

## ПРОЧНОСТЬ ПЛЕЧЕВОЙ КОСТИ ПРИ ИМПЛАНТАЦИИ В БОЛЬШЕБЕРЦОВУЮ КОСТЬ ГИДРОКСИЛАПАТИТНОГО МАТЕРИАЛА ОК-015, ЛЕГИРОВАННОГО МАРГАНЦЕМ Кривецкий В.В.

*Буковинський державний медичний університет*

**Кривецкий В.В.** Міцність плечової кістки при імплантації до великогомілкової кістки гідроксилапатитного матеріалу ОК-015, легированого марганцем // Український морфологічний альманах. – 2012. – Том 10, № 3. – С. 169-172.

В експерименті на 252 білих щурах масою 135-145 г встановлено, що нанесення дефекту діаметром 2,2 мм на межі проксимального метафіза та діафіза великогомілкових кісток супроводжується зниженням механічної міцності плечових кісток. При цьому амплітуді відхилень залежить від ступеню активності процесів репаративної регенерації. Імплантація до дефекту біогенного гідроксилапатиту ОК-015 супроводжується аналогічними відхиленнями, які повністю нівелюються до кінця періоду спостереження. Імплантація до дефекту ОК-015, легированого марганцем в різних концентраціях значною мірою згладжує визначені відхилення.

**Ключові слова:** білі щури, кісткова система, кістковий дефект, міцність, марганець.

**Кривецкий В.В.** Прочность плечевой кости при имплантации в большеберцовую кость гидроксилапатитного материала ОК-015, легированного марганцем // Украинский морфологический альманах. – 2012. – Том 10, № 3. – С. 169-172.

В эксперименте на 252 белых крысах с исходной массой 135-145 г установлено, что нанесение дефекта диаметром 2,2 мм на границе проксимального метафиза и диафиза большеберцовых костей сопровождается снижением механической прочности плечевых костей. При этом амплитуда отклонений зависит от степени активности процессов репаративной регенерации. Имплантация в область дефекта биогенного гидроксилапатита ОК-015 сопровождается аналогичными отклонениями, которые к позднему сроком наблюдения полностью нивелируются. Имплантация в костный дефект ОК-015, легированного марганцем в значительной степени сглаживает выявленные отклонения.

**Ключевые слова:** белые крысы, костная система, костный дефект, прочность, марганец.

**Krivetskiy V.V.** Humerus strength at implantation in a tibial bone hydroxyapatite material OC-015, alloyed by copper // Украинский морфологический альманах. – 2012. – Том 10, № 3. – С. 169-172.

In experiment on 252 white rats with initial weight 135-145 g it is established, that inflict of defect in diameter of 2,2 mm on border of proximal metaphysis and diaphysis of tibial bone is accompanied by decrease the mechanical strength of humeral bones. Thus the amplitude of deviations depends on degree of activity of processes of reparative regeneration. Implantation in area of defect biogenic hydroxyapatite OC-015 is accompanied by similar deviations which to late terms are completely levelled. Implantation OC-015, alloyed by copper substantially smoothes the revealed deviations.

**Key words:** white rats, bone system, bone defect, strength, copper.

Установлено, що при травматическомм поврежденні одної из кісток скелета розвивається системний остеопеніческый синдром – то єсть на перелом одельной кістки реагує кістна система в цілому, а не тільки поврежденный сегмент скелета [1, 4, 9, 11]. Імеються також єдиничные сведения о реакції кістного скелета на травматическое повреждение одного из его отделов в тех случаях, когда производится пластика дефекта различными материалами [4, 6]. Ранее нами было установлено, что нанесение дефектов в большеберцовых костях и их заполнение биогенным материалом на основе гидроксилапатита у белых крыс репродуктивного возраста сопровождается дисбалансом химического состава костей скелета, снижением их прочности, замедлением темпов их роста [1, 2]. При этом использование гидроксилапатитных материалов, содержащих в своем составе ионы различных микроэлементов (селена, цинка, марганца и др.) в значительной степени сглаживает выявленные отклонения [6, 7].

Представляется интересным в этом отношении легирование имплантируемого материала ОК-015 медью в различной концентрации, поскольку с

одной стороны, медь выступает (вместе с  $O_2$ , витамином С и  $\alpha$ -кетоглутаратом) как катализатор в формировании стабильной трехспиральной молекулы костного коллагена [8, 10], определяющей в дальнейшем течение процессов минерализации и отложения костного гидроксилапатита. С другой стороны, как доказано [14, 15], недостаток меди в системе цитохром С-оксидаза – цитохром С ингибирует энергетический цикл остеогенных клеток, нарушается синтез белка, что приводит к гибели клеток и сказывается на процессах минерализации. Следовательно, в условиях присутствия ионов меди создаются оптимальные условия для системы цитохром С-оксидаза – цитохром С, и, возможно, будут созданы условия и для сглаживания системных реакций скелета в этих условиях.

**Цель данного исследования** – изучить механическую прочность плечевых костей белых крыс при имплантации на границе проксимального метафіза и диафіза большеберцовых костей биогенного гидроксилапатитного материала ОК-015, легированного медью в различных концентрациях.

**Материал и методы исследования.** Исследо-

вания проведены на 252 белых крысах-самцах с исходной массой тела 135-145 г, распределенных на 6 групп: 1-ая группа – интактные животные, 2-ая группа – крысы, которым под эфирным наркозом стандартным стоматологическим бором наносили на границе между проксимальным метафизом и диафизом большеберцовых костей сквозной дырчатый дефект диаметром 2,2 мм. Поскольку переднезадний размер большеберцовой кости в этой области составляет не менее 3 мм, манипуляция не сопровождалась нарушением целостности костного органа и создавались условия для сохранения функциональной нагрузки на нижнюю конечность [5]. В 3-ей группе в нанесенный дефект имплантировали блоки биогенного гидроксилатапата диаметром 2,2 мм, содержащего стеклофазу (материал ОК-015). В 4-6-ой группах дефект заполняли блоками ОК-015, легированного марганцем в кон-

центрациях соответственно 0,1%, 0,25% и 0,5%. Все манипуляции на животных выполняли в соответствии с правилами Европейской конвенции защиты позвоночных животных, использующихся в экспериментальных и других научных целях [13].

По истечении сроков эксперимента (7, 15, 30, 60, 90 и 180 дней) выделяли и очищали от мягких тканей плечевые кости и исследовали их прочностные характеристики. Биомеханические параметры плечевых костей определяли при изгибе на универсальной нагрузочной машине Р-0,5 со скоростью нагружения 0,25 мм/мин до разрушения. Рассчитывали удельную стрелу прогиба, предел прочности, модуль упругости и минимальную работу разрушения кости [3, 12]. Полученные цифровые данные оценивали методами вариационной статистики с использованием Statistica 5.11 for Windows.

**Таблица.** Некоторые биомеханические показатели при испытаниях на изгиб плечевой кости белых крыс при имплантации в большеберцовую кость гидроксилатапитного материала, легированного марганцем

Группа	Сроки	Уд. стрела прогиба, мкМ/Н	Разрушающий момент, Нмм	Предел прочности, гПа	Модуль упругости, гПа	Работа разрушения, мДж
Контроль	7 дней	8,53±0,16	78,85±1,26	114,02±4,71	4,31±0,34	47,33±1,59
	15 дней	8,38±0,24	80,74±1,06	119,96±5,34	4,76±0,41	49,88±1,09
	30 дней	6,79±0,32	96,29±3,94	138,31±2,20	5,51±0,19	56,06±2,31
	60 дней	5,44±0,20	124,22±4,32	144,97±4,98	5,68±0,28	78,99±3,36
	90 дней	4,79±0,05	139,54±4,18	140,35±6,75	5,61±0,44	91,31±3,87
Дефект	7 дней	7,70±0,30*	78,14±1,82	112,40±4,41	5,20±0,40	44,56±1,51
	15 дней	8,35±0,34	73,55±1,47*	128,11±5,91	6,33±0,24*	42,87±2,77*
	30 дней	6,03±0,47	92,87±5,37	110,19±8,83*	5,49±0,53	49,86±2,66
	60 дней	6,17±0,13*	103,95±2,79*	159,35±8,23	7,27±0,46*	64,55±2,48*
	90 дней	5,00±0,08	126,70±3,19*	145,01±6,09	6,67±0,24	81,83±3,81
ОК 015	7 дней	4,13±0,14	140,49±3,29*	150,21±8,88	5,58±0,50	83,30±2,79*
	15 дней	10,13±0,30*^	61,41±1,78*^	87,38±3,39*^	4,28±0,17	38,97±2,93*
	30 дней	8,52±0,83	76,71±5,02	129,23±9,95	6,62±0,63*	49,52±1,46
	60 дней	4,83±0,30*	91,58±2,14	113,22±4,31*	6,40±0,39	46,45±2,88*
	90 дней	6,93±0,12*#	100,53±2,34*	152,35±8,50	6,50±0,42	67,77±2,91*
0,1 Cu	7 дней	4,38±0,36	135,07±8,09	157,70±6,81	6,77±0,65	78,89±3,27*
	15 дней	4,14±0,27	156,16±4,61^	161,23±7,58	5,31±0,18	90,45±0,88^
	30 дней	9,06±0,52	70,25±2,49*^#	97,05±3,41*^	4,56±0,27	43,94±0,48
	60 дней	8,52±0,67	78,14±4,50	108,40±7,26	4,93±0,44^	50,51±3,53
	90 дней	7,31±0,25^#	88,47±2,57	121,68±3,71*	5,17±0,21#	54,74±2,67
0,25 Cu	7 дней	6,85±0,25*^	104,65±2,21*	145,35±2,84	5,83±0,16^	72,47±0,93^
	15 дней	5,06±0,16	138,78±3,42^	152,17±5,98	5,72±0,24^	87,41±2,17
	30 дней	4,06±0,23	159,11±4,27^	154,89±6,45	5,44±0,12	95,14±1,54^#
	60 дней	9,62±0,34*^	68,39±1,91*^#	99,22±2,79*^#	4,43±0,20	44,06±1,38
	90 дней	9,15±0,43	73,78±3,77	107,50±3,40^	4,83±0,18^#	48,71±2,86
0,5 Cu	7 дней	9,62±0,34*^	68,39±1,91*^#	99,22±2,79*^#	4,43±0,21	44,06±1,38
	15 дней	9,15±0,43	73,78±3,37	107,50±3,40^	4,83±0,19^#	48,71±2,86
	30 дней	5,46±0,16*^#	132,02±3,75	156,04±5,01	5,53±0,16^	89,53±0,93#
	60 дней	4,33±0,30	156,64±6,51	161,81±6,85	5,70±0,16	97,55±3,85^
	90 дней	9,42±0,37^	70,60±2,12*^#	101,62±4,92#	4,39±0,29	45,14±1,03
0,5 Cu	15 дней	8,85±0,25	75,20±1,19*	112,97±3,87	4,73±0,16^#	48,31±1,13
	30 дней	9,42±0,37^	70,60±2,12*^#	101,62±4,92#	4,39±0,29	45,14±1,03
	60 дней	8,85±0,25	75,20±1,19*	112,97±3,87	4,73±0,16^#	48,31±1,13
	90 дней	5,42±0,26*	132,36±4,34	159,26±7,58	5,77±0,14^	88,43±0,87#
	180 дней	4,35±0,25	155,10±4,60^	160,98±4,13	5,79±0,23	97,29±1,42^#

\* – обозначает достоверное отличие от 1-й группы (p<0,05);

^ – обозначает достоверное отличие от 2-й группы (p<0,05);

# – обозначает достоверное отличие от 3-й группы (p<0,05).

**Результаты и их обсуждение.** У интактных животных в ходе наблюдения (с 7 по 180 день) значение удельной стрелы прогиба уменьшалось  $8,53 \pm 0,16$  мкМ/Н до  $3,96 \pm 0,14$  мкМ/Н, а разрушающий момент, предел прочности, модуль упругости и минимальная работа разрушения кости возрастали соответственно – с  $78,85 \pm 1,26$  НмМ до  $164,06 \pm 3,55$  НмМ, с  $114,02 \pm 4,71$  гПа до  $157,22 \pm 5,31$  гПа, с  $4,31 \pm 0,34$  гПа до  $5,92 \pm 0,30$  гПа и с  $47,33 \pm 1,59$  мДж до  $98,85 \pm 4,02$  мДж (табл.). Это соответствует ранее полученным данным о механической прочности костей у интактных животных репродуктивного возраста [3]. Нанесение дефекта ББК (2-ая группа) сопровождалось снижением механической прочности плечевых костей. Это проявлялось в уменьшении значений удельной стрелы прогиба к 7 дню эксперимента на 9,65% ( $p < 0,05$ ), к 15 и 30 дням достоверные отклонения не наблюдались, к 60 дню ее значение превосходило показатели интактной группы на 13,45% ( $p < 0,05$ ), после чего отклонения постепенно сглаживались. В этих условиях модуль упругости, так же как и удельная стрела прогиба, характеризующий качественное состояние органического компонента кости, проявляла тенденцию к увеличению в ходе всего периода наблюдения. К 7, 15, 60 и 90 дням наблюдения его значения превосходили аналогичные показатели группы интактных животных соответственно на 20,87%, 33,13% ( $p < 0,05$ ), 27,87% ( $p < 0,05$ ) и 18,91%. В то же время, показатели, зависящие от состояния минерального компонента, вели себя следующим образом. Предел прочности достоверно изменялся лишь к 30 дню эксперимента, когда он был меньше контрольных показателей на 20,34% ( $p < 0,05$ ). При этом показатели минимальной работы разрушения были ниже контрольных значений во все установленные сроки эксперимента: на 5,87%, 14,06% ( $p < 0,05$ ), 11,05%, 18,28% ( $p < 0,05$ ), 10,38% и 15,73% ( $p < 0,05$ ) соответственно. Параллельно со значениями работы разрушения уменьшались и значения разрушающего момента: к 15, 60, 90 и 180 дням они были меньше контрольных соответственно на 8,91%, 16,32%, 9,21% и 14,37% ( $p < 0,05$  во всех случаях).

Таким образом, нанесение сквозного дырчатого дефекта диаметром 2,2 мм на границе проксимального метафиза и диафиза большеберцовых костей сопровождается снижением механической прочности плечевых костей. Это проявляется в уменьшении значений удельной стрелы прогиба к 7 дню эксперимента и увеличению их же к 60 дню, увеличению модуля упругости в период до 90 дня наблюдения, уменьшении показателя предела прочности к 30 дню, а также уменьшением значений разрушающего момента и минимальной работы разрушения на протяжении всего периода наблюдения. Следует отметить, что амплитуда выявленных отклонений была максимальной в период с 15 по 60 дни наблюдения, то есть в период наиболее интенсивных процессов репаративной регенерации в области нанесенного дефекта. Подобные отклонения прочностных характеристик плечевой кости следует рассматривать как увеличение ее хрупкости.

В том случае, когда дефект в ББК заполнялся блоком гидроксилатапатитного материала ОК-015 (3-я группа), механические параметры плечевой

кости в условиях изгибающей деформации изменялись следующим образом. Величина удельной стрелы прогиба возрастала к 7 дню эксперимента на 18,81% в сравнении с контрольными показателями, уменьшалась к 30 дню – на 28,89% и вновь возрастала к 60 дню – на 27,37% ( $p < 0,05$  во всех случаях). При этом значение модуля упругости к 15, 30, 60 и 90 дням превосходили аналогичные показатели интактных животных соответственно на 39,26% ( $p < 0,05$ ), 16,26%, 14,27% и 20,77%.

Значение предела прочности, как и во 2-ой группе (с незаполненным дефектом), достоверно отставало от контрольных показателей лишь к 30 дню наблюдения – на 18,14%. При этом величина минимальной работы разрушения плечевой кости была меньше показателей контрольной группы к 7, 30, 60 и 90 дням – соответственно на 17,67%, 17,14%, 14,20% и 13,60% ( $p < 0,05$  во всех случаях).

Наконец, значение разрушающего момента достоверно отставало от контрольных показателей к 7 и 60 дням соответственно на 22,12% и 19,07%.

Таким образом, заполнение дефекта, нанесенного на границе проксимального метафиза и диафиза большеберцовых костей гидроксилатапатитным материалом ОК-015 также сопровождается снижением механической прочности плечевых костей. Так же, как и в случае с незаполненным дефектом это проявляется в изменении значений удельной стрелы прогиба, увеличении показателей модуля упругости в период до 90 дня наблюдения, снижении предела прочности к 30 дню и снижении показателей минимальной работы разрушения и разрушающего момента. При этом амплитуда выявленных отклонений в ранние сроки наблюдения превосходит амплитуду отклонений в группе с незаполненным дефектом. Вероятно, это связано с тем фактом, что присутствие имплантированного материала сопровождается более активными процессами перестройки костно-керамического регенерата. К 180 дню наблюдения достоверные отклонения не наблюдались.

Имплантация в область дефекта ОК-015, легированного марганцем, сопровождалась сглаживанием нарушения прочности плечевых костей. При сравнении с показателями 3-ей группы (ОК-015 без легирования) к 7 дню эксперимента значение удельной стрелы прогиба в 4-й группе было меньше показателей 3-й группы на 11,60%, в 5-й – на 5,09%, а в 6-й – на 6,98%. К 30 и 90 дням этот показатель превосходил контрольные значения (К-3) в 4-й группе на 51,30% ( $p < 0,05$ ) и 15,56%, в 5-й группе – на 36,95% ( $p < 0,05$ ) и 24,76% ( $p < 0,05$ ) и в 6-й группе – на 69,97% ( $p < 0,05$ ) и 23,69%.

Значение модуля упругости во всех подопытных группах в период с 15 по 90 дни наблюдения были меньше, чем в 3-й группе: соответственно на 25,58%, 19,26% ( $p < 0,05$ ), 10,25% и 15,53% в 4-й, на 27,05% ( $p < 0,05$ ), 13,08%, 12,89% и 18,34% в 5-й и на 28,60% ( $p < 0,05$ ), 21,18% ( $p < 0,05$ ), 9,73% и 14,71% в 6-й. С одной стороны модуль упругости, так же как и удельная стрела прогиба характеризует качественное состояние органического компонента кости, а с другой – характеристики костного органа как конструкции. Поэтому данные изменения следует рассматривать как увеличение пластичности кости в сравнении с 3-й группой.

В этих условиях минимальная работа разрушения кости в 4-6-й группах во все сроки наблюдения (за исключением 15 дня – периода максимальной интенсивности биорезорбции имплантата) мало достоверно превосходила показатели 3-ей группы. Границы достоверности эти отличия достигали в 4-й группе к 180 дню, а в 5-й группе – лишь к 90 дню (табл.). В 6-й группе минимальная работа разрушения плечевой кости превосходила значения контрольной (3-й) группы к 30 дню на 22,53% ( $p < 0,05$ ), к 60 дню на 11,64% ( $p < 0,05$ ) и к 180 дню на 7,56% ( $p < 0,05$ ). Это свидетельствует о том, что наряду с увеличением пластичности кости, при сравнении с 3-й группой в условиях эксперимента возрастает и ее прочность.

Предел прочности плечевой кости в 4-6-й группах к 7 дню превосходил показатели группы с имплантацией ОК-015 без легирования марганцем (3-й) соответственно на 11,07% в 4-й группе, на 13,56% ( $p < 0,05$ ) в 5-й группе и на 16,30% ( $p < 0,05$ ) в 6-й группе. К 15 дню значения предела прочности были мало достоверно ниже контрольных, после чего отличия постепенно нивелировались. Значения разрушающего момента, характеризующего прочность кости как механического объекта, также превосходили показатели 3-й группы к 7 и 60 дням на 14,39% ( $p < 0,05$ ) и 4,10% в 4-й группе, на 11,37% ( $p < 0,05$ ) и 6,92% ( $p < 0,05$ ) в 5-й группе и на 14,97% ( $p < 0,05$ ) и 8,21% ( $p < 0,05$ ) в 6-й группе.

Как следует из полученных результатов, имплантация в ББК ОК-015, легированного медью, сопровождается сглаживанием отклонений, характерных для адаптационных процессов скелета при имплантации ОК-015 без легирования. Наиболее значимыми являются показатели, характеризующих органический компонент кости (удельная стрела прогиба и модуль упругости), что согласуется с ранее полученными данными о том, что в условиях эксперимента увеличивается содержание органических веществ как в формирующемся регенерате, так и в различных отделах скелета [7].

**Заключение.** Таким образом, нанесение дефекта диаметром 2,2 мм на границе проксимального метафиза и диафиза большеберцовых костей сопровождается снижением механической прочности плечевых костей. При этом амплитуда отклонений зависит от степени активности процессов репаративной регенерации. Имплантация в область дефекта биогенного гидроксилатапата ОК-015 сопровождается аналогичными отклонениями, которые к поздним срокам наблюдения полностью нивелируются. Применение ОК-15, легированного марганцем в значительной степени сглаживает выявленные отклонения.

#### **Перспективы дальнейших исследований.**

Для подтверждения полученных результатов в дальнейшем будет проведено сравнительное ультраструктурное исследование кристаллической решетки костного минерала плечевой и большеберцовой костей.

#### **ЛИТЕРАТУРА:**

1. Ивченко В.К., Лузин В.И., Лубенец А.А., Ивченко Д.В. Особенности роста и формообразования костей

скелета при имплантации в большеберцовую кость «Остеоапатита керамического»-015, легированного марганцем // Украинський морфологічний альманах. – 2007. – Т. 5, № 2. – С. 114-115.

2. Ивченко В.К., Лузин В.И., Ивченко Д.В., Скоробогатов А.Н. Ультраструктура костного минерала при пластике дефектов биогенным гидроксилатапитом, легированным селеном // Украинський журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можасва. – 2009. – Т. 10, № 2. – С. 30-34.

3. Ковешников В.Г., Лузин В.И. Биомеханические методы исследования в функциональной морфологии трубчатых костей // Украинський морфологічний альманах. – 2003. – Т. 1, № 2. – С. 46-50.

4. Лузин В.И., Ивченко В.К., Ивченко Д.В., Скоробогатов А.Н., Лубенец А.А. Прочность плечевой кости при имплантации в большеберцовую кость гидроксилатапитного материала ОК-015 // Травма. – 2007. – Т. 8, № 4. – С. 387-389.

5. Лузин В.И., Ивченко Д.В., Панкратьев А.А., Скоробогатов А.Н., Самойленко А.А. Методика моделирования костного дефекта у лабораторных животных // Украинський медичний альманах. – 2005. – Т. 8, № 2 (додаток). – С. 162.

6. Лузин В.И., Новоскольцева И.Г., Стрий В.В., Панкратьев А.А., Скоробогатов А.Н. Минеральная насыщенность различных отделов скелета при имплантации в большеберцовую кость „Остеоапатита керамического – 015” // Украинський морфологічний альманах. – 2007. – Т. 5, № 2. – С. 114-115.

7. Лузин В.И., Стрий В.В., Ивченко Д.В., Петросянц С.В. Вплив біогенного гідроксилатапиту, легованого міддю на хімічний склад кісткового регенерату // Українські медичні вісті (науково-практичний часопис Всеукраїнського лікарського товариства). – 2009. – Т. 8, № 1-4. – С. 321.

8. Скоблин А.П., Белоус А.М. Микроэлементы в костной ткани. – М.: Медицина, 1968. – 232 с.

9. Скоробогатов А.М., Лузин В.И. Ультраструктура минералу при пластике костных дефектов гидроксилатапитным материалом ОК-015, легированным цинком та внутрішньошпунктовому застосуванні остеїну // Украинський морфологічний альманах. – 2009. – Т. 7, № 1. – С. 91-96.

10. Смоляр В.И., Биняшевский Э.В. Влияние недостатка меди на рост и формирование костной ткани // Вопросы питания. – 1988. – № 6. – С. 28-32.

11. Cattermole H.C., Cook J.E., Fordham J.N., Muckle D.S., Cunningham J.L. Bone mineral changes during tibial fracture healing // Clin. Orthop. – 1997. – Vol. 339. – P. 190-196.

12. Crenshaw T.D., Peo E.R., Jr., Lewis A.J. and Moser B.D. Bone strength as a trait for assessing mineralization in swine: a critical review of techniques involved // Journal of animal science. – 1981. – Vol. 53, № 3. – P. 827-835.

13. European convention for the protection of vertebrate animals used for experimental and other scientific purpose: Council of Europe 18.03.1986. – Strasbourg, 1986. – 52 p.

14. Lowe N.M., Fraser W.D., Jackson M.J. Is there a potential therapeutic value of copper and zinc for osteoporosis? // Proc.Nutr.Soc. – 2002. – Vol. 61. – P.181-185.

15. Pabbruwe M.B., Standard O.C., Sorrell C.C., et al. Bone formation within alumina tubes: effect of calcium, manganese, and chromium dopants // Biomaterials. – 2004. – Vol. 25. – P.4901.

Надійшла 12.09.2012 р.  
Рецензент: доц. В.М. Волошин