

**Н. Д. Айкин**, аспирант, e-mail: fitone14@gmail.com

**В. А. Шаломеев**, д-р техн. наук, проф., e-mail: gr@radiocom.net.ua

**В. Н. Черный\***, канд. мед. наук, доцент

Запорожский национальный технический университет, Запорожье

\* Запорожский государственный медицинский университет, Запорожье

## ОПТИМИЗАЦИЯ ХИМИЧЕСКОГО СОСТАВА БИОРАСТВОРИМОГО МАГНИЕВОГО СПЛАВА, ИСПОЛЬЗУЕМОГО ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗЕ

Одними из наиболее перспективных материалов для производства имплантатов являются магниевые сплавы системы Mg–Zr–Nd. Они биоинертны, биосовместимы и обладают способностью к биодegradации, однако их применение в остеосинтезе ограничено из-за недостаточных механических свойств при длительном воздействии внутренней среды организма. Используя методику математического планирования эксперимента, изучено влияние основных легирующих элементов (Zr, Nd, Zn) на механические свойства магниевого сплава системы Mg–Zr–Nd. Оптимизация химического состава сплава позволила повысить предел прочности ( $\sigma_B$ ) и относительное удлинение ( $\delta$ ). Проведенные эксперименты на животных показали отсутствие токсикологического влияния продуктов деградации разработанного магниевого сплава на живой организм. Изучение процессов регенерации костной ткани исследуемых животных дало положительный результат.

**Ключевые слова:** легирующие элементы, математическое планирование эксперимента, предел прочности, относительное удлинение, химический состав, оптимизация.

### Вступление

Ежегодно во всем мире регистрируется большое количество травм. Среди травм костно-мышечной системы до 25 % – открытые переломы [1], что обуславливает потребность в быстром, эффективном и безопасном остеосинтезе.

Первыми и наиболее широко используемыми материалами для производства имплантатов были различные металлы и сплавы на их основе. К ним относятся нержавеющие стали, титан и его сплавы, сплавы на основе кобальта, цирконий и тантал. Они имеют хорошую коррозионную стойкость и высокие механические свойства (табл. 1). Основным недостатком металлических имплантатов является необходимость проведения повторной операции для их удаления после консолидации перелома. Другим ограничением при использовании металлов является «стресс-экранирование». Этот эффект возникает при большой разности между механическими свойствами имплантата и кости [2].

Биоразстворимые полимеры являются хорошей альтернативой металлам. Помимо их способности растворяться в организме человека, они обладают меньшими механическими свойствами, что предотвращает «стресс-экранирование». Однако, их невысокая механическая прочность ( $\sigma_B = 20\text{--}70$  МПа,  $E = 1,2\text{--}6,9$  ГПа,  $\delta = 1\text{--}23$  % [3, 5]) затрудняет их применение в качестве имплантатов, испытывающих нагрузки.

В настоящее время идет активная разработка композиционных материалов на основе гидроксиапатита (НАР) и биоразстворимых полимеров (РОС, PLA). Однако, механические свойства таких композитов, в особенности модуль упругости ( $\sigma_B = 21,4\text{--}334,8$  МПа,  $E = 0,023\text{--}2,6$  ГПа), недостаточны для использования их в имплантатах, воспринимающих нагрузки [6, 7].

Магний является отличным компромиссом между рассмотренными металлами и полимерами, так как он биосовместим, обладает способностью к биодegradации и приближенными к костной ткани механическими свойствами (табл. 2).

**Таблица 1**  
**Свойства различных металлов и сплавов, используемых для изготовления имплантатов [3, 4]**

Материал	Модуль упругости, ГПа	Предел прочности, МПа	Относительное удлинение, %
Нержавеющие стали	200	530–1000	20–45
Чистый титан	102	200–550	15–24
Титановые сплавы	105–115	750–1100	10–20
Кобальтовые сплавы	235–240	600–1793	8–50
Чистый цирконий	94,5	330	32
Чистый тантал	186	285–650	5–30

**Таблица 2**  
**Сравнение механических свойств чистого магния и костной ткани [9]**

Материал	Модуль упругости, ГПа	Предел прочности, МПа	Относительное удлинение, %	Плотность, г/см <sup>3</sup>
Костная ткань	3–20	30–150	1,4–3,1	1,8–2,1
Чистый магний	41–45	113	2–3	1,74

Магний является важным внутриклеточным элементом. Магний участвует в обменных процессах, тесно взаимодействуя с калием, натрием, кальцием, является активатором для множества ферментативных реакций [8].

Несмотря на все преимущества магния, остаются проблемы, которые усложняют его широкое применение при остеосинтезе. В частности, это недостаточность механических свойств химически чистого магния, который является очень хрупким и имеет низкий предел прочности.

Уменьшить влияние перечисленных недостатков чистого магния возможно за счет его легирования, что позволит повысить уровень механических свойств и снизит скорость биодеградации.

Для дальнейшего исследования выбраны сплавы системы Mg–Zr–Nd, так как сплавы данной системы имеют наименьшую скорость биодеградации, а их легирующие элементы не токсичны для живого организма.

Целью данного исследования является оптимизация механических свойств магниевого сплава системы Mg–Zr–Nd для изготовления биорастворимых имплантатов для остеосинтеза и его доклиническая апробация.

#### *Материалы и методы*

Сплав выплавлялся в тигельной индукционной печи IPM–500 номинальной емкостью 0,5 т, мощностью 140 кВт, производительностью 230 кг/ч и в газовой раздаточной печи номинальной емкостью 150 кг. Очистка расплава осуществлялась флюсом в раздаточной печи, после чего проводили фракционную разливку с последующим вводом возрастающих присадок легирующих элементов (неодим, цирконий) в виде лигатур. Образцы для механических испытаний отливали в песчано-глинистые формы (табл. 3). Влияние легирующих элементов на механические свойства сплава изучали в соответствии с планом 2<sup>3</sup> в следующих пределах: 0,4–1,5 % Zr; 2,2–3,4 % Nd; 0,1–0,7 % Zn.

Все образцы подвергались термообработке в печах типа Bellevue и PAP-4M в соответствии с режимом Т6: закалка от 540 ± 5 °С в течение 8 часов, охлаждение на воздухе и старение при 200 ± 5 °С в течение 15 часов с охлаждением в воздухе. Предел прочности ( $\sigma_B$ ) и относительное удлинение ( $\delta$ ) образцов сплава определяли на разрывной машине «INSTRUN» 2801 по существующим стандартам.

Таблица 3

Химический состав исследуемых образцов

Номер образца	Содержание Zr, %	Содержание Nd, %	Содержание Zn, %
1	0,4	2,2	0,1
2	1,5	2,2	0,1
3	0,4	3,4	0,1
4	1,5	3,4	0,1
5	0,4	2,2	0,7
6	1,5	2,2	0,7
7	0,4	3,4	0,7
8	1,5	3,4	0,7
9	0,95	2,8	0,4
10	0,95	2,8	0,4
11	0,95	2,8	0,4

После испытаний образцы подвергали воздействию гелофузина (искусственного заменителя крови).

Математическая обработка результатов механических испытаний проводилась в соответствии со стандартной методикой планирования эксперимента [10].

*Результаты и обсуждение*

С учетом требований к механическим характеристикам и скорости биодеградации магниевые сплавы системы Mg–Nd–Zr являются наиболее перспективными материалами для производства биорастворимых имплантатов. Наиболее распространенными сплавами системы Mg–Zr–Nd являются МЛ10, его аналог NZ30K, а также WE-43 (табл. 4).

Таблица 4

Физико-механические свойства сплавов системы Mg–Nd–Zr [11–13]\*

Сплав	Модуль упругости, ГПа	Предел прочности, МПа	Относительное удлинение, %
МЛ10	44	235	> 3
WE-43	44	250	> 2
NZ30K	44	230	> 3
Костная ткань	3–20	30–150	1,4–3,1

\*Примечание: средние значения для литья в песчано-глинистые формы

Тем не менее, механические свойства таких сплавов снижаются при длительном воздействии биокоррозии. Выдержка образцов в гелофузине показала, что после 3 месяцев использования (среднее время консолидации перелома) имплантат теряет половину своей прочности, что не позволит ему выполнять свои функции при динамических нагрузках (табл. 5).

Анализ фазовых диаграмм показал, что увеличение содержания неодима в сплаве до 3,4 % упрочнит твердый раствор и приведет к образованию большего количества дисперсной упрочняющей фазы, что повысит его предел прочности ( $\sigma_B$ ). Увеличение количества циркония в сплаве до 1,5 % приведет к увеличению количества центров

**Таблица 5**  
**Механические свойства сплава Mg–Nd–Zr после выдержки в гелофузине**

Начальный		1 месяц		2 месяца		3 месяца	
$\sigma_B$ , МПа	$\delta$ , %						
235	3,0	178	2,6	146	2,3	115	1,2

кристаллизации и последующему измельчению зерна, что повысит показатели относительного удлинения ( $\delta$ ).

Изучалось как отдельное, так и совместное влияние содержания этих элементов на механические свойства сплава ( $\sigma_B$  и  $\delta$ ). Результаты механических испытаний образцов приведены в табл. 6. Неодим положительно влиял на предел прочности сплава. Цирконий, в свою очередь, обеспечивал повышение относительного удлинения  $\delta$ . Цинк оказывал минимальное влияние на комплекс свойств. Совместное влияние неодима и циркония не имеет аддитивного характера и при высоком содержании обоих элементов механические свойства сплава снижаются.

**Таблица 6**  
**Результаты механических испытаний\***

Номер образца	Содержание Zr, %	Содержание Nd, %	Содержание Zn, %	$\sigma_B$ , МПа	$\delta$ , %
1	0,4	2,2	0,1	230	2,6
2	1,5	2,2	0,1	236	5,4
3	0,4	3,4	0,1	298	2,7
4	1,5	3,4	0,1	258	3,9
5	0,4	2,2	0,7	232	2,8
6	1,5	2,2	0,7	237	5,5
7	0,4	3,4	0,7	300	2,9
8	1,5	3,4	0,7	260	4,1
9	0,95	2,8	0,4	242	3,3
10	0,95	2,8	0,4	232	3,1
11	0,95	2,8	0,4	236	2,9

\*Примечание: средние значения

#### Анализ микроструктуры

Металлографические исследования образцов показали, что исходная структура сплава состоит из твердого раствора неодима, циркония и цинка в магнии, эвтектики  $\alpha + (MgZn)_{12}Nd$  и упрочняющей дисперсной фазы (рис. 1, а). Увеличение содержания неодима привело к увеличению количества и размеров упрочняющей фазы (рис. 1, б, в).

Микроструктура образцов с повышенным содержанием циркония (рис. 2, б, в) имела более мелкое зерно по сравнению с исходным (рис. 2, а). Эффект измельчения зерна увеличивался с повышением содержания циркония.

#### Математическая обработка результатов

Оптимизация химического состава сплава проводилась с помощью математического планирования эксперимента. Разработанная матрица планирования эксперимента в соответствии с планом  $2^3$  применялась для изучения влияния неодима и циркония на предел прочности ( $\sigma_B$ ) и относительное удлинение ( $\delta$ ) (табл. 7).

В результате обработки данных получено уравнение регрессии (1), описывающей влияние химических элементов на предел прочности сплава:

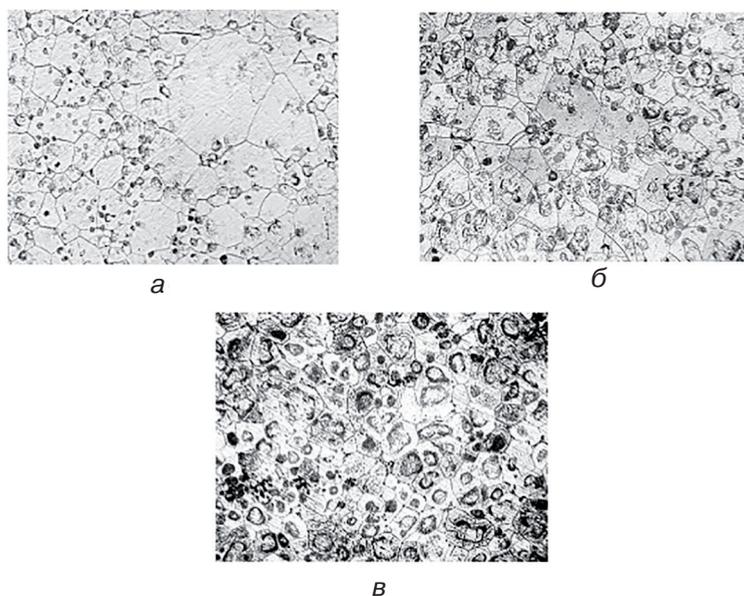


Рис. 1. Микроструктура образцов магниевого сплава с различным содержанием неодима: а – 2,2 % Nd; б – 2,8 % Nd; в – 3,4 % Nd (x100)

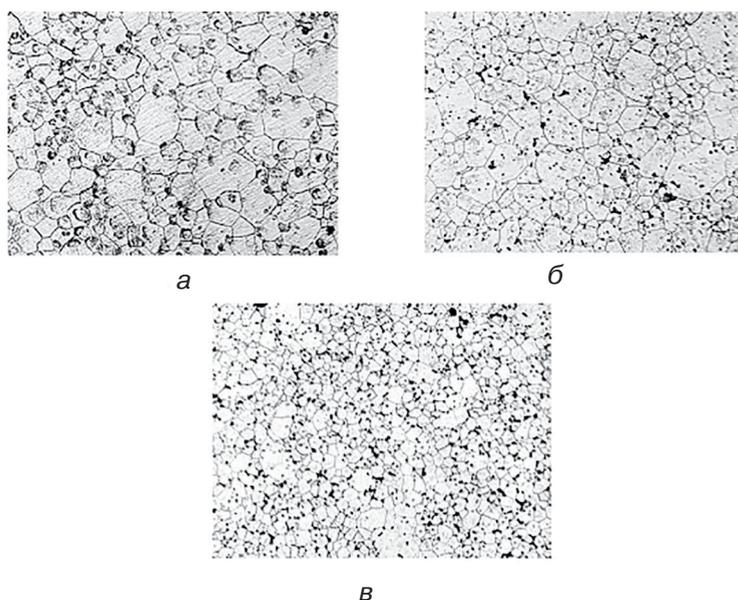


Рис. 2. Микроструктура образцов магниевого сплава с различным содержанием циркония: а – 0,4 % Zr; б – 0,95 % Zr; в – 1,5 % Zr (x100)

$$\sigma_B = 256,4 - 8,625x_1 + 22,625x_2 - 11,375x_1x_2 \quad (1)$$

Анализ полученной математической модели показал, что увеличение содержания неодима значительно упрочняет сплав, а увеличение циркония снижает его прочность. Совместное влияние неодима и циркония на предел прочности оказывает отрицательное влияние. Влияние цинка незначительно.

Уравнение регрессии, описывающее влияние легирующих элементов на относительное удлинение (2), показало, что цирконий способствует повышению пластичности, а неодим уменьшает ее. Совместное влияние неодима и циркония отрицательно влияет на пластичность. Влияние цинка незначительно.

Матрица планирования эксперимента 2<sup>3</sup>

Номер эксперимента	X <sub>1</sub>	X <sub>2</sub>	X <sub>3</sub>	X <sub>12</sub>	X <sub>13</sub>	X <sub>23</sub>	X <sub>123</sub>	σ <sub>B</sub> , МПа	δ, %
1	-1	-1	-1	1	1	1	-1	230	2,6
2	1	-1	-1	-1	-1	1	1	236	5,4
3	-1	1	-1	-1	1	-1	1	298	2,7
4	1	1	-1	1	-1	-1	-1	258	3,9
5	-1	-1	1	1	-1	-1	1	232	2,8
6	1	-1	1	-1	1	-1	-1	237	5,5
7	-1	1	1	-1	-1	1	-1	300	2,9
8	1	1	1	1	1	1	1	260	4,1
9	0	0	0	0	0	0	0	242	3,3
10	0	0	0	0	0	0	0	232	3,1
11	0	0	0	0	0	0	0	236	2,9

$$\delta = 3,7375 + 0,9875x_1 - 0,338x_2 - 0,388x_1x_2 \quad (2)$$

После декодирования уравнений регрессии получены следующие зависимости:

$$\sigma_B = 187,96 + 16,29 \cdot \text{Zr}(\%) + 27,04 \cdot \text{Nd}(\%) - 8,62 \cdot \text{Zr}(\%) \cdot \text{Nd}(\%); \quad (3)$$

$$\delta = 2,96 + 1,72 \cdot \text{Zr}(\%) + 0,002 \cdot \text{Nd}(\%) - 0,29 \cdot \text{Zr}(\%) \cdot \text{Nd}(\%). \quad (4)$$

Анализ полученных зависимостей позволил получить химический состав сплава, обеспечивающий оптимальный комплекс механических свойств (Zr: 1,25–1,3 %, Nd: 2,9–3,1 %).

*Опробование результатов*

Промышленное опробование разработанного сплава проводили в условиях АО «Мотор Сич». Для этой цели получали литые заготовки, из которых изготавливали имплантаты в виде маллеолярных винтов различных конструкций (рис. 3).

Микроструктура данного сплава имела однородное мелкодисперсное строение, а его механические свойства значительно превышали существующие сплавы системы Mg–Zr–Nd (табл. 8).



Рис. 3. Маллеолярные винты для промышленного опробования

Таблица 8

**Результаты механических испытаний сплава с оптимальным содержанием легирующих элементов**

Содержание Zr, %	Содержание Nd, %	Содержание Zn, %	$\sigma_B$ , МПа	$\delta$ , %
1,25	2,98	0,61	266	4,3
1,3	3,05	0,69	271	5,1
1,28	3,1	0,54	274	4,6

Исследование полученных образцов после выдержки в гелофузине в течение 3 месяцев показало, что сплав сохраняет требуемый уровень свойств вплоть до полной консолидации перелома (табл. 9). Исходя из этого, сплав рекомендован для дальнейших доклинических испытаний.

Таблица 9

**Механические свойства сплавов с различным химическим составом после выдержки в гелофузине\***

Материал	Основной		1 месяц		2 месяца		3 месяца	
	$\sigma_B$ , МПа	$\delta$ , %						
МЛ10	235	3,0	178	2,6	146	2,3	115	1,2
Разработанный сплав	270	4,7	246	4,4	220	4,0	188	3,2

\*Примечание: средние значения

*Доклинические испытания*

Доклинические испытания полученного сплава проводили на животных согласно «Положению об использовании животных в биомедицинских исследованиях».

Токсикологические исследования проводили на белых беспородных крысах-самцах массой 220–270 г ( $n = 14$ ). Стержни их разработанного магниевого сплава имплантировали в мышечный массив бедра животных и изучали их реакцию в течение длительного времени.

Токсикологические исследования на крысах показали, что продукты биокоррозии нового сплава не оказывают токсического воздействия на ткани организма подопытных животных и не усиливают клеточную деструкцию.

Постепенный метаболизм металлических фиксаторов, выполненных из биоразстворимого магниевого сплава системы Mg–Zr–Nd, также сопровождался отсутствием нарушений физиологических проявлений у подопытных животных.

Исследование влияния деградации сплава магния на процесс регенеративного остеогенеза при переломе проводили на 12 половозрелых кроликах. Для этого проводили моделирование переломов верхней трети обеих бедренных костей и проводили интрамедуллярный остеосинтез фиксаторами из разработанного магниевого сплава.

В морфологическом исследовании на кроликах было обнаружено, что использование имплантатов из магния не нарушало протекание репаративного процесса.

В поздние сроки наблюдения костная ткань в области имплантата из магниевого сплава не отличалась по своей структуре от костной ткани нормальной структуры, при этом происходила полная биодеградация опытных имплантатов.

**Выводы**

- С помощью математического планирования эксперимента разработан новый сплав системы Mg–Zr–Nd, обладающий высоким комплексом механических свойств вплоть до полной консолидации перелома с последующей его биодеградацией.

- Доклиническими исследованиями установлено, что новый сплав не оказывает токсического воздействия на ткани организма животных и не нарушает процессов репаративной регенерации костной ткани.

• Экспериментальные имплантаты обеспечивают необходимый уровень физико-механических свойств до консолидации перелома с их последующим растворением.

### Благодарности

Работа выполнена при поддержке проекта Erasmus+ KA2 (586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE-JP) Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees [BIOART]

### Список литературы

1. Климовицький В. Г. Сучасні підходи до методів лікування переломів кісток. Остеосинтез у травматології та ортопедії [Текст] / В.Г. Климовицький, В.В. Варін // Травма. – Киев, 2012. – Т. 13. – № 2.
2. Seall C. K. Biodegradable surgical implants based on magnesium alloys – A review of current research [Текст] / C. K. Seall, K. Vince, M. A. Hodgson // Processing, Microstructure and Performance of Materials. – 2009. – № 4. – P. 1–4.
3. Hayes J. S. The use of titanium and stainless steel in fracture fixation [Текст] / J. S. Hayes, R. G. Richards // Expert Rev. Med. Devices. – 2010. – № 6. – P. 843–853.
4. Wu S. Biomimetic porous scaffolds for bone tissue engineering [Текст] / S. Wu, X. Liu, K. Yeung, C. Liu, X. Yang // Materials Science and Engineering. – 2014. – V. 80. – P. 1–36.
5. SPI Plastics Engineering Handbook of the Society of the Plastics [Текст] / Industry, Springer US, 5th ed., 2000.
6. Qiu H. A citric acid-based hydroxyapatite composite for orthopedic implants [Текст] / H. Qiu, J. Yang, P. Kodali, J. Koh, G. A. Ameer // Biomaterials. – 2007. – V. 27. – P. 5845–5854.
7. Li J. Effect of surface modified hydroxyapatite on the tensile property improvement of HA/PLA composite [Текст] / J. Li, X. L. Lu, Y. F. Zheng // Applied Surface Science. – 2008. – № 255. – P. 494–497.
8. Школьникова М. А. Метаболизм магния и терапевтическое значение его препаратов [Текст] / М. А. Школьникова. – М.: Медпрактика. – 2002. – 28 с. - Библиогр.: 25–26. – ISBN 0815340729.
9. Staiger M. P. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review [Текст] / M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, G. Dias // Biomaterials. – 2006. – № 27. – P. 1728–1734.
10. Самарский А. А. Математическое моделирование: Идеи. Методы. Примеры [Текст] / А. А. Самарский, А. П. Михайлов. – М.: Физматлит. – 2001. – 320 с. – ISBN 5-9221-0120-X.
11. ГОСТ 2856-79. Сплавы магниевые литейные. Марки [Текст] / [Действ. от 01.01.81]. – М.: Изд-во стандартов, 1981. – 4 с.
12. Xingwei Z. Microstructure and mechanical properties of NZ30K alloy by semicontinuous direct chill and sand mould casting processes [Текст] / Z. Xingwei, D. Jie, L. Wencai, D. Wenjiang // China foundry. – 2011. – № 8. – P. 41–46.
13. Turowska A. Mechanical properties of WE43 magnesium alloy joint at elevated temperature. Archives of metallurgy and materials [Текст] / A. Turowska, J. Adamiec // 2015. – № 60. – P. 2695-2701.

### References

1. Klymovitsky, V. G., Varin, V. V. (2012) Modern approaches to bone fracture treatment methods. Osteosynthesis in traumatology and orthopedics. Travma, T.13, no. 2 [in Ukrainian].
2. Seall, C. K., Vince, K., Hodgson, M. A. (2009) Biodegradable surgical implants based on magnesium alloys – A review of current research. Processing, Microstructure and Performance of Materials, no. 4, pp. 1–4 [in English].
3. Hayes, J. S., Richards, R. G. (2010) The use of titanium and stainless steel in fracture fixation. Expert Rev. Med. Devices, no. 6, pp. 843–853 [in English].
4. Wu, S., Liu, X., Yeung, K. et al. (2014) Biomimetic porous scaffolds for bone tissue engineering. Materials Science and Engineering, Vol. 80, pp. 1–36 [in English].
5. SPI Plastics Engineering Handbook of the Society of the Plastics Industry, Springer US, 5th ed., Michael L. Berins (editor), 2000 [in English].
6. Qiu, H., Yang, J., Kodali, P. et al. (2007) A citric acid-based hydroxyapatite composite for orthopedic implants. Biomaterials, Vol. 27, pp. 5845–5854 [in English].
7. Li, J., Lu, X.L., Zheng, Y.F. (2008) Effect of surface modified hydroxyapatite on the tensile property improvement of HA/PLA composite. Applied Surface Science, no. 255, pp. 494–497 [in English].
8. Shkolnikova, M. A. (2002) Magnesium metabolism and therapeutic value of its drugs. Moscow: Medpraktika [in Russian].

9. Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J., Dias G. (2006) Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review. *Biomaterials*, no. 27, pp. 1728–1734 [English].
10. Samarskij, A. A., Mihajlov, A. P. (2001) *Math modeling*. Moscow: Fizmatlit [in Russian].
11. GOST 2856-79, Casting magnesium alloys. Brands, Moscow: Izdatel'stvo standartov, 1981.
12. Xingwei, Z., Jie, D., Wencai, L., Wenjiang, D. (2011) Microstructure and mechanical properties of NZ30K alloy by semicontinuous direct chill and sand mould casting processes. *China foundry*, no. 8, pp. 41–46 [in English].
13. Turowska, A., Adamiec, J. (2015) Mechanical properties of WE43 magnesium alloy joint at elevated temperature. *Archives of metallurgy and materials*, no. 60, pp. 2695–2701 [in English].

Received 10.12.2018

**М. Д. Айкін**, аспірант, e-mail: fitone14@gmail.com

**В. А. Шаломєєв**, д-р техн. наук, проф., e-mail: gr@radiocom.net.ua

**В.М. Чорний\***, канд. мед. наук, доцент

Запорізький національний технічний університет, Запоріжжя

\*Запорізький державний медичний університет, Запоріжжя

### ОПТИМІЗАЦІЯ ХІМІЧНОГО СКЛАДУ БІОРОЗЧИННОГО МАГНІЄВОГО СПЛАВУ, ЩО ВИКОРИСТОВУЄТЬСЯ ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗІ

Одними з найбільш перспективних матеріалів для виробництва імплантатів є магнієві сплави системи Mg–Zr–Nd. Вони біоінертні, біосумісні і мають здатність до біодеградації, проте їх застосування в остеосинтезі обмежене через недостатні механічні властивості при тривалому впливі внутрішнього середовища організму. Використовуючи методику математичного планування експерименту, вивчено вплив основних легуючих елементів (Zr, Nd, Zn) на механічні властивості магнієвого сплаву системи Mg–Zr–Nd. Оптимізація хімічного складу сплаву дозволила підвищити границю міцності ( $\sigma_B$ ) і відносне подовження ( $\delta$ ). Проведені експерименти на тваринах показали відсутність токсикологічного впливу продуктів деградації розробленого магнієвого сплаву на живий організм. Вивчення процесів регенерації кісткової тканини тварин, що досліджувались, дало позитивний результат.

**Ключові слова:** легуючі елементи, математичне планування експерименту, границя міцності, відносне подовження, хімічний склад, оптимізація.

**M. D. Aikin**, Postgraduate Student, e-mail: fitone14@gmail.com

**V. A. Shalomeev**, Doctor of Technical Sciences, Professor, e-mail: gr@radiocom.net.ua

**V. N. Chorniy\***, Candidate of Medical Sciences, Assistant Professor

Zaporizhzhya National Technical University, Zaporizhia

\*Zaporizhzhya State Medical University, Zaporizhia

### OPTIMIZATION OF THE CHEMICAL COMPOSITION OF THE BIORESORBITIVE MAGNESIUM ALLOY USED IN OSTEOSYNTHESIS

One of the most promising materials for the production of implants are Mg–Zr–Nd alloys. They are bioinert, biocompatible and have the biodegradation ability, but their use in osteosynthesis is limited due to their insufficient mechanical properties after prolonged exposure to the internal environment of the body. The effect of the main alloying elements (Zr, Nd, Zn) on the mechanical properties of the Mg–Zr–Nd alloy was studied using the experimental design. Optimization of the chemical composition of the alloy increased the tensile strength ( $\sigma_B$ ) and elongation at break ( $\delta$ ). Animal experiments showed the absence of the toxicological effect of the degradation products of the developed magnesium alloy on a living organism. The study of the processes of bone regeneration of the studied animals gave a positive result.

**Keywords:** alloying elements, experimental design, tensile strength, relative extension, chemical composition, optimization.