

**ВЛИЯНИЕ НИЗКОЧАСТОТНОГО УЛЬТРАЗВУКА  
НА ПЛАСТИЧНОСТЬ КОСТНОЙ ТКАНИ**

**А.А. Остапович, С.В. Ивашенко**

УО «Белорусский государственный медицинский университет»

(ректор – д.м.н., проф. Рубникович С.П.),

г. Минск, Республика Беларусь

*ortopedstom@bsmu.by*

**Резюме.** Для исправления зубочелюстных аномалий и деформаций в сформированном прикусе проводят комплексное ортодонтическое лечение, при котором локально, в области перемещаемых зубов, ослабляется костная ткань и повышается её пластичность. Эффективен низкочастотный ультразвук. Представлены изменения костной ткани челюсти опытных животных после воздействия непрерывным, импульсным и модулированным ультразвуком частотой 60 кГц. Проведено лечение пациентов с различной ортодонтической патологией с предварительной подготовкой костной ткани в преактивном периоде с применением различных параметров ультразвука низкой частоты.

**Ключевые слова:** низкочастотный ультразвук, костная ткань, ортодонтия, перемещение зубов.

**EFFECT OF LOW FREQUENCY ULTRASOUND ON BONE PLASTICITY**

**A.A. Ostapovich, S.V. Ivashenko**

Belarusian State Medical University

(Rector - Doctor of Medical Sciences, Prof. Rubnikovich S.P.)

Minsk, Republic of Belarus

**Summary.** For correction of dentoalveolar anomalies and deformations in the formed bite conducts comprehensive orthodontic treatment, in which locally, in the field of movable teeth, weakens bone and increases its flexibility. Low-frequency ultrasound is effective for that purpose. Changes of the jaw bone of experimental animals after exposure to a continuous, pulsed and modulated ultrasound frequency of 60 kHz described in article. Were treated patients with various malocclusions with applying of effect of low frequency ultrasound in various parameters on bone in area of replacing tooth before active period of orthodontic treatment.

**Key words:** low frequency ultrasound, bone tissue, orthodontic, teeth movement.

**Введение.** В лечебную практику активно внедряется низкочастотный ультразвук, который характеризуется частотой колебаний от 20 до 200 кГц. Его широко применяют в хирургии, кардиологии, ангиологии, офтальмологии, оториноларингологии, терапии и других областях медицины. Также низкочастотный ультразвук нашёл своё применение и в стоматологии, где его используют при лечении заболеваний периодонта, в эндодонтии, при ортодонтическом лечении [1,2,3,4].

Действующим началом ультразвука является акустическая энергия, которая передаётся в ткани организма в виде продольных и поперечных волн, вызывающих попеременное сжатие и разрежение тканей и клеток органов. Величина энергии, передающейся на озвучиваемый объект, зависит от амплитуды, длины, частоты, интенсивности и скорости распространения ультразвуковой волны [5,6].

Под амплитудой звуковой волны понимают максимальное смещение

колеблющихся частиц среды от положения равновесия. Измеряется она в единицах длины – метрах. От амплитуды колебания зависит давление звука и его мощность. Более высокая амплитуда колебаний вызывает более резкое изменение давления на озвучиваемые ткани. Под звуковым давлением понимают переменное избыточное давление, возникающее в упругой среде при прохождении через неё звуковой волны. Единица измерения — паскаль (Па). Звуковое давление считается положительным, если участок среды в данный момент времени испытывает сжатие, и отрицательным при разрежении. Мощность звука измеряется в Вт/см<sup>2</sup>.

Интервал времени повторения колебательного процесса соответствует периоду (Т). Величина, обратная периоду колебаний, называется частотой:  $f = 1/T$ , она показывает число полных колебаний в секунду. Частота колебаний измеряется в герцах (Гц).

Частота колебаний связана с длиной волны ( $\lambda$ ) соотношением:  $\lambda = c/f$ , где  $c$  — скорость распространения звуковых волн (м/с).

Скорость распространения звуковой волны влияет на передаваемую энергию и пропорциональна плотности, упругости, коэффициенту сжимаемости, температуре тканей и частоте ультразвукового воздействия. Для мягких тканей скорость распространения ультразвука составляет 1530–1600 м/с<sup>2</sup>, мало отличаясь от скорости распространения продольных звуковых волн в воде (1497 м/с<sup>2</sup>). По литературным данным наибольшая скорость ультразвука в костной ткани при частоте 50 кГц составляет 3300 м/с<sup>2</sup> [6]. При увеличении частоты ультразвука увеличивается и коэффициент рассеивания, что приводит к снижению скорости звука и потерям звуковой энергии. Следовательно, в различных тканях ультразвук низкой частоты будет распространяться быстрее, чем ультразвук высокой частоты [7].

Низкочастотный ультразвук глубоко проникает в ткани. Так, энергия ультразвуковой волны частотой 44 кГц при прохождении через жировую и мышечную ткани остаётся не изменённой на глубине до

12 см. Глубина проникновения низкочастотного ультразвука в костную ткань составляет около 3 мм [6].

Установлено, что поглощение ультразвуковой энергии тканями зависит от частоты ультразвука и плотности данных тканей. Чем больше их плотность и выше вязкость, тем больше энергии затрачивается на преодоление сил сцепления между частицами, и, следовательно, больше энергии поглощается. Так, коэффициент поглощения низкочастотного ультразвука костной тканью в 12–15 раз выше коэффициента поглощения мышечной тканью [6].

Процесс поглощения ультразвука сопровождается нагревом тканей. Наибольшее увеличение температуры происходит на границе сред с различным акустическим сопротивлением, а также в тканях, интенсивно поглощающих ультразвук, и в местах, плохо снабжающихся кровью.

В эксперименте установлено, что при снижении частоты ультразвукового воздействия температура в костной ткани увеличивается быстрее, чем в кожных покровах, следовательно, более выраженное влияние на костную ткань оказывает ультразвук низкой частоты. D. M. Nell с соавторами отмечали повышение температуры на 30 % в витальной костной ткани при воздействии на неё низкочастотным ультразвуком [5]. По данным М.М. Галагудза выявлено повышение температуры на 1,2 °С в течение 15 минут на границе мышечная ткань–кость при воздействии ультразвуком частотой 100 кГц [6].

Одним из источников низкочастотного ультразвука является аппарат для низкочастотной ультразвуковой терапии “АНУЗТ-1-100” ТУЛЬПАН, разработанный на кафедре ортопедической стоматологии БГМУ совместно с сотрудниками института физиологии НАН РБ и института прикладных физических проблем им. А.Н. Севченко БГУ. Данный аппарат способен работать в трёх различных режимах: непрерывном, импульсном и модулированном [1,3,8].

В непрерывном режиме на озвучиваемый объект воздействует звуковая волна фиксированной частоты (22, 44, 60, 80, 100 кГц) и интенсивности.

В импульсном режиме звуковая волна фиксированной частоты и интенсивности воздействует на объект с заданным периодом воздействия/пауза (например, 5/5 секунд).

При использовании модулированного режима частота озвучивания остаётся фиксированной, а интенсивность с заданным периодом (например, каждые 5 секунд) увеличивается на  $0,2 \text{ Вт/см}^2$  от  $0,2$  до  $1 \text{ Вт/см}^2$ .

Из всего вышесказанного следует, что изменения в озвучиваемых тканях после воздействия ультразвука низкой частоты зависят от параметров применённого ультразвука. Этим обусловлено применение ультразвука низкой частоты в ортодонтии для изменения свойств костной ткани.

Поэтому, **целью исследования** явилось изучение физико-механических свойств костной ткани после воздействия низкочастотным непрерывным, импульсным и модулированным ультразвуком частотой 60 кГц.

**Материалы и методы исследования.** Эксперимент проведен на 59 кроликах породы шиншилла, самцах одинакового веса ( $2,8 \pm 0,2$  кг) и возраста ( $18 \pm 3$  мес), 54 опытных и 5 контрольных. Опытных животных разделили на 3 группы. В первой группе проводили озвучивание костной ткани и слизистой альвеолярного отростка нижней челюсти в области центральных резцов непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц по 5, 10 и 15 процедур. Параметры воздействия: режим – непрерывный, частота – 60 кГц, интенсивность –  $0,4 \text{ Вт/см}^2$ , длительность процедуры – до 10 минут. Во второй группе проводили озвучивание костной ткани и слизистой альвеолярного отростка нижней челюсти в области центральных резцов импульсным ультразвуком частотой 60 кГц по 5, 10 и 15 процедур. Параметры воздействия: режим – импульсный, частота – 60 кГц, интенсивность –  $0,4 \text{ Вт/см}^2$ , период воздействие/пауза – 5/5 секунд, длительность процедуры – до 10 минут.

В третьей группе проводили озвучивание костной ткани и слизистой альвеолярного отростка нижней челюсти в той же области модулированным ультразвуком частотой 60 кГц также по 5, 10 и 15 процедур. Параметры воздействия: режим – модулированный, частота – 60 кГц, интенсивность –  $0,2-0,6 \text{ Вт/см}^2$ , период изменения интенсивности – 5 секунд, длительность процедуры – до 10 минут. Во всех группах процедуры проводили один раз в день. В качестве контактной среды излучателя волновода со слизистой оболочкой использовали вазелиновое масло.

Животные находились на стандартном рационе вивария. После окончания эксперимента животных выводили из опыта под наркозом. Брали озвученный участок нижней челюсти в области резцов с наружной, внутренней компактной пластинкой и губчатым веществом, фиксировали в 10%-ном растворе формалина. После этого, отделяли фрагмент компактной пластинки и губчатого вещества для исследования размером  $5 \times 8$  мм. Испытание образцов костной ткани на сжатие проводили по ГОСТ 4651-82 в Испытательном Центре ГНУ "Институт порошковой металлургии" на машине Instron-1195. Высоту, ширину и толщину образца костной ткани измеряли с погрешностью не более 0,01 мм не менее чем в трёх местах. Для удобства образцу придавали форму параллелограмма с размером грани 5 на 8 мм. Скорость испытания указывали в нормативно-технической документации. Испытания проводили в условиях кондиционирования по ГОСТ 12423-66 при температуре ( $23 \pm 2$ )°C и относительной влажности ( $50 \pm 5$ )%. Устанавливали образец между опорными площадками так, чтобы вертикальная ось образца совпадала с направлением действия нагрузки. Регулировали машину до осуществления соприкосновения образца с площадками. Устанавливали выбранную скорость сближения опорных площадок. Машину приводили в действие и записывали значения определяемых показателей или кривую «нагрузка-деформация» при сжатии.

Разрушающее напряжение при сжатии ( $\sigma_{cp}$ ) вычисляли в МПа по формуле:

$$\sigma_{cp} = \frac{F}{A_0},$$

где  $F$  — нагрузки, соответствующие вычислению,  $A_0$  — площадь минимального начального сечения образца, мм<sup>2</sup>.

Определение элементного состава проводилось на сканирующем электронном микроскопе «CamScan 4» с энергодисперсионным микрорентгеноспектральным анализатором «INCA 350» фирмы «Oxford Instruments» (Англия). Минимальный предел обнаружения элемента — 0.5%. Точный количественный анализ при содержании элемента от 1%. Разрешающая способность данного СЭМ по паспорту — 40 А. Глубина проникновения электронного пучка в образец 1 мкм, область возбуждения 0,5 мкм. Погрешность метода 3-5 относительных процентов. Изучали 5 произвольно выбранных участков компактной и губчатой костной ткани.

Результаты исследования обработаны с помощью специальных прикладных программ Statistica 6.0 и Microsoft Excel с вычислением средней арифметической ( $m$ ), медианы, верхнего и нижнего квартилей, критериев достоверности Манна-Уитни ( $U$ ), вероятности достоверности сравниваемых величин ( $p$ ). Различия рассматривались как достоверные при  $p < 0,05$  [1] 9.

**Результаты и их обсуждение.** Как видно из данных, представленных в таблице 1 после 10 воздействий импульсным ультразвуком частотой 60 кГц максимальная нагрузка, предшествующая разрушению образцов костной ткани, статистически достоверно уменьшилась в 1,95 раза и составила 148,29 Н. После 10 воздействий модулированным ультразвуком частотой 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 1,82 раза и составил 159,2 Н. 10 воздействий непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц уменьшило максимальную нагрузку, предшествующую разрушению образцов до 167,1 Н, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,75 раз.

Таблица 1 - Показатели максимальной нагрузки ( $F_{max}$ ) и напряжения ( $\sigma_{cp}$ ) контрольных и опытных образцов костной ткани после 10 воздействий низкочастотным ультразвуком различных режимов

Группа	Статистические показатели	Импульсный ультразвук 60 кГц		Модулированный ультразвук 60 кГц		Непрерывный ультразвук 60 кГц	
		$F_{max}$ , Н	$\sigma_{cp}$ , Мпа	$F_{max}$ , Н	$\sigma_{cp}$ , Мпа	$F_{max}$ , Н	$\sigma_{cp}$ , Мпа
10 процедур	Медиана	149,13*	4,12*	161,32*	4,01*	165,23*	4,51*
	Квартили	(141,48; 154,27)	(3,94; 4,29)	(154,43; 166,64)	(3,95; 4,52)	(156,32; 169,41)	(3,85; 4,97)
	Среднее	148,29	4,12	159,2	4,31	167,1*	4,7*
Контроль	Медиана	291,63	9,24	291,63	9,24	292,8	9,3
	Квартили	(284,41; 293,21)	(9,05; 9,31)	(284,41; 293,21)	(9,05; 9,31)	(284,41; 293,21)	(9,05; 9,31)
	Среднее	289,75	9,20	289,75	9,20	293,8	9,30

Примечание:  $F_{max}$  — максимальная нагрузка, предшествующая разрушению

$\sigma_{cp}$  — напряжение, соответствующее наибольшей нагрузке, предшествующей разрушению.

\* - статистически достоверные различия ( $p < 0,05$ ) при сравнении с группой «контроль».

Как видно из данных, представленных в таблице 1 после 10 воздействий импульсным ультразвуком частотой 60 кГц максимальная нагрузка, предшествующая

разрушению образцов костной ткани, статистически достоверно уменьшилась в 1,95 раза и составила 148,29 Н. После 10 воздействий модулированным ультразвуком

## ВОПРОСЫ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

частотой 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 1,82 раза и составил 159,2 Н. 10 воздействий непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц уменьшило максимальную нагрузку, предшествующую разрушению образцов до 167,1 Н, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,75 раз.

Напряжение, соответствующее максимальной нагрузке, предшествующей разрушению, в образцах костной ткани контрольной группы составило 9,2 Мпа. После 10 воздействий импульсным

ультразвуком частотой 60 кГц напряжение, предшествующее разрушению статистически достоверно уменьшилось в 2,23 раза и составило 4,12 Мпа. После 10 воздействий модулированным ультразвуком частотой 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 2,13 раза и составил 4,31 Мпа. После 10 воздействий непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц напряжение, соответствующее максимальной нагрузке, составило 4,51 Мпа, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,97 раза.

Таблица 2 - Содержание (в весовых %) кальция и фосфора в компактной пластинке костной ткани после 10 воздействий низкочастотным ультразвуком различных режимов

Группа	Статистические показатели	Импульсный ультразвук 60 кГц		Модулированный ультразвук 60 кГц		Непрерывный ультразвук 60 кГц	
		Са	Р	Са	Р	Са	Р
10 процедур	<i>Медиана</i> <i>Квартили</i> <i>Среднее</i>	11,67*	6,75*	12,32*	6,82*	9,45*	5,97*
		(11,61;	(6,68;	(12,11;	(6,75;	(9,1;	(5,59;
		11,95)	6,97)	12,49)	6,87)	10,03)	6,98 )
		11,73	6,70	12,32	6,78	9,4	5,7
Контроль	<i>Медиана</i> <i>Квартили</i> <i>Среднее</i>	20,37	11,25	20,37	11,25	20,37	11,25
		(19,67;2	(11,21;	(19,67;20,8	(11,21;	(19,67;	(11,21;
		0,81)	11,93)	1)	11,93)	20,81)	11,93)
		20,30	11,45	20,30	11,45	19,16	10,6

\* - статистически достоверные различия при сравнении с группой «контроль» ( $p < 0,05$ ).

Из данных, представленных в таблице 2 видно, что содержание кальция в компактной пластинке костной ткани контрольной группы животных составило 20,3 весовых %. После 10 процедур воздействия импульсным ультразвуком частотой 60 кГц содержание кальция в компактной пластинке костной ткани статистически достоверно снизилось в 1,73 раза и составило 11,73 весовых %. 10 процедур воздействия модулированным ультразвуком частотой 60 кГц привело к снижению содержания кальция в компактной пластинке костной ткани до 12,32 весовых %, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,65 раза. 10 процедур воздействия непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц привело к снижению содержания кальция в компактной пластинке костной ткани до 9,4

весовых %, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 2,09 раза.

Содержание фосфора в компактной пластинке костной ткани контрольной группы животных составило 11,45 весовых %. После 10 процедур воздействия импульсным ультразвуком 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 1,7 раза, и составил 6,7 весовых%. После 10 процедур воздействия модулированным ультразвуком 60 кГц содержание фосфора в компактной пластинке статистически достоверно уменьшилось в 1,6 раза и составило 6,78 весовых %. После 10 процедур воздействия непрерывным ультразвуком 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 1,86 раза и составил 5,7 весовых%.

Таблица 3 - Содержание (в весовых %) кальция и фосфора в губчатой части костной ткани после 10 воздействий низкочастотным ультразвуком различных режимов

Группа	Статистические показатели	Импульсный ультразвук 60 кГц		Модулированный ультразвук 60 кГц		Непрерывный ультразвук 60 кГц	
		Ca	P	Ca	P	Ca	P
10 процедур	<i>Медиана</i>	8,92*	5,61*	9,0*	6,57*	6,93*	5,41*
	<i>Квартили</i>	(8,04 ;	(5,25;	(8,92;	(6,32 ;	(6,71 ;	(4,92 ;
	<i>Среднее</i>	9,17)	6,38)	9,21 )	6,57 )	7,15)	5,99)
		8,78	5,81	9,04	6,48	7,80	4,60
Контроль	<i>Медиана</i>	15,35	10,35	15,35	10,35	15,35	10,35
	<i>Квартили</i>	(14,69;	(10,17;	(14,69;	(10,17 ;	(14,69 ;	(10,17 ;
	<i>Среднее</i>	15,38)	11,14)	15,38)	11,14 )	15,38)	11,14)
		15,10	10,63	15,10	10,63	14,36	9,36

\* - статистически достоверные различия при сравнении с группой «контроль» ( $p < 0,05$ ).

Из данных, представленных в таблице 3 видно, что среднее содержание кальция в губчатой части контрольных образцов костной ткани составило 15,1 весовых %. После 10 процедур воздействия импульсным ультразвуком частотой 60 кГц содержание кальция в губчатой части костной ткани статистически достоверно снизилось в 1,72 раза и составило 8,78 весовых %. Десять процедур воздействия модулированным ультразвуком частотой 60 кГц статистически достоверно уменьшили уровень кальция в губчатой костной ткани в 1,67 раза до 9,04 весовых %. Десять процедур воздействия непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц снижало содержание кальция в губчатой части до 7,8 весовых %, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,84 раза.

Среднее содержание фосфора в губчатой части контрольных образцов костной ткани составило 10,63 весовых %. После 10 процедур воздействия импульсным ультразвуком 60 кГц этот показатель статистически достоверно уменьшился в 1,83 раза и составил 5,81 весовых %.

10 процедур воздействия модулированным ультразвуком 60 кГц привели к снижению содержания фосфора в губчатой части костной ткани до 6,48 весовых %, что статистически достоверно меньше контрольного значения в 1,64 раза. Десять процедур воздействия непрерывным ультразвуком частотой 60 кГц снизило содержание фосфора в губчатой части костной ткани до 4,6 весовых %, что статистически меньше контрольного значения в 2,03 раза.

После выполнения экспериментальной части исследования нами проведено ортодонтическое лечение 105 пациентов с различной патологией зубочелюстной системы. Из них у 33 пациентов ортодонтическое лечение проводили без повышения пластичности костной ткани, у 39 пациентов пластичность костной ткани в области перемещаемых зубов повышали с помощью непрерывного низкочастотного ультразвука, у 33 пациентов – с помощью импульсного низкочастотного ультразвука. Определяли длительность активного периода ортодонтического лечения и скорость перемещения зубов.

Таблица 4 - Средние сроки и скорость перемещения зубов после применения ультразвука различных параметров в преактивном периоде ортодонтического лечения

Группа	Направление перемещения зубов		
	Вестибуло-оральное	Медио-дистальное	Вертикальное
<b>Сроки активного периода ортодонтического лечения, (суток)</b>			
Импульсный ультразвук частотой 60 кГц	78* (77/83)	92* (81/117)	98* (96/113)
Непрерывный ультразвук частотой 60 кГц	82* (76/85)	95* (87/107)	104* (89/110)
Без воздействия на костную ткань	189 (181/195)	209 (205/221)	220 (209/231)
<b>Скорость перемещения зубов, (мм/мес)</b>			
Импульсный ультразвук частотой 60 кГц	2,32* (2,1/2,43)	2,13* (2,04/2,59)	1,59* (1,21/1,63)
Непрерывный ультразвук частотой 60 кГц	2,29* (2,01/2,39)	2,09* (1,94/2,32)	1,55* (1,37/1,62)
Без воздействия на костную ткань	1,01 (0,99/1,1)	0,95 (0,93/0,97)	0,75 (0,71/0,81)

\* - Статистически достоверные различия при  $p < 0,05$  в сравнении с контрольной группой

Из представленных в таблице 4 данных видно, что применение импульсного ультразвука частотой 60 кГц в преактивном периоде ортодонтического лечения позволило сократить сроки активного периода ортодонтического лечения в среднем в 2,3 раза и увеличить скорость перемещения в зависимости от направления в среднем в 2,22 раза. Применение непрерывного ультразвука позволило сократить сроки активного периода ортодонтического лечения в среднем в 2,19 раза и увеличить скорость перемещения зубов в зависимости от направления в среднем в 2,2 раза.

### Выводы:

1. Все применявшиеся воздействия ультразвуком низкой частоты вызывали статистически достоверное повышение пластичности костной ткани, выражающееся в: снижении максимальной нагрузки, вызывающей разрушение образцов костной ткани, снижении напряжения, соответствующего этой нагрузке, уменьшении содержания кальция и фосфора в исследуемых образцах.
2. Применение ультразвука низкой частоты в преактивном периоде ортодонтического лечения позволило значительно сократить его сроки.

### Литература

1. *Ивашенко С.В. Лечение зубочелюстных аномалий и деформаций в сформированном прикусе с применением физических и физико-фармакологических методов (экспериментально-клиническое исследование): Автореф. дис. док.мед. наук. – Минск, 2011. – 42 с.*
2. *Наумович С.А. Повышение эффективности комплексного (ортопедо-хирургического) лечения аномалий и деформаций зубочелюстной системы в сформированном прикусе: Автореф. дис. д-ра мед. наук: 14.00.21/ Бел.гос.мед.унт.– Минск, 2001.–42 с.*
3. *Остапович, А.А. Лечение пациентов с зубочелюстными аномалиями и деформациями в сформированном прикусе с применением низкочастотного ультразвука / А.А. Остапович // Современная стоматология. - 2014. - № 2. - С. 79-83.*
4. *Проффит, У.Р. Современная ортодонтия. Перевод с английского / У.Р. Проффит, под ред. Л.С. Персина. - Москва, 2008.*

5. Улащик, В.С. Новые данные о физиологическом и лечебном действии низкочастотного ультразвука / В.С. Улащик // Физиотерапевт. – 2012. – №8. – С. 3–10.
6. Хилл, К. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / К. Хилл, Дж. Бэмбера, Г. тер Хаар. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 544 с.
7. Monitoring the mineralisation of bone nodules in vitro by space- and time-resolved Raman micro-spectroscopy / A Ghita., F.C. Pascut, V. Sottile, I. Notingher // Analyst. - 2013. - №139. – P. 55-58.
8. Ивашенко, С.В. Физические свойства и элементный состав костной ткани после воздействия импульсным низкочастотным ультразвуком в эксперименте / С.В. Ивашенко, А.А. Остапович, В.А. Чекан // Современная стоматология. – 2012. – №1. – С. 70–73.
9. Минеральная плотность костной ткани у пациентов старше 50 лет, перенесших малотравматичные переломы / [О.В Добровольская, Н.В Торопцова, О.А. Никитинская и др.]. – 2010. – №3(31). – С. 18.