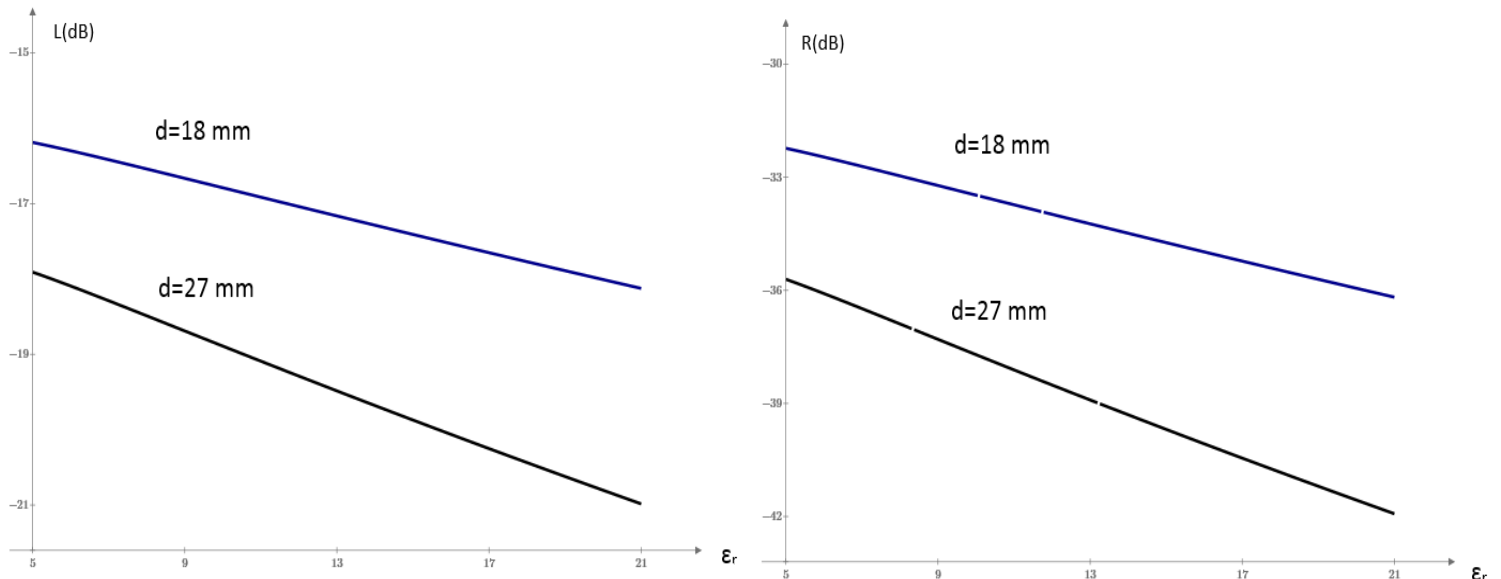


Рис. 3. Коэффициент передачи L и отражения R в зависимости от диэлектрической проницаемости на частоте $f = 2,45 \text{ ГГц}$

Из представленных результатов следует, что коэффициенты передачи L и отражения R , измеряемые в дБ, существенно зависят от величины диэлектрической проницаемости

костной ткани и могут быть использованы для идентификации ее состояния. Дополнительно выполнялось исследование величины модуля параметров L и R, а также фазы прошедшей и отраженной волн для возможной идентификации степени поражения остеопорозом. Результаты для двух разных значений толщины губчатого слоя $d_{4,0} = 18$ мм и $d_{4,1} = 27$ мм, рассчитанные на двух частотах (900 МГц и 2, 45 ГГц), представлены в табл. 2. Все эти параметры могут использоваться при проведении экспериментальных исследований.

Табл. 2

Параметр	Толщина губчатого слоя 27 мм						Толщина губчатого слоя 18 мм					
	900 МГц			2.45 ГГц			900 МГц			2.45 ГГц		
	max	min	Изменение параметра (max-min)	max	min	Изменение параметра (max-min)	max	min	Изменение параметра (max-min)	max	min	Изменение параметра (max-min)
L (dB)	-7.21	-8.66	1.45	-17.87	-21	3.13	-6.37	-7.41	1.04	-16.15	-18.12	1.97
M_L	0.435	0.37	0.065	0.127	0.089	0.038	0.481	0.426	0.055	0.155	0.124	0.031
φ_L (grad)	48.62	34.41	14.21	71.6	61.05	10.5	42.01	31.77	10.24	67.42	61.03	6.39
R (dB)	-14.67	-17.85	3.18	-35.72	-41.95	6.25	-13.43	-15.65	2.22	-32.27	-36.13	3.86
M_R	0.184	0.128	0.056	0.016	0.008	0.008	0.213	0.165	0.048	0.024	0.016	0.008
φ_R (grad)	86.98	62.75	24.23	143	125.77	17.23	73.45	56.29	17.16	133.98	121.46	12.52

Из графиков рис. 3 следует, что результат измерения любого параметра, характеризующего рассеяние электромагнитной волны, существенным образом зависит от толщины исследуемого губчатого слоя. Это приводит к неоднозначности полученных результатов, поскольку информация о толщине слоя на момент измерения отсутствует. На рис. 4 а приведены результаты моделирования модуля коэффициента отражения M_R для 4-х значений диэлектрической проницаемости в зависимости от толщины исследуемого слоя. Из этих результатов следует, что одно и то же значение M_R может соответствовать различным комбинациям толщины и проницаемости исследуемого слоя. Необходимо найти некоторый более сложный критерий оценки степени остеопороза, который не зависит или слабо зависит от толщины. В качестве такого критерия нами предложен параметр $A(d) = \alpha * M_R * d$, содержащий измеренные значения модуля (или фазы) коэффициента отражения, передачи и толщину исследуемого запястья. Здесь α – некоторый числовой коэффициент, используемый для удобного представления параметра $A(d)$. На рис. 4 б, приведена зависимость этого параметра от толщины d . Эта зависимость существенно менее резко выражена по сравнению с рис. 4 а. Можно использовать и другие варианты построения этого параметра.

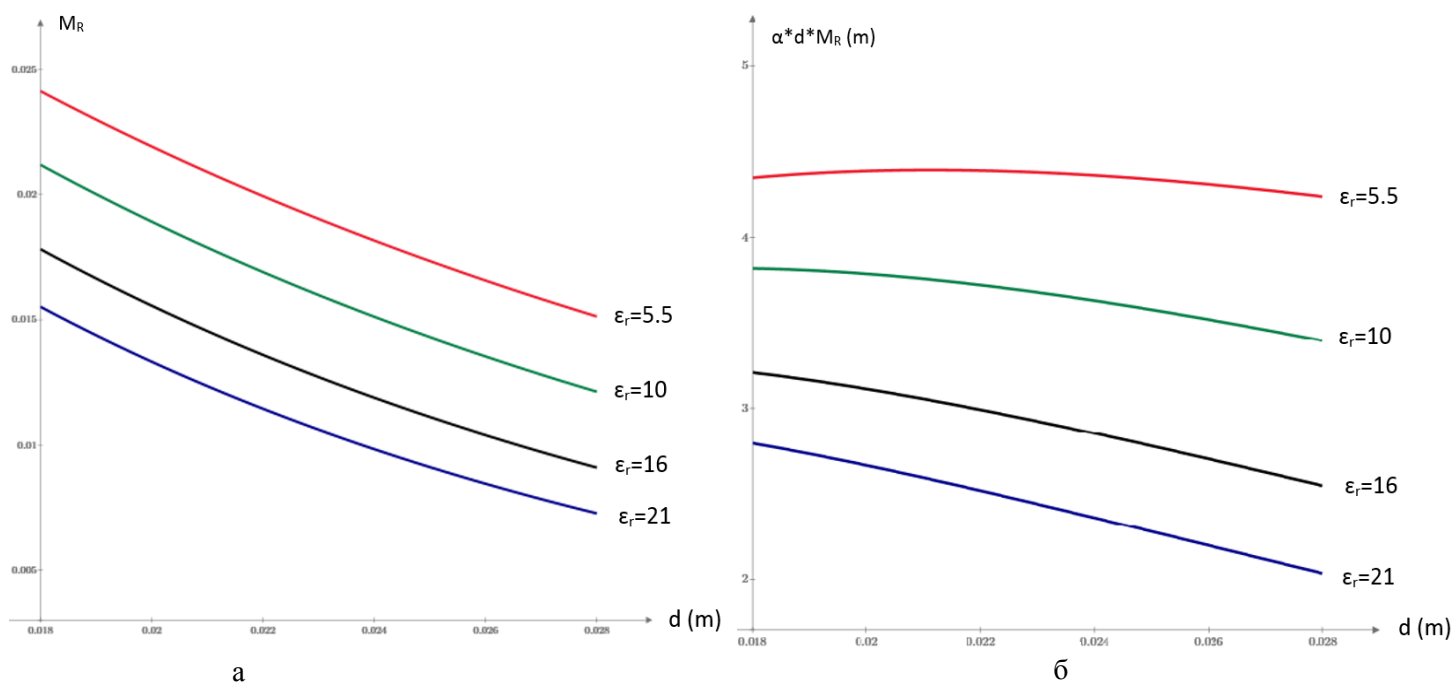


Рис. 4. Зависимость модуля коэффициента отражения M_R от толщины губчатого слоя для 4-х значений диэлектрической проницаемости на частоте 2,45 ГГц (а); зависимость параметра $\alpha * d * M_R$ от толщины губчатого слоя (б)

Постановка эксперимента

Моделирование процесса распространения электромагнитных волн через многослойную структуру запястья позволяет обосновать возможность использования этой методики для оценки степени поражения губчатой костной ткани остеопорозом. В эксперименте предполагается использование миниатюрных планарных антенн [4] для возбуждения волны внутри исследуемого объекта. Антенна располагается непосредственно на поверхности кожи, при этом обеспечивается плотное прилегание для устранения дополнительного рассеяния в этой области. Для этого необходимо использовать антенну на гибкой подложке [5]. Для повышения эффективности антенны следует применять ее в комбинации с импедансной поверхностью. В эксперименте для измерения коэффициента отражения (передачи) предполагается использовать обычный векторный анализатор цепей.

Библиографический список

1. Meaney PM, Goodwin D, Golnabi A, Pallone M, Geimer S, Paulsen KD. 3D Microwave bone imaging. Conf Proc 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP) 2011. doi: 10.1109/EuCAP.2012.6206024
2. 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
3. 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.
4. P. Turalchuk, I. Munina, M. Derkach, O. Vendik, and I. Vendik, «Electrically Small Loop Antennas for RFID Applications», *IEEE Antennas and Wireless Propagation, Letters*, Vol. 15, 2015, pp. 1786-1789
5. И.Б. Вендик, Гибкие антенны и импедансные поверхности для беспроводных систем на поверхности человеческого тела, Сб. трудов конференции «Электроника и микроэлектроника СВЧ», Санкт-Петербург, 1-4 июня 2015, с. 165-170.