Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Дунайський університет Кремс
Донбаська державна машинобудівна академія
Західноческький університет
Інститут проблем міцності ім. Г.С. Писаренка НАН України
Люблінський технічний університет
Національний технічний університет України «КПІ ім. Ігоря Сікорського»
Національний університет «Львівська політехніка»
Національний Центр зі співробітництва з ЄС у сфері науки та технологій
Політехнічний університет Мадриду
Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України
Ясський технічний університет



Збірник тез доповідей І -ї Міжнародної науково-технічної конференції “Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2019”

13 – 15 травня 2019 р.

Abstracts of papers presented at I-th International scientific and technical conference «Prospects for the development of mechanical engineering and transport – 2019»

13 – 15 may 2019

Вінниця – 2019 – Vinnytsia

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Дунайський університет Кремс
Донбаська державна машинобудівна академія
Західноческький університет
Інститут проблем міцності ім. Г.С. Писаренка НАН України
Люблінський технічний університет
Національний технічний університет України «КПІ ім. Ігоря Сікорського»
Національний університет «Львівська політехніка»
Національний Центр зі співробітництва з ЄС у сфері науки та технологій
Політехнічний університет Мадриду
Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України
Ясський технічний університет

Збірник тез доповідей
І - ї Міжнародної науково-технічної конференції
“Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2019”

13 – 15 травня 2019 р.

Abstracts of papers presented at
I-th International scientific and technical conference «Prospects for the development of mechanical engineering and transport – 2019»

13 – 15 may 2019

Вінниця – 2019 – Vinnytsia

УДК 004+378+537+615+621+629
ББК [30.123+34.447]
П50

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 11 від 25 квітня 2019 року)

Редакційна колегія:

В. Біліченко, С. Злепко, Р. Іскович-Лотоцький, О. Кобилянський, Л. Козлов, В. Огороднiков, В. Савуляк,

За загальною редакцією Леоніда Поліщука

І Міжнародна науково-технічна конференція "Перспективи розвитку машинобудуваннята транспорту – 2019": Збірник тез**. –** Вінниця: ЕДЕЛЬВЕЙС. – 2019. – __ с.

В тезах доповідей представлені сучасні наукові, технічні та інженерні досягнення провідних вчених України і зарубіжних країн в напрямку розвитку динаміки та міцності машин і споруд, теоретичних та прикладних задач обробки металів тиском і автотехнічних експертиз, галузі штучних імплантів в механічній біоінженерії та підготовки фахівців в концепції реалізації проекту bioart, транспортних системах і технологіях, довговічності матеріалів, покриттів та конструкцій, використання вібрацій в техніці та технологіях, технології та системах автоматизації машинобудування, інноваційних технологій в галузі підготовки фахівців технічних спеціальностей.

Для наукових працівників, аспірантів, викладачів вищих навчальних закладів, інженерів та студентів.

УДК 004+378+537+615+621+629
ББК [30.123+34.447]

ISBN

© Вінницький національний технічний університет, автори, 2019 р.
© ВД «Едельвейс», 2019 р.

ЗМІСТ

ПЛЕНАРНІ ДОПОВІДІ

1 *Юрій Бурєнніков (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **НАУКОВО-ДОСЛІДНА ДІЯЛЬНІСТЬ ФАКУЛЬТЕТУ МАШИНОБУДУВАННЯ ТА ТРАНСПОРТУ ВНТУ……..** 19

2 *Виталий Огородников (Винницкий национальный технический университет).* **ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЕ НАСЛЕДСТВО В ЗАДАЧАХ ТЕОРИИ ПЛАСТИЧНОСТИ…….** 21

3 *Анатолій Зіньковський* (Інститут проблем міцності імені Г.С.Писаренка НАН України**). АКТУАЛЬНІ НАПРЯМКИ ДОСЛІДЖЕНЬ ІЗ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВІБРАЦІЙНОЇ НАДІЙНОСТІ ЛОПАТКОВОГО АПАРАТУ ТУРБОМАШИН……..** 22

4 *Олександр Грушко* **(***Вінницький національний технічний університет).* **РОЗВИТОК ПРОЕКТУ МІЖНАРОДНОЇ СПІВПРАЦІ ЄС ERASMUS+ BIOART У ВНТУ……..** 24

5 *Юрій Сенюк (Голова правління міжнародного індустріального парку та асоціації ділового співробітництва Київ-Пекін, радник Голови правління національної науково-технічної асоціації України)* **УНІВЕРСИТЕТ 4.0 ЯК ВІКРИТА ЦИФРОВА ПЛАТФОРМА ІНТЕГРАЦІЇ І ГЛОБАЛІЗАЦІЇ ТА ІННОВАЦІЙНИЙ МЕРЕЖЕВИЙ ПРОЕКТНИЙ ХАБ КОНФІГУРАЦІЇ ТА КООРДИНАЦІЇ ЕКОСИСТЕМИ СТАЛОГО ІНКЛЮЗИВНОГО РОЗВИТКУ РЕГІОНУ……** 26

6 *Олена Коваль (Національний Центр зі співробітництва з ЄС у сфері науки та технологій)* **ГОРИЗОНТ 2020: РАМКОВА ПРОГРАМА ЄС З НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ І ІННОВАЦІЙ……..** 27

7 *Даріуш Занусек (SensoriumLab, Польща)* **ІНСТРУМЕНТ МСП ПРОГРАМИ ГОРИЗОНТ 2020……..** 28

8 *Леонід Поліщук, Леонід Козлов, Юрій Бурєнніков (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ТЕХНОЛОГІЧНИХ ТА МОБІЛЬНИХ МАШИН НА БАЗІ АДАПТИВНИХ ГІДРОПРИВОДІВ…….** 30

9 *Володимир Сахно, Віктор Поляков, Віктор Біліченко, Ігор Мурований, Світлана Шарай (Національний транспортний університет, Вінницький національний технічний університет, Луцький національний технічний університет).* **ОБГРУНТУВАННЯ КОМПОНУВАЛЬНОЇ СХЕМИ МЕТРОБУСА ОСОБЛИВО ВЕЛИКОЇ МІСТКОСТІ……..** 32

10 *Иосиф Огинский, Константин Таратута, Сергей Востоцкий, Наталья Воронова (Запорожский национальный університет).* **ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ПРОЦЕССЫ ОБРАБОТКИ ДАВЛЕНИЕМ В МЕТАЛЛУРГИИ И МАШИНОСТРОЕНИИ……..** 34

11 *Олексій Ланець, Володимир Боровець (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів), Ірина Деревенько (Вінницький національний аграрний університет, м. Вінниця).* **МЕТОДИКА РОЗРАХУНКУ ПРУЖНИХ ЕЛЕМЕНТІВ, ЩО ЗАБЕЗПЕЧУЮТЬ ПРОСТИЙ КОЛИВАЛЬНИЙ РУХ РОБОЧОГО ОРГАНА У ВІБРАЦІЙНИХ МАШИНАХ……** 36

Секція 1. ПРОБЛЕМИ ДИНАМІКИ ТА МІЦНОСТІ МАШИН І СПОРУД

1 *Анатолій Грабовський, Олександр Бондарець (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ).* **ОЦІНКА ДОВГОВІЧНОСТІ КОНСТРУКЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ……..** 39

2 *Василь Дмитрів, Ігор Дмитрів (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів).* **ДИНАМІКА РОТОРНИХ ВАКУУМНИХ НАСОСІВ РІЗНОЇ КОНСТРУКЦІЇ……** 40

3 *Роман Кравчук (Інститут проблем міцності імені Г. С. Писаренка НАН України, Київ).* **ЩОДО ВИЗНАЧЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ ВИПРОБУВАНЬ ДИСКОВИХ МІКРОЗРАЗКІВ……** 42

4 *Леонід Поліщук (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця), Євген Харченко (Вармінсько-Мазурський університет в Ольштині, Польща).* **МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПОПЕРЕЧНИХ КОЛИВАНЬ СТРІЛИ БУРТОУКЛАДНИКА ПІД ДІЄЮ РУХОМОЇ СТРІЧКИ З ВАНТАЖЕМ……** 43

5 *Леонід Поліщук, Вадим Міськов, Валерій Кравчук, Василь Шевченко (Вінницький національний технічний університет)/* **ГІДРОПРИВОДНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВТОРИННОГО ПОДРІБНЕННЯ ДЕРЕВИННИХ МАТЕРІАЛІВ……** 45

6 *Леонід Поліщук, Олег Коваль, Владислав Луцик (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **СИСТЕМА КЕРУВАННЯ ШВИДКОСТІ РУХУ СТРІЧКОВОГО КОНВЕЄРА ІЗ ЗМІННИМИ ВАНТАЖОПОТОКАМИ……** 47

7 *Віктор Пурдик, Леонід Козлов, Валерій Савуляк (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **РЕЛАКСАЦІЙНІ АВТОКОЛИВАННЯ В СИЛОВОМУ КОНТУРІ КЛИНОПАСОВОГО ВАРІАТОРА……..** 49

8 *Ігор Похильчук, Зоя Сасюк (*Національний університет водного господарства та природокористування*).* **АНАЛІЗ МЕТОДУ КІНЕМАТИЧНИХ ДІАГРАМ ПРИ ДИНАМІЧНОМУ СИНТЕЗІ КУЛАЧКОВОГО МЕХАНІЗМУ……..** 51

9 *Богдан Сокіл, Андрій Сеник, Марія Сокіл, Андрій Андрухів (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів).* **МЕТОДОЛОГІЯ ДОСЛІДЖЕННЯ СКЛАДНИХ ДИНАМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ ПРУЖНИХ ТІЛ…** 53

10 *Іван Солодей, Руслан Стригун (Київський національний університет будівництва і архітектури).* **РОЗВ'ЯЗАННЯ ЗАДАЧ НЕЛІНІЙНОГО ДИНАМІЧНОГО ФОРМОЗМІНЕННЯ ДВОВИМІРНИХ ТА ВІСЕСИМЕТРИЧНИХ ТІЛ НА ОСНОВІ НАПІВАНАЛІТИЧНОГО МЕТОДУ СКІНЧЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ……..** 54

11 *Олег Стрілець (Національний університет водного господарства і природокористування), Володимир Малащенко (Національний університет «Львівська політехніка»), Володимир Стрілець (Національний університет водного господарства і природокористування).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ У ЗАМКНУТІЙ ГІДРОСИСТЕМІ ДЛЯ КЕРУВАННЯ ШВИДКІСТЮ ЧЕРЕЗ ЗУБЧАСТИЙ ДИФЕРЕНЦІАЛ……** 55

12 *Владимир Елисеев (Институт геотехнической механики Национальной академии наук Украины), Татьяна Рузова, Александр Толстопят, Леонид Флеер (Днепропетровский национальный університет), Анатолий Шевченко, Сергей Шевченко (Институт черной металлургии Национальной академии наук Украины).* **ДИНАМИКА ПОВЕРХНОСТИ ЖИДКОСТИ В ЦИЛИНДРИЧЕСКОМ СОСУДЕ С ЦЕНТРАЛЬНЫМ ТЕЛОМ ПРИ КАЧАТЕЛЬНЫХ КОЛЕБАНИЯХ В ПЛОСКОСТИ……** 57

13 *Валерій Федотов, Інна Віштак (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ВПЛИВ КУТОВИХ ПЕРЕМІЩЕНЬ ВАЛА НА ХАРАКТЕРИСТИКИ РАДІАЛЬНИХ ПІДШИПНИКІВ……..** 59

14 *Євген Харченко (Вармінсько-Мазурський університет в Ольштині, Польща), Богдан Сологуб (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів), Леонід Поліщук (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ПЕРЕХІДНІ ПРОЦЕСИ В ЗАВАНТАЖУВАЛЬНОМУ ПРИСТРОЇ ПІДВІСНОЇ ТРАНСПОРТНОЇ СИСТЕМИ……** 61

15 *Тарас Четвержук, Роман Полінкевич (Луцький національний технічний університет).* **ОЦІНКА ДИНАМІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СТИКОВИХ З'ЄДНАНЬ ДЕТАЛЕЙ МАШИН ПРИ ВИПАДКОВИХ КОЛИВАННЯХ……** 63

16 *Володимир Шатохін, Борис Гранько, Володимир Соболь (Харьківський національний університет будівництва і архітектури).* **ВИБРАЦИОННАЯ ДИАГНОСТИКА ИЗНОСА ЦИЛИНДРО-ПОРШНЕВЫХ ПАР НАСОСОВ ГИДРООБЪЕМНЫХ ПЕРЕДАЧ С ШАРИКОВЫМИ ПОРШНЯМИ……** 65

17 *Володимир Шатохін, Борис Гранько, Володимир Соболь (Харьківський національний університет будівництва і архітектури).* **МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В МЕХАНИЗМЕ ПОВОРОТА ГУСЕНИЧНОЙ МАШИНЫ С ГИДРООБЪЕМНОЙ ПЕРЕДАЧЕЙ……** 67

18 *Сергій Шлик (Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського*). **ДОСЛІДЖЕННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ ANSYS AUTODYN ПРИ ОЦІНЦІ ПРОТИМІННОЇ СТІЙКОСТІ СПЕЦІАЛІЗОВАНИХ БРОНЬОВАНИХ АВТОМОБІЛІВ……** 68

19 *Ольга Ярошевич, Андрій Силивонюк, Микола Ярошевич (Луцький національний технічний університет).* **АНАЛІЗ ВПЛИВУ ПРУЖНОСТІ ПРИВОДА ДЕБАЛАНСНИХ ВІБРАЦІЙНИХ МАШИН НА ЙОГО КОЛИВАННЯ……** 70

Секція 2. ТЕОРЕТИЧНІ ТА ПРИКЛАДНІ ЗАДАЧІ ОБРОБКИ МЕТАЛІВ ТИСКОМ І АВТОТЕХНІЧНИХ ЕКСПЕРТИЗ

1 *Vladimir Pokras (Liebherr Mining Equipment Newport News Co., Newport News, VA, USA).* **APPLICATION OF PSEUDO-DAMAGE SPHERE FOR FAST FATIGUE ANALYSIS OF COMPONENTS SUBJECTED TO INERTIAL LOADS……..** 73

2 *Играмотдин Алиев (Донбасская государственная машиностроительная академия), Владимир Калюжный (Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского»), Владимир Левченко, Лейла Аличева (Донбасская государственная машиностроительная академия).* **ИССЛЕДОВАПНИЕ ВЛИЯНИЯ СКОРОСТИ ДЕФОРМИРОВАНИЯ НА ХОЛОДНОЕ ОБРАТНОЕ ВЫДАВЛИВАНИЕ С РАЗДАЧЕЙ В ПОДВИЖНОЙ МАТРИЦЕ……** 75

3 *Олексій Герасименко (Донбаська державна машинобудівна академія).* **РОЗРОБКА НАУКОВИХ ОСНОВ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕССІВ ВИСОКОТЕМПЕРАТУРНОГО ДЕФОРМУВАННЯ……..** 77

4 *Казбек Гогаєв (Інститут проблем матеріалознавства ім. І. М. Францевича НАН України).* **ІННОВАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПОРОШКОВОЇ МЕТАЛУРГІЇ……...** 78

5 *Олександр Грушко (Вінницький національний технічний університет), Юлія Слободянюк (ПрАТ «ПлазмаТек»).* **ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ ВОЛОЧІННЯ ДРОТУ З МАЛОВУГЛЕЦЕВИХ СТАЛЕЙ……** 79

6 *Гарри Дель (Мюнхен, ФРГ).* **ОБОБЩЁННОЕ УСЛОВИЕ ПЛАСТИЧНОСТИ…….** 82

7 *Владимир Драгобецкий, Владимир Загорянский, Дмитрий Малоштан, Сергей Шлык, Александр Шаповал (Кременчугский национальный университет им. Михаила Остроградського).* **НАПРЯЖЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ЗАГОТОВКИ ПРИ ДВОЙНОМ ПЕРЕГИБЕ ИМПУЛЬСНОЙ НАГРУЗКОЙ…….** 84

8 *Віктор Матвійчук (Вінницький національний аграрний університет), Володимир Михалевич (Вінницький національний технічний університет), Ірина Бубновська, Майя Ковальчук (Вінницький національний аграрний університет).* **ТЕНЗОРНА МОДЕЛЬ НАКОПИЧЕННЯ ПОШКОДЖЕНЬ МАТЕРІАЛУ ЗАГОТОВОК ПРИ ВАЛЬЦЮВАННІ ЗА СХЕМАМИ В ДЕКІЛЬКА ПЕРЕХОДІВ……..** 86

9 *Олександр Курпе (Метинвест Холдинг), Володимир Кухар (Приазовський державний технічний університет).* **МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЗМІНИ ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЯ СМУГИ ПЕРЕД ПРОКАТКОЮ НА СТАНІ СТЕККЕЛЯ……..** 88

10 *Олександр Мозговий (Вінницький держаний педагогічний університет ім. Михайла Коцюбинського).* **ПРОГНОЗУВАННЯ СТАНУ ЗМІЦНЕНОГО ПОВЕРХНЕВОГО ШАРУ МЕТАЛУ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕХАНІЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ…….** 89

11 *Виталий Огородников, Александр Гуцалюк, Михаил Побережный (Винницкий национальный технический университет).* **МАТРИЦА ДЛЯ РЕДУЦИРОВАНИЯ ЗАГОТОВОК ИЗ СПЛАВА W-Ni-Fe……** 91

12 *Виталий Огородников, Татьяна Архипова (Винницкий национальный технический университет).* **ВЛИЯНИЕ СКОРОСТИ ДЕФОРМАЦИИ НА ЭНЕРГОПОГЛОЩЕНИЕ В НЕКОТОРЫХ ЗАДАЧАХ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ МЕХАНИКИ……** 92

13 *Едуард Посвятенко (Національний транспортний університет), Олександр мозковий (Вінницький державний педагогічний університет імені Михайла Коцюбинського), Наталія Посвятенко (Національний транспортний університет), Руслан Будяк (Вінницький національний аграрний університет).* **СИНЕРГЕТИЧНІ АСПЕКТИ НАРОСТОУТВОРЕННЯ ПРИ МЕХАНІЧНІЙ ОБРОБЦІ…….** 95

14 *Руслан Пузырь (Кременчугский национальный университет им. Михаила Остроградського), Виталий Чухлеб (Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»), Роман Аргат, Роман Вакуленко, Андрей Черныш (Кременчугский национальный университет им. Михаила Остроградського).* **ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СПОСОБА ВЫТЯЖКИ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ ДЕТАЛЕЙ СО ЗНАКОПЕРЕМЕННОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ ФЛАНЦА ЗАГОТОВКИ……...** 97

15 *Александр Роштейн (Иерусалимский политехнический институт, Иерусалим, Израиль).* **НЕЧЕТКАЯ КОГНИТИВНАЯ КАРТА – АЛЬТЕРНАТИВА ДЕРЕВУ ОТКАЗОВ ПРИ АНАЛИЗЕ РИСКОВ……** 99

16 *Віктор Савуляк (Вінницький національний технічний університет)*. **ОЦІНКА ЯКОСТІ ВИРОБУ, ЩО ОТРИМУЄТЬСЯ МЕТОДАМИ ХОЛОДНОЇ ПЛАСТИЧНОЇ ДЕФОРМАЦІЇ……..** 100

17 *Роман Сивак (Вінницький національний аграрний університет).* **ЗМІЦНЕННЯ МЕТАЛІВ ПРИ НЕМОНОТОННОМУ ПЛАСТИЧНОМУ ДЕФОРМУВАННІ…….** 103

18 *Сергій Сухоруков, Максим Дацюк (Вінницький національний технічний університет).* **ВТРАТА СТІЙКІСТІ ФОРМОЗМІНИ ЛИСТОВИХ ЗАГОТОВОК ПРИ НЕМОНОТОННОМУ ПЛАСТИЧНОМУ ДЕФОРМУВАННІ……..** 105

19 *В'ячеслав Тітов (Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут ім.. Ігоря Сікорського").* **ОСОБЛИВОСТІ ПЛАСТИЧНОГО ФОРМОУТВОРЕННЯ ДЕТАЛЕЙ З ЕВТЕКТИЧНИХ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРІАЛІВ СИСТЕМИ Ti-TiB_2……..** 107

20 *В'ячеслав Тітов (Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут ім.. Ігоря Сікорського"), Світлана Поливода (Фізико-технологічний інститут металів та сплавів Національної академії наук України), Андрій Тітов, Артем Богуславський (Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут ім.. Ігоря Сікорського").* **ПРОЦЕС ВИГОТОВЛЕННЯ ПРУТКІВ З МІКРОВОЛОКОН АЛЮМІНІЄВОГО СПЛАВУ СИСТЕМИ Al-Mg…….** 108

21 *Чайка Дмитро (ФОП Чайка Дмитро Сергійович).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ДЕФОРМОВНОСТІ МЕТАЛА У ПОЗАКОНТАКТНИХ ЗОНАХ ПРИ ГАРЯЧОМУ ВАЛЬЦЮВАННІ ЦИЛІНДРІЧНІХ ЗАГОТОВОК З АЛЮМІНІЄВИХ СПЛАВІВ В ОВАЛЬНИХ КАЛІБРАХ……** 109

22 *Валерий Чигиринський ([1]ЧАО «КрКЗ», г. Кременчуг), Елена Науменко (Национальный технический университет «Днепровская политехника»).* **ОСОБЕННОСТИ РЕШЕНИЯ ПЛОСКИХ ЗАДАЧ МЕХАНИКИ СПЛОШНОЙ СРЕДЫ……** 111

23 *Віталій Чухліб (Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»), Аріф Намоглу, Вячеслав Мішалов, Олександр Філіппі, Юрій Зубко, Євгеній Пиндич (ТОВ «Дніпропрес Сталь», м Дніпро).* **РОЗРОБКА ТА ВПРОВАДЖЕННЯ СУЧАСНИХ ПРОЦЕСІВ КУВАННЯ В УМОВАХ ТОВ «ДНІПРОПРЕС СТАЛЬ»..** 112

24 *Михайло Штерн, Олександр Майданюк, Олег Михайлов (Інститут Проблем Матеріалознавства ім. І.М.Францевича НАН України).* **ПРО ДИНАМІЧНУ РЕАКЦІЮ РІЗНООПІРНИХ КОМПОЗИЦІЙНИХ МАТЕРІАЛІВ……** 114

Секція 3. ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ГАЛУЗІ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ В МЕХАНІЧНІЙ БІОІНЖЕНЕРІЇ ТА ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ В КОНЦЕПЦІЇ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОЕКТУ BIOART

1 *Yurii Bezsmertnyi, Viktor Shevchuk (Scientific Research Institute of Invalid Rehabilitation on the base of National Pirogov Memorial Medical University).* **ABILITY TO USE 3D-MODELING IN THE INITIAL ASSEMBLY AND REVISIONAL HIP REPLACEMENT OF THE HIP JOINT……** 117

2 *Yurii Bezsmertnyi, Viktor Shevchuk (Scientific Research Institute of Invalid Rehabilitation on the base of National Pirogov Memorial Medical University).* **APPLICATION OF MODERN MATERIALS AND METHODS IN THE PRODUCTION OF ENDOPROSTHESES IN TRAUMATOLOGY AND ORTHOPEDICS……** 118

3 *David Luengo (Technical University of Madrid (Spain)), Oleksandr Hrushko (Vinnitsya National Technical University).* **BIOART: EDUCATION FOR SMART ARTIFICIAL IMPLANTS……** 120

4 ***Oleksandr Tarasov, Pavlo Sahaida, Sergey Podlesny, Liudmyla Vasylieva (****Donbass State Engineering Academy).* **ONTOLOGICAL MODELING OF STUDENTS' IT COMPETENCIES IN BIOENGINEERING……** 122

5 *Олег Аврунин (Харьковский национальный университет радиоэлектроники), Владимир Пятикоп (Харьковский национальный медицинский університет), Татьяна Носова Евгений Чугуй, София Худаева (Харьковский национальный университет радиоэлектроники).* **ВОЗМОЖНОСТИ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ МОДЕЛЕЙ ЧЕРЕПНЫХ ИМПЛАНТАТОВ……** 124

6 *Олег Аврунин (Харьковский национальный университет радиоэлектроники), Яна Носова (Харьковский национальный университет радиоэлектроники), Наталья Шушляпина (Харьковский национальный медицинский університет), Ибрагим Юнус Абделхамид (Харьковский национальный университет радиоэлектроники).* **ВОЗМОЖНОСТИ НАТУРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ РИНОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ……..** 126

7 *Інна Віштак (Вінницький національний технічний університет).* **ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ НАНОМАТЕРІАЛІВ НА ОСНОВІ ТИТАНУ В МЕДИЦИНІ….** 128

8 *Вадим Голик, Костянтин Дядюра (Сумський державний університет).* **МОДЕЛЮВАННЯ МАСООБМІНУ У СИСТЕМАХ З ТВЕРДОЮ ФАЗОЮ НА ОСНОВІ СИНТЕТИЧНОГО КАЛЬЦІЙ ДЕФІЦИТНОГО ГІДРОКСИАПАТИТУ..** 129

9 *Сергій Злепко, Сергій Тимчик, Олександр Грушко, Інна Віштак (Вінницький національний технічний університет).* **ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ІМПЛАНТИ В СТОМАТОЛОГІЇ: РЕАЛІЇ ТА ПЕРСПЕКТИВИ……..** 131

10 *Сергій Злепко, Сергій Павлов, Дмитро Штофель, Іван Криворучко, Михайло Паламарчук, Андрій Клапоущак (Вінницький національний технічний університет).* **ОЦІНЮВАННЯ СТАНУ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВІ В ЯСНАХ ДО І ПІСЛЯ ВСТАНОВЛЕННЯ ІМПЛАНТУ……** 133

11 *Сергій Злепко, Дмитро Штофель, Сергій Тимчик (Вінницький національний технічний університет), Ігор Люля (Приватне акціонерне товариство "Обласна стоматологічна поліклініка").* **СТОМАТОЛОГІЧНІ ІМПЛАНТИ: БІОМЕХАНІЧНИЙ АСПЕКТ РОЗВИТКУ……** 134

12 *Олександр Мєшков (Херсонський національний технічний університет) , Віктор Гомолінський, Генадій Новіцький, Кирил Луданов (Вінницький національний технічний університет).* **АЛГОРИТМ АУТЕНТИФІКАЦІЇ ДИКТОРА……..** 136

13 *Олександр Мєшков (Херсонський національний технічний університет), Леонід Коваль, Іван Криворучко, Євген Крекотень (Вінницький національний технічний університет).* **АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АУТЕНТИФІКАЦІЇ ЛЮДИНИ ЗА ГОЛОСОВИМ СИГНАЛОМ……..** 137

14 *Володимир Михалевич, Володимир Краєвський, Олексій Михалевич, Олександр Грушко (Вінницький національний технічний університет).* **МОДЕЛЮВАННЯ ЗАКОНОМІРНОСТЕЙ ВИТРАЧАННЯ ТА ВІДНОВЛЕННЯ РЕСУРСУ ОБ'ЄКТІВ РІЗНОЇ ПРИРОДИ……** 139

15 *Сергій Павлов (Вінницький національний технічний університет), Олександр Барило (Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова), Сергій Злепко, Сергій Тимчик, Андрій Клапоущак (Вінницький національний технічний університет), Ігор Люля (Приватне акціонерне товариство "Обласна стоматологічна поліклініка").* **ОПТИКОЕЛЕКТРОННИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВІ В ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЬОВІЙ ОБЛАСТІ……** 141

16 *Сергій Подлєсний, Олександр Тарасов (Донбаська державна машинобудівна академія), Володимир Танькут (Інститут патології хребта та суглобів ім.проф.М.І.Ситенка НАМН України).* **ВИКОРИСТАННЯ STEM-STEAM-STREAM-ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ СТВОРЕННІ МУЛЬТИДИСЦИПЛІНАРНИХ ОСВІТНІХ ПРОГРАМ ПІДГОТОВКИ СТУДЕНТІВ В ОБЛАСТІ БІОІНЖЕНЕРІЇ……...** 142

17 *Олександр Романюк, Сергій Павлов, Леонід Поліщук (Вінницький національний технічний університет).* **ТЕХНОЛОГІЇ ТА МАТЕРІАЛИ ДЛЯ БІОПРИНТИНГУ…** 144

18 *Олена Сорочан (Державний вищий навчальний заклад «Приазовський державний технічний університет»), Сергій Тимчик (Вінницький національний технічний університет).* **БІОСУМІСНІ ІМПЛАНТАТИ В ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ……..** 148

19 *Олена Сорочан, Олександр Азархов, Валерій Кривоносов (Державний вищий навчальний заклад «Приазовський державний технічний університет»), Ярослав Ярославський (Вінницький національний технічний університет).* **БІОТЕХНІЧНА СИСТЕМА НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ……..** 149

20 *Галина* ***Табунщик, Анжеліка Пархоменко, Сергій Субботін, Сергій Морщавка*** *(Національний університет «Запорізька політехніка»),* ***Сергій Цоцорін*** *(АТ «Мотор Січ»).* **ІННОВАЦІЙНЕ НАВЧАННЯ ДЛЯ ВПРОВАДЖЕННЯ ІННОВАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ГАЛУЗІ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ……..** 150

21 *Олександр Тарасов, Олександр Алтухов, Андрій Коваленко (Донбаська державна машинобудівна академія).* **ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ПРОЕКТУВАННІ ТА ВИГОТОВЛЕННІ ІМПЛАНТІВ……..** 152

22 *Цзяо Ханькунь, Максим Тымкович, Олег Аврунин, Ирина Мороз (Харьковский национальный университет радиоэлектроники), Ольга Шевченко (Харьковский национальный медицинский університет).* **ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ СРЕДСТВ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ ОБУЧАЮЩИХ МОДЕЛЕЙ ВО ФТИЗИАТРИИ……** 154

Секція 4. ТРАНСПОРТНІ СИСТЕМИ І ТЕХНОЛОГІЇ

1 *Віктор Аулін, Дмитро Голуб (Центральноукраїнський національний технічний університет м. Кропивницький).* **ПІДХІД РОЗРАХУНКУ НАДІЙНОСТІ ТРАНСПОРТНОЇ СИСТЕМИ ІЗ ЗАГАЛЬНИМ ПОСТІЙНИМ РЕЗЕРВУВАННЯМ……** 157

2 *Віктор Біліченко, Вікторія Мялковська (Вінницький національний технічний університет).* **АНАЛІЗ ПОКАЗНИКІВ ОЦІНКИ ПОПИТУ НА ТРАНСПОРТНЕ ОБСЛУГОВУВАННЯ ВАНТАЖОВЛАСНИКІВ ПРИ ПЛАНУВАННІ ДІЯЛЬНОСТІ ТРАНСПОРТНИХ ПІДПРИЄМСТВ……** 159

3 *Віктор Біліченко, Світлана Романюк, Сергій Цимбал, Сергій Бабій (Вінницький національний технічний університет).* **РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОЕКТІВ РОЗВИТКУ АВТОТРАНСПОРТНИХ ПІДПРИЄМСТВ З ВИКОРИСТАННЯМ ДИНАМІЧНОГО ПРОГРАМУВАННЯ……..** 160

4 *Віктор Біліченко, Євгеній Смирнов, Віталій Огневий, Сергій Коробов (Вінницький національний технічний університет).* **КРИТЕРІЇ ВИЗНАЧЕННЯ КОМПЛЕКСНИХ СТРАТЕГІЙ РОЗВИТКУ АВТОТРАНСПОРТНИХ ПІДПРИЄМСТВ……..** 161

5 *Володимир Вербицький, Валерій Хрегурський (Запорізька державна інженерна академія, Національний авіаційний університет).* **СТІЙКІСТЬ ТА ХАРАКТЕРИСТИКИ ПОВОРОТКОСТІ МОДЕЛІ ДВОЛАНКОВОГО ЕКІПАЖА ПРИ РУСІ РЕВЕРСОМ……..** 163

6 *Віктор Захарчук, Олег Захарчук, Дмитро Галущак, Олександр Галущак (Луцький національний технічний університет, Вінницький національний технічний університет, Вінницький національний аграрний університет).* **ПОКРАЩЕННЯ ЕКОЛОГІЧНИХ ТА ЕКОНОМІЧНИХ ПОКАЗНИКІВ МІСЬКОГО АВТОБУСА ВСТАНОВЛЕННЯМ ГАЗОВОГО ДВИГУНА……..** 165

7 *Андрій Кашканов, Олексій Сараєв, Сергій Рейко, Віталій Кашканов (Вінницький національний технічний університет, Харківський національний автомобільно-дорожній університет, Житомирський науково-дослідний експертно-криміналістичний центр МВС України).* **ВПЛИВ КОНСТРУКЦІЇ ГАЛЬМІВНОЇ СИСТЕМИ АВТОМОБІЛЯ НА РЕАЛІЗАЦІЮ ЗЧІПНОЇ ЗДАТНОСТІ ДОРОГИ І ШИНИ ПРИ ЕКСТРЕНОМУ ГАЛЬМУВАННІ……** 166

8 *Олександр Кравченко, Сергій Чуйко (Житомирський державний технологічний університет).* **ВИЗНАЧЕННЯ ФАКТОРІВ ТЕПЛОВИХ НАВАНТАЖЕНЬ САЛОНУ МІСЬКОГО АВТОБУСУ……** 168

9 *Юрій Краснов, Олександр Рябушенко (Харківський національний автомобільно-дорожній університет).* **ВПЛИВ ТРАЄКТОРІЇ РУХУ ПОВОРОТНИХ ПОТОКІВ НА ПРОПУСКНУ СПРОМОЖНІСТЬ РЕГУЛЬОВАНОГО ПЕРЕХРЕСТЯ……** 170

10 *Святослав Криштопа, Людмила Криштопа, Іван Микитій, Марія Гнип (Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКІВ КОНВЕРТОВАНОГО ДИЗЕЛЬНОГО ДВИГУНА ПРИ ЙОГО РОБОТІ НА ПІРОЛІЗНОМУ ГАЗІ……** 174

11 *Ірина Лебідь, Ірина Кравченя, Наталія Лужанська, Євген Медведєв (Національний транспортний університет, Білоруський державний університет транспорту, Східноукраїнський національний університет імені Володимира Даля).* **МЕТОДИКА ОПТИМІЗАЦІЇ РОЗКЛАДУ РУХУ МІСЬКОГО ГРОМАДСЬКОГО ТРАНСПОРТУ НА РІЗНИХ МАРШРУТАХ ЗА ДІЛЯНКАМИ, ЩО ДУБЛЮЮТЬСЯ……** 176

12 *Володимир Литовченко, Микола Підгорний (Черкаський державний технологічний університет).* **ВИБІР МЕТОДУ ПРОЕКТУВАННЯ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ТРАНСПОРТНИМ ЗАСОБОМ……** 177

13 *Володимир Макаров, Тамара Макарова (Вінницький національний технічний університет).* **ВАЖЛИВІ АСПЕКТИ РОЗВИТКУ АВТОТРАНСПОРТНОЇ СИСТЕМИ РЕГІОНУ……** 179

14 *Євген Медведєв, Ірина Лебідь, Олександр Коцюк, Наталія Лужанська (Східноукраїнський національний університет імені Володимира Даля, Національний транспортний університет).* **НЕВИЗНАЧЕНІСТЬ СИСТЕМИ «ВИРОБНИЦТВО – ПОСТАЧАННЯ» СІЛЬСЬКОГОСПОДАРСЬКОЇ ПРОДУКЦІЇ……..** 181

15 *В'ячеслав Павленко, Володимир Волков, Володимир Кужель (Харківський національний автомобільно-дорожній університет, Вінницький національний технічний університет).* **АГЕНТНІ СИСТЕМИ В НАПРЯМКУ АВТОМОБІЛЬНОГО ТРАНСПОРТУ……** 183

16 *Андрій Поляков, Олександр Терещенко (Вінницький національний технічний університет).* **ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВІЙСЬКОВИХ АВТОМОБІЛЬНИХ ПЕРЕВЕЗЕНЬ……...** 185

17 *Василь Струтинський, Валентин Полунічев (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **МЕТОДОЛОГІЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ РУХОМИХ МОБІЛЬНИХ РОБОТІВ СПЕЦІАЛЬНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ……** 187

18 *Сергій Струтинський, Олександр Чевпілов (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ОБҐРУНТУВАННЯ ОСНОВНИХ ПОЛОЖЕНЬ ПРОЕКТУВАННЯ СИСТЕМ ПРИВОДІВ МАНІПУЛЯТОРІВ МОБІЛЬНИХ РОБОТІВ**……. 188

19 *Вікторія Хрутьба, Оксана Спасіченко (Національний транспортний університет).* **ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМНОГО АНАЛІЗУ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МІСЬКИХ ТРАНСПОРТНИХ СИСТЕМ……** 189

20 *Світлана Шарай, Максим Рой (Національний транспортний університет).* **ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ВИКОНАННЯ МІЖНАРОДНИХ ПЕРЕВЕЗЕНЬ ШЛЯХОМ ФОРМУВАННЯ ВАНТАЖНИХ МИТНИХ ТЕРМІНАЛІВ**…… 191

21 *Наталія Шраменко, Дмитро Музильов, Владислав Шраменко (Харківський національний технічний університет сільського господарства імені Петра Василенка, Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна).* **ВЫБОР КРИТЕРИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОЦЕССА ДОСТАВКИ МЕЛКИХ ПАРТИЙ ГРУЗОВ В ГОРОДСКОМ СООБЩЕНИИ……..** 193

Секція 5. ПРОБЛЕМИ ДОВГОВІЧНОСТІ МАТЕРІАЛІВ, ПОКРИТТІВ ТА КОНСТРУКЦІЙ

1 *Дмитро Бакалець (Вінницький національний технічний університет).* **ПІДВИЩЕННЯ ПРОДУКТИВНОСТІ ТОЧКОВОГО КОНТАКТНОГО ЗВАРЮВАННЯ……** 194

2 *Олег Гайдамак (Вінницький національний технічний університет).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПОКРИТТІВ НА ОСНОВІ АЛЮМІНІЯ, СТВОРЕНИХ ХОЛОДНИМ ГАЗОДИНАМІЧНИМ НАПИЛЕННЯМ……** 195

3 *Ольга Гайдай, Ярослав Березницький, Олександр Янченко, Володимир Пилявський, Євген Полункін (Інститут біоорганічної хімії та нафтохімії ім. В.П. Кухаря НАН України, Вінницький національний технічний університет).* **ВПЛИВ НАНОРОЗМІРНИХ КАРБОНОВИХ КЛАСТЕРІВ НА ТРИБОЛОГІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ЕТАНОЛЬНИХ МОТОРНИХ ПАЛИВ……** 197

4 *Андрій Губанов (Вінницький національний технічний університет).* **ВИЗНАЧЕННЯ ЕНЕРГІЇ ЗНОШУВАННЯ ВУЗЛІВ ТЕРТЯ ДЕТАЛЕЙ МАШИН……** 198

5 *Володимир Дорошенко, Олександр Янченко (Фізико-технологічний інститут металів та сплавів НАН України, Вінницький національний технічний університет).* **ПРИНЦИПИ ПРОЕКТУВАННЯ ЛИВАРНОЇ РОТОРНО-КОНВЕЄРНОЇ ЛІНІЇ…..** 199

6 *Володимир Дорошенко, Олександр Янченко (Фізико-технологічний інститут металів та сплавів НАН України, Вінницький національний технічний університет).* **УПРОЧНЕНИЕ ВЫСОКОПРОЧНОГО ЧУГУНА И СОКРАЩЕНИЯ ПРОЦЕССА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИЗ НЕГО ОТЛИВОК ЗА СЧЕТ СОВМЕЩЕНИЕ ЛИТЬЯ С ТЕРМООБРАБОТКОЙ……..** 201

7 *Василь Запухляк, Любомир Побережний, Володимир Грудз, Роман Стасюк, Андрій Грицанчук, Любов Побережна (Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу, Україна, Івано-Франківський національний медичний університет, Україна).* **ПРОГНОЗУВАННЯ РЕСУРСУ БЕЗПЕЧНОЇ ЕКСПЛУАТАЦІЇ ГАЗОПЕРЕКАЧУВАЛЬНИХ АГРЕГАТІВ КОМПРЕСОРНИХ СТАНЦІЙ……** 203

8 *Vasyl Zapukhliak, Volodymyr Grudz, Yurii Melnychenko, Andrii Stanetsky, Myroslava Polutrenko, Lubomyr Poberezhny (Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas, Ukraine).* **PROVIDING OPERABILITY OF GAS PIPELINES IN COMBAT ZONES……..** 204

9 *O. Kapustian, T. Akrytova, R. Kulikovsky, M. Brykov, M. Andrushchenko, M. Osipov (Zaporozhye National Technical University).* **PRINCIPLES OF THE MATERIALS SELECTION AND CREATION HAVING THE SELF-REINFORCING ABILITY IN THE PROCESS OF SUSTAINABLE ABRASIVE WEARING……** 205

10 *Валерій Колесніков (Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України (м. Львів), ДЗ «Луганський національний університет ім. Тараса Шевченка (м. Старобільськ)).* **ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНОЇ ОБРОБКИ АУСТЕНІТНОЇ ВИСОКОАЗОТНОЇ СТАЛІ……..** 206

11 *Олександр Некоз, Олександр Батраченко (Національний університет харчових технологій, Черкаський державний технологічний університет).* **ПІДВИЩЕННЯ ВТОМНОЇ МІЦНОСТІ НОЖІВ КУТЕРА ШЛЯХОМ ЇХ ПОВЕРХНЕВОГО ЗМІЦНЕННЯ……** 208

12 *Поліщук Л. К., Булига Ю. В., Погадайко Д. С. (Вінницький національний технічний університет).* **УДОСКОНАЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВИВЧЕННЯ ЗНОСОСТІЙКОСТІ КОНСТРУКЦІЙНИХ СТОМАТОЛОГІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ І ПРИРОДНИХ ЗУБІВ……** 210

13 *Валерій Савуляк (Вінницький національний технічний університет).* **МАТЕРІАЛИ ТА СПОСОБИ ЇХ НАНЕСЕННЯ ДЛЯ МОДИФІКУВАННЯ ПОВЕРХОНЬ ДЕТАЛЕЙ МАШИН……..** 212

14 *Валерій Савуляк, Олена Шиліна, Андрій Осадчук (Вінницький національний технічний університет).* **ПОВЕРХНЕВЕ ЗМІЦНЕННЯ З ВИКОРИСТАННЯМ КОНТАКТНИХ ПРОЦЕСІВ ТА НАНОМАТЕРІАЛІВ……** 213

15 *Валерій Савуляк, Валерій Шенфельд, Максим Дмитрієв (Вінницький національний технічний університет).* **МОДИФІКУВАННЯ ПОВЕРХОНЬ СТАЛЕВИХ ДЕТАЛЕЙ ПЛАЗМОВОЮ ОБРОБКОЮ……...** 214

16 *Орест Серкіз, Михайло Бойко, Оксана Велика, Назарій Сокіл (Національний університет «Львівська політехніка»).* **АВТОМАТИЧНА ЛІНІЯ НАНЕСЕННЯ ЛАКОВИХ ПОКРИТТІВ НА МЕТАЛЕВІ СТРІЧКОВІ МАТЕРІАЛИ……** 215

17 *Олександр Хоменко, Костянтин Шаргородський, Валерій Савуляк (Вінницький національний технічний університет).* **ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ ВІДНОВЛЕННЯ ГРЕБНИХ ГВИНТІВ ШЛЯХОМ ОТРИМАННЯ ДРІБНОЗЕРНИСТОЇ СТРУКТУРИ……** 216

18 *Игорь Шепеленко, Яков Немировский, Юрий Цеханов, Эдуард Посвятенко (Центральноукраинский национальный технический университет, Национальный транспортный университет).* **МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНТАКТНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ МИКРОНЕРОВНОСТЕЙ ПРИ ФАБО……** 218
19 *Валерій Шенфельд (Вінницький національний технічний університет).* **ПОКРИТТЯ З МАРТЕНСИТНО - АУСТЕНІТНОЮ СТРУКТУРОЮ ДЛЯ ПРОТИДІЇ АБРАЗИВНОМУ ЗНОШУВАННЮ……** 220
20 *Олена Шиліна (Вінницький національний технічний університет).* **ВПЛИВ КОНТАКТНИХ НАВАНТАЖЕНЬ НА ВЛАСТИВОСТІ РОБОЧОГО НАПЛАВЛЕНОГО ШАРУ МОЛОТКІВ ЗЕРНОДРОБАРКИ……..** 221

Секція 6. ВИКОРИСТАННЯ ВІБРАЦІЙ В ТЕХНІЦІ ТА ТЕХНОЛОГІЯХ

1 *Іван Афтаназів, Лілія Шевчук, Орися Строган, Олександр Бойко (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів).* **ВІБРОРЕЗОНАНСНИЙ КАВІТАТОР ДЛЯ ОЧИСТКИ ВОДОЙМ ВІД ЗАБРУДНЕННЯ ЦІАНОБАКТЕРІЯМИ**…… 224
2 *Іван Афтаназів, Лілія Шевчук, Інга Свідрак, Леся Струтинська, Орися Строган (Національний університет «Львівська політехніка», м. Львів).* **ПІДВИЩЕННЯ ДОВГОВІЧНОСТІ КРУПНОКАЛІБЕРНИХ ГАРМАТ ЗМІЦНЕННЯМ КАНАЛУ ЇХ СТВОЛІВ……** 226
3 *Катерина Бауман, Іван Коц (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ВІБРАЦІЙНИЙ ЗМІШУВАЧ БЕТОННОЇ СУМІШІ З ГІДРОПРИВОДОМ……** 229
4 *Ірина Берник (Вінницький національний аграрний університет, м. Вінниця).* **ВРАХУВАННЯ ЗМІНИ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТЕХНОЛОГІЧНОГО СЕРЕДОВИЩА В ПРОЦЕСІ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ОБРОБКИ НА ВСТАНОВЛЕННЯ ЕФЕКТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ……** 231
5 *Олег Горюн, Іван Коц (Вінницький національний технічний університет м. Вінниця).* **УСТАТКУВАННЯ ДЛЯ ЦИКЛІЧНОГО ГІДРОТЕРМІЧНОГО НАСИЧЕННЯ МОНОМЕРАМИ БЕТОННИХ ТА ЗАЛІЗОБЕТОННИХ ВИРОБІВ……** 232
6 *Валерій Граняк, Василь Кухарчук (Вінницький національний технічний університет м. Вінниця).* **ЄМНІСНИЙ АКСЕЛЕРОМЕТР НИЗЬКОЧАСТОТНОГО ДІАПАЗОНУ..** 234
7 *Володимир Гурський, Ігор Кузьо (Національний університет «Львівська політехніка», м. Львів), Павло Носко (Національний авіаційний університет, м. Київ), Ярослав Зінько (Національний університет «Львівська політехніка», м. Львів,).* **ВИЗНАЧЕННЯ РАЦІОНАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ ВІБРАЦІЙНИХ СТЕНДІВ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ДЕМПФЕРІВ……** 236
8 *Олександр Гусак, Віталій Іванов, Іван Павленко, Олександр Ляпощенко, Марина Дем'яненко, Олександр Старинский (Сумський державний університет, м. Суми).* **МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ, ПРОТІКАЮЧИХ В ДИНАМІЧНИХ СЕПАРАЦІЙНИХ ЕЛЕМЕНТАХ……..** 238
9 *Олег Дєдов, Олександр Дьяченко (Київський національний університет будівництва і архітектури, м. Київ).* **ТЕОРЕТИЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ І УМОВ САМОСИНХРОНІЗАЦІЇ ВІБРОЗБУДНИКІВ КОЛИВАНЬ ВІБРОУСТАНОВКИ..** 240
10 *Ярослав Іванчук, Ростислав Іскович-Лотоцький, Андрій Яровий, Костянтин Коваль (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ ПОВЕРХНЕВОГО УЩІЛЬНЕННЯ ҐРУНТІВ ІНЕРЦІЙНОЮ ВІБРОТРАМБОВКОЮ……** 241
11 *Ростислав Іскович-Лотоцький, Ярослав Іванчук (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця), Стасюк Віктор (Луцький національний технічний університет, м. Луцьк), Олександр Манжілевський (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИЙ СТЕНД ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ РОБОЧИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПНЕВМАТИЧНОГО УДАРНОГО ПРИСТРОЮ……** 243

12 *Ростислав Іскович-Лотоцький, Євгеній Івашко (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **НАВІСНЕ ОБЛАДНАННЯ З ГІДРОІМПУЛЬСНИМ ПРИВОДОМ ДЛЯ ЗОНДУВАННЯ ҐРУНТІВ……** 245

13 *Ростислав Іскович-Лотоцький, Ярослав Іванчук, Іван Коц (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця), Іван Севостьянов (Вінницький національний аграрний університет, м. Вінниця).* **МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ ТРАНСПОРТУВАННЯ ВІБРАЦІЙНИМ КОНВЕЄРОМ……** 246

14 *Юрій Куриленко (Немирівський коледж будівництва, економіки та дизайну ВНАУ), Іван Коц (Вінницький національний технічний університет).* **ВІБРАЦІЙНЕ ОБЛАДНАННЯ З ГІДРОІМПУЛЬСНИМ ПРИВОДОМ ДЛЯ ГЛИБИННОГО УЩІЛЬНЕННЯ БЕТОННИХ СУМІШЕЙ……** 248

15 *Павло Майструк (Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів).* **СПОСОБИ ВХОДУ В МІЖРЕЗОНАНСНУ ЗОНУ ТРИМАСОВИХ ВІБРАЦІЙНИХ МАШИН З ІНЕРЦІЙНИМ ПРИВОДОМ……** 250

16 *Олександр Манжілевський, Ростислав Іскович-Лотоцький (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця), Віктор Стасюк (Луцький національний технічний університет, м. Луцьк), Ярослав Іванчук, Андрій Яровий (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **МАТЕМАТИЧЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОБОЧИХ ПРОЦЕСІВ ПНЕВМАТИЧНОГО УДАРНОГО ПРИСТРОЮ……..** 252

17 *Юлія Михальова (Вінницький національний аграрний університет, м. Вінниця).* **ЗАКОНОМІРНОСТІ РУХУ СИПКОГО МАТЕРІАЛУ В КАМЕРІ ВІБРАЦІЙНОГО ЗМІШУВАЧА……** 254

18 *Іван Назаренко, Анатолій Свідерський, Микола Ручинський, Олег Дєдов, Володимир Сліпецький (Київський національний університет будівництва і архітектури, м. Київ).* **ЕФЕКТИВНІСТЬ ВИКОРИСТАННЯ РІЗНИХ ТИПІВ ЗБУДНИКІВ КОЛИВАНЬ В МАШИНАХ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ……** 256

19 *Максим Назаренко, Максим Делембовський (Київський національний університет будівництва і архітектури, м. Київ).* **ПОКАЗНИКИ НАДІЙНОСТІ ВІБРАЦІЙНИХ МАЙДАНЧИКІВ БУДІВЕЛЬНОЇ ІНДУСТРІЇ……..** 259

20 *Роман Обертюх, Андрій Слабкий, Сергій Андрухов (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **МЕТОДИКА ПРОЕКТНОГО РОЗРАХУНКУ ГІДРОІМПУЛЬСНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ РАДІАЛЬНОГО ВІБРОТОЧІННЯ З ВБУДОВАНИМ В КІЛЬЦЕВУ ПРУЖИНУ ГЕНЕРАТОРОМ ІМПУЛЬСІВ ТИСКУ……..** 261

21 *Роман Обертюх, Андрій Слабкий (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ОПТИМІЗАЦІЯ КОНСТРУКТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ ПРОРІЗНОЇ ПРУЖИНИ – РОЗПОДІЛЬНО-СИЛОВОЇ ЛАНКИ ГІДРОІМПУЛЬСНОГО МАЛОГАБАРИТНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВІБРОРІЗАННЯ ЧИ ДЕФОРМАЦІЙНОГО ЗМІЦНЕННЯ……..** 263

22 *Роман Обертюх, Михайло Марущак (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **УМОВИ ОДНОЗНАЧНОСТІ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ГІДРОІМПУЛЬСНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ДЕФОРМАЦІЙНОГО ЗМІЦНЕННЯ ДЕТАЛЕЙ МАШИН……** 266

23 *Михайло Побережний, Андрій Трубаєнко, Іван Коц (Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця).* **ГІДРОІМПУЛЬСНЕ ІН'ЄКТУВАННЯ СКРІПНИХ РОЗЧИНІВ У ҐРУНТОВИЙ МАСИВ ДЛЯ ПІДСИЛЕННЯ НЕСУЧИХ ОСНОВ СПОРУД……** 268

24 *Леонід Серілко, Зоя Сасюк, Дмитро Серілко, Володимир Щурик (Національний університет водного господарства та природокористування, м. Рівне).* **ВИЗНАЧЕННЯ ДИНАМІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ІНЕРЦІЙНОГО КОНВЕЄРА……** 269

25 *Наталія Христинець, Віктор Рудь (Луцький національний технічний університет, м. Луцьк).* **ВИКОРИСТАННЯ ШЛАМІВ НЕРЖАВІЮЧОЇ СТАЛІ ТА САПОНІТУ У ПРОЦЕСІ ФОРМУВАННЯ ГРАДІЄНТНИХ МАТЕРІАЛІВ……** 271

26 *Тарас Четвержук, Роман Полінкевич (Луцький національний технічний університет, м. Луцьк).* **ОЦІНКА ДИНАМІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СТИКОВИХ З'ЄДНАНЬ ДЕТАЛЕЙ МАШИН ПРИ ВИПАДКОВИХ КОЛИВАННЯХ……** 273

Секція 7. ТЕХНОЛОГІЇ ТА СИСТЕМИ АВТОМАТИЗАЦІЇ МАШИНОБУДУВАННЯ

1 *Віктор Антонюк[1], Діана Прихожа[1], Анатолій Рутковський[2], Вячеслав Головня[3] ([1]Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», [2]Інститут проблем міцності ім. Г.С. Писаренка Національної академії наук України, [3]Житомирський державний технологічний університет).* **СИСТЕМА КОНТРОЛЮ ЙОННО-ПЛАЗМОВОГО ТЕРМОЦИКЛІЧНОГО АЗОТУВАННЯ……** 275

2 *Валерій Бадах, Роман Єременко (Національний авіаційний університет).* **ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ СИСТЕМ ПЕРЕДАЧІ ПОТУЖНОСТІ АВІАЦІЙНОЇ ТЕХНІКИ……** 276

3 *Наталія Веселовська, Олександр Малаков, Олена Гнатюк (Вінницький національний аграрний університет).* **ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ТЕХНОЛОГІЧНИХ ПРОЦЕСІВ В УМОВАХ АВТОМАТИЗОВАНОГО ВИРОБНИЦТВА……** 278

4 *Георгій Виговський, Олексій Громовий, Микола Плисак (Житомирський державний технологічний університет).* **ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКЦІЙ ЧИСТОВИХ ТОРЦЕВИХ ФРЕЗ, ОСНАЩЕНИХ НАДТВЕРДИМИ МАТЕРІАЛАМИ……** 280

5 *Євгеній Горбатюк, Ігор Русан, Олександр Терентьєв (Київський національний університет будівництва і архітектури)* **АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА КЕРУВАННЯ РОЗПУШУВАЧІВ……** 281

6 *Ігор Грицай, Вадим Ступницький (Національний університет "Львівська політехніка").* **КЕРУВАННЯ ПРОЦЕСОМ ЗУБОФРЕЗЕРУВАННЯ ЗА КРИТЕРІЄМ СТІЙКОСТІ ПРУЖНОЇ СИСТЕМИ ВЕРСТАТА……..** 283

7 *Олександр Губарев, Оксана Ганпанцурова (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ІНЕРЦІЙНА ЛОГІКА В ЦИКЛІЧНО-МОДУЛЬНОМУ АЛГОРИМІ КЕРУВАННЯ МЕХАТРОННОЇ СИСТЕМИ……** 285

8 *Юрій Данильченко, Андрій Петришин (Національний Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРУЖНОЇ СИСТЕМИ «ІНСТРУМЕНТ-ЗАГОТОВКА» ПРИ ФРЕЗЕРУВАННІ МАЛОЖОРСТКИХ ДЕТАЛЕЙ……..** 287

9 *Олександр Дерібо, Жанна Дусанюк, Сергій Репінський (Вінницький національний технічний університет).* **ВПЛИВ КОЛИВАНЬ ПОДАЧІ НАСОСА НА ДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ В ГІДРОПРИВОДІ МОБІЛЬНОЇ МАШИНИ З ДОВГОЮ НАПІРНОЮ ГІДРОЛІНІЄЮ……** 288

10 *Микола Іванов, Оксана Моторна, Олексій Переяславський, Сергій Шаргородський (Вінницький національний аграрний університет).* **ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ НАСОСІВ-ДОЗАТОРІВ СИСТЕМ ГІДРООБ'ЄМНОГО РУЛЬОВОГО КЕРУВАННЯ САМОХІДНИХ МАШИН ТА СТЕНД ДЛЯ ЇЇ РЕАЛІЗАЦІЇ……** 289

11 *Микола Іванов, Олексій Переяславський, Ірина Ковальова, Роман Гречко (Вінницький національний аграрний університет).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ІНЕРЦІЙНОГО НАВАНТАЖЕННЯ ЗВЕДЕНОГО ДО ВАЛА ГІДРОМОТОРА НА РОБОТУ ГІДРОСТАТИЧНОЇ ТРАНСМІСІЇ ТИПУ ГСТ90……..** 291

12 *Николай Иванов, Алексей Переяславский, Сергей Шаргородский, Вадим Закревский (Винницкий национальный аграрный университет).* **ОСОБЕННОСТИ РАСЧЕТА СТАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕГУЛИРУЕМОГО АКСИАЛЬНОГО РОТОРНОПОРШНЕВОГО НАСОСА ТИПА PVC 1.85……** 293

13 *Юрій Коваленко[1], Віктор Антонюк[2], Леонід Полонський[3] ([1]Черкаський державний технологічний університет, [2]Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», [3]Житомирський державний технологічний університет).* **ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭНЕРГИИ В ЗОНЕ ДЕЙСТВИЯ ЛЕНТОЧНОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПОТОКА……** 295

14 *Леонід Козлов, Володимир Богачук, Артем Товкач (Вінницький національний технічний університет).* **АНАЛІЗ ВПЛИВУ ТЕМПЕРАТУРИ РОБОЧОЇ РІДИНИ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ РОБОТИ ГІДРОПРИВОДУ……** 296

15 *Леонід Козлов[1], Володимир Богачук[1], Василь Струтинський[2], Артем Товкач[1] ([1]Вінницький національний технічний університет, [2]Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ВПЛИВ ПАРАМЕТРІВ ЕЛЕКТРОГІДРАВЛІЧНОГО РЕГУЛЯТОРА НА ДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ГІДРОПРИВОДУ З НАСОСОМ ЗМІННОГО РОБОЧОГО ОБ'ЄМУ……** 298

16 *Леонід Козлов, Юрій Бурєнніков, Вадим Ковальчук, Володимир Пилявець (Вінницький національний технічний університет).* **ПОКРАЩЕННЯ ДИНАМІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК АДАПТИВНОГО ГІДРОПРИВОДУ ІЗ ПЕРЕХРЕСНИМ ЗВ'ЯЗКОМ……** 299

17 *Леонід Козлов, Леонід Поліщук, Олег Піонткевич, Віктор Пурдик, Олександр Петров (Вінницький національний технічний університет).* **ОПТИМІЗАЦІЯ КОНСТРУКТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ ВРІВНОВАЖУВАЛЬНОГО КЛАПАНА ДЛЯ ГІДРОПРИВОДУ ІНВАРІАНТНОГО ДО ЗНАКОЗМІННОГО НАВАНТАЖЕННЯ……** 300

18 *Олег Левченко (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ФУНКЦІОНАЛЬНА СТРУКТУРА СИСТЕМИ ГІДРОПРИВОДУ ПРИ МОДЕЛЮВАННІ ЙОГО ЕКСПЛУАТАЦІЙНИХ РЕЖИМІВ……..** 302

19 *Дмитро Лозінський, Олександр Петров, Наталія Семічаснова, Олег Піонткевич (Вінницький національний технічний університет).* **ДОСЛІДЖЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ ЗАСТОСУВАННЯ ЕЛЕМЕНТІВ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ ПРОПОРЦІЙНОГО ЕЛЕКТРОГІДРАВЛІЧНОГО РОЗПОДІЛЬНИКА З НЕЗАЛЕЖНИМ КЕРУВАННЯМ ПОТОКІВ……..** 304

20 *Володимир Майструк, Роман Гаврилів (Національний університет "Львівська політехніка").* **ПРОГНОЗУВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ОЧИЩЕННЯ ЦИКЛОНУ ІЗ СПІРАЛЬНИМ НАПРАВЛЯЮЧИМ АПАРАТОМ……** 305

21 *Петро Мельничук [1], ІгорБойко[2], Яна Коваленко[1] ([1]Житомирський державний технологічний університет, [2]АТ «МОТОР СІЧ» м. Запоріжжя).* **ДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОЦЕСІВ РІЗАННЯ ПРИ ВИКОРИСТАННІ БАГАТОЦІЛЬОВИХ ВЕРСТАТІВ……** 307

22 *Альона Муращенко[1], Олександр Губарев[1], Олександр Тижнов[2] (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», [2]ДП «АНТОНОВ»).* **ОСОБЛИВОСТІ РОЗРАХУНКУ КАНАЛІВ ГІДРОПРИВОДУ……** 309

23 *Оксана Паславська, Леонід Козлов, Сергій Репінський, Микола Мошноріз (Вінницький національний технічний університет).* **ПАРАМЕТРИ МЕХАТРОННОГО ГІДРОПРИВОДУ МАНУПІЛЯТОРА, ЩО ВИЗНАЧАЮТЬ ЙОГО ДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ……** 310

24 *Олександр Повстяной, Дмитро Сомов (Луцький національний технічний університет).* **РОЗРОБКА ТА ВИКОРИСТАННЯ НОВОЇ СУЧАСНОЇ СИСТЕМИ АВТОМАТИЗАЦІЇ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ПРОНИКНИХ МАТЕРІАЛІВ З ВІДХОДІВ МАШИНОБУДІВНОГО ВИРОБНИЦТВА……** 312

25 *Віктор Пурдик, Станіслав Перепелиця, Микола Коріненко (Вінницький національний технічний університет).* **ДО РОЗРАХУНКУ ШВИДКОДІЇ РУБИЛЬНОЇ МАШИНИ ДЛЯ ФОРМУВАННЯ ШТУЧНИХ ЗРАЗКІВСИРОЇ ЦЕГЛИ……..** 314

26 *Іван Севостьянов[1], Ярослав Іванчук[2], Костянтин Коваль[2], Ігор Зозуляк[1]([1]Вінницький національний аграрний університет, [2]Вінницький національний технічний університет).* **ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ РЕГЕНЕРАЦІЇ ПРОМИСЛОВИХ ФІЛЬТРІВ З ВИКОРИСТАННЯМ ДИНАМІЧНИХ ВПЛИВІВ……...** 316

27 *Сергій Сухоруков, Лей Чжао, Андрій Білик (Вінницький національний технічний університет).* **ВИКОРИСТАННЯ САПР ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦІЇ ТЕХНОЛОГІЧНОЇ ПІДГОТОВКИ ВИРОБНИЦТВА……..** 318

28 *Тарас Тарасенко, Віктор Коноваленко (Національний авіаційний університет).* **ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ КАВІТАЦІЙНОГО СОПЛА……** 320

29 *Валентин Тіхенко (Одеський національний технічний університет).* **АНАЛІЗ ВИПАДКОВИХ ФАКТОРІВ У ПРИВОДІ ГОЛОВНОГО РУХУ ШЛІФУВАЛЬНИХ ВЕРСТАТІВ……..** 322

30 *Олександр Узунов (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **АЛГОРИТМ ПРОЕКТУВАННЯ ПРИНЦИПОВИХ СХЕМ ПРИСТРОЇВ ГІДРОАВТОМАТИКИ……** 323

31 *Інна Хоменко, Наталія Балицька, Петро Мельничук (Житомирський державний технологічний університет).* **ПОКАЗНИКИ ЯКОСТІ ПОВЕРХНІ СФОРМОВАНОЇ ТОРЦЕВИМ ФРЕЗЕРУВАННЯМ……..** 325

32 *Олександр Шевченко, Ольга Ліщінер-Іващенко (Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»).* **ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СТАЛОСТІ ПРОЦЕСУ РОЗТОЧУВАННЯ ОДНОЛЕЗОВИМ ІНСТРУМЕНТОМ НА ТОКАРНОМУ ВЕРСТАТІ……..** 327

33 *Roman Grudetskyi[1], Pavel Golubkov[2], Viktor Yehorov[2] ([1]Lutsk National Technical University, [2]Odessa National Academy of Food Technologies).* **ROBOTIC COMPLEX FOR THE SPECIAL FORMS DUMPLING'S PRODUCTION……..** 329

34 *Oleksandr Petrov[1], Leonid Kozlov[1], Dmytro Lozynskiy[1], Milan Edl[2], Natalia Semichasnova[1] ([1]Vinnytsia National Thechnical University, [2]University of West Bohemia).* **INFLUENCE OF THE PARAMETERS OF THE RELIEF VALVE OF THE DIRECTIONAL CONTROL VALVE ON THE VALUE OF THE STABILIZATION ERROR OF THE FLUID CONSUMPTION OF THE HYDRAULIC ENGINE IN THE LOAD SENSING HYDRAULIC DRIVE……** 331

35 *Viktor Sychuk, Oleg Zabolotnyi, Pavlo Harchuk, Dmytro Somov, Andrii Slabkyi (Lutsk National Technical University).* **PRACTICES OF MODERNIZATION OF CNC SYSTEMS USED IN METAL-CUTTING MACHINE TOOLS……** 332

36 *Natalia Veselowska, Valery Turych, Volodymyr Rutkevych, Galina Ogorodnichuk (Vinnytsia National Agrarian University).* **INVESTIGATION OF INTERACTION OF A TOOL WITH A PART IN THE PROCESS OF DEFORMING STRETCHING WITH ULTRASOUND……** 334

37 *Nataliya Veselovska, Serhiy Shargorodsky, Volodimir Rutkevych (Vinnytsia National Agrarian University).* **ANALYSIS OF THE CHARACTER OF CHANGE OF THE PROFILOGRAM OF MICROPROFILE OF THE PROCESSED SURFACE……** 336

38 *V. Yehorov (Odessa National Academy of Food Technologies).* **GRAIN MIXES SCANNER BASED ON ROBOTIC SYSTEM……** 337

Секція 8. ІННОВАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ В ГАЛУЗІ ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ

1 *Оксана Адлер, Ірина Причепа, Лілія Руда (Вінницький національний технічний університет).* **МІСЦЕ ЕКОНОМІЧНОЇ КОМПЕТЕНТНОСТІ В СИСТЕМІ ПІДГОТОВКИ ПРОФЕСІЙНИХ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ В КОНТЕКСТІ ЄВРОПЕЙСЬКОГО ВЕКТОРУ МОДЕРНІЗАЦІЇ СУЧАСНОЇ ОСВІТИ……** 340

2 *Акімова Ольга, Сапогов Володимир (Вінницький державний педагогічний університет імені Михайла Коцюбинського)* **ФОРМУВАННЯ ЛІДЕРСЬКИХ ЯКОСТЕЙ НА ЗАСАДАХ КОМПЕТЕНТНІСНОГО ПІДХОДУ ЗАКОРДОНОМ ТА В УКРАЇНІ…..** 342

3 *Олена Гомонюк (Хмельницький національний університет, м. Хмельницький).* **ПРОФЕСІЙНО-ПЕДАГОГІЧНА КУЛЬТУРА МАЙБУТНЬОГО ІНЖЕНЕРА З ПОЗИЦІЙ КОМПЕТЕНТНІСНОГО ПІДХОДУ……** 344

4 *Роман Горбатюк, Віталій Кабак, Наталія Волкова (Тернопільський державний педагогічний університет імені Володимира Гнатюка, Луцький національний педагогічний університет, Криворізький державний педагогічний університет).* **ДОДАТКОВА РЕАЛЬНІСТЬ В ГАЛУЗІ ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ……..** 346

5 *Олена Гречановська, Віра Петрук (Вінницький національний технічний університет).* **ФОРМУВАННЯ КОНФЛІКТОЛОГІЧНОЇ КУЛЬТУРИ МАЙБУТНІХ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛНОСТЕЙ……** 347

6 *Софія Дембіцька (Вінницький національний технічний університет).* **ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ НАВИЧОК ПРАЦЕОХОРОННОЇ ДІЯЛЬНОСТІ СТУДЕНТІВ МАШИНОБУДІВНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ……** 349

7 *Софія Дембіцька, Кобилянський Олександр (Вінницький національний технічний університет)* **РОЗВИТОК ПРАЦЕОХОРОННОЇ КОМПЕТЕНТНОСТІ У ФАХІВЦІВ МАШИНОБУДІВНОЇ ГАЛУЗІ……** 351

8 *Наталія Зачепа, Олексій Чорний, Сергій Сергієнко, Юрій Зачепа (Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, м. Кременчуг).* **ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНИХ ТРЕНАЖЕРНИХ ПРОГРАМ В СИСТЕМІ НАВЧАННЯ ВИЩОЇ ШКОЛИ……** 353

9 *Наталія Калашнік (Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова).* **ТЕХНОЛОГІЯ МОДУЛЬНО-РЕЙТИНГОВОГО КОНТРОЛЮ НАВЧАЛЬНИХ ДОСЯГНЕНЬ СТУДЕНТІВ ВИЩОГО НАВЧАЛЬНОГО ЗАКЛАДУ УКРАЇНИ НА ПРИКЛАДІ ВІННИЦЬКОГО НАЦІОНАЛЬНОГО МЕДИЧНОГО УНІВЕРСИТЕТУ ІМ. М.І.ПИРОГОВА……** 354

10 *Ірина Кобилянська, Олександр Кобилянський (Вінницький національний технічний університет)* **РОЗВИТОК ПРАЦЕОХОРОННОЇ КОМПЕТЕНТНОСТІ У ФАХІВЦІВ З ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ……** 356

11 *Ірина Кобилянська, Ігор Кюльян (Вінницький національний технічний університет)* **ШТУЧНИЙ ІНТЕЛЕКТ У СФЕРІ ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ……..** 358

12 *Ольга Кузьменко (Льотна академія Національного авіаційного університету, м. Кропивницький).* **ФОРМУВАННЯ ПРАКТИЧНИХ УМІНЬ І НАВИЧОК СТУДЕНТІВ У ПРОЦЕСІ ВИВЧЕННЯ ФІЗИКИ В ТЕХНІЧНИХ ЗАКЛАДАХ ВИЩОЇ ОСВІТИ НА ОСНОВІ STEM-ТЕХНОЛОГІЙ……** 360

13 *Катерина Осадча, Сергій Конюхов, Юрій Сіциліцин, Альона Чорна (Мелітопольський державний педагогічний університет імені Б. Хмельницького)* **МОБІЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ У ПРОЦЕСІ ПІДГОТОВКИ МАЙБУТНІХ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ……** 361

14 *Вячеслав Осадчий, Владислав Круглик, Євгеній Прокоф'єв, Ірина Сердюк (Мелітопольський державний педагогічний університет імені Б. Хмельницького)* **ІННОВАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ В СФЕРІ ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ……..** 363

15 *Віра Петрук, Олена Прозор (Вінницький національний технічний університет)* **«ІНТЕРАКТИВНІ МЕТОДИ НАВЧАННЯ ВИЩОЇ МАТЕМАТИКИ МАЙБУТНІХ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ»……..** 365

16 *Ольга Пінаєва, Богдан Пінаєв, Олександр Кравчук (Вінницький національний технічний університет)* **КОМПЕТЕНТНІСНИЙ ПІДХІД ДО ФОРМУВАННЯ ЗМІСТУ Й ОРГАНІЗАЦІЇ ОСВІТНЬОГО ПРОЦЕСУ ПІД ЧАС ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ ТЕХНІЧНИХ СПЕЦІАЛЬНОСТЕЙ……..** 367

17 *Леонід Поліщук, Олександр Манжілевський, Юрій Волинець (Вінницький національний технічний університет)* **ОСОБЛИВОСТІ НАВЧАЛЬНОГО ПРОЦЕСУ У РЕГІОНАЛЬНОМУ НАВЧАЛЬНО-МЕТОДИЧНОМУ ЦЕНТРІ «ГАЛУЗЕВЕ МАШИНОБУДУВАННЯ»……** 369

18 *Сергій Пугач (Вінницький навчально-науковий інститут економіки Тернопільського національного економічного університету)* **ПРОБЛЕМИ ФОРМУВАННЯ ПРАВОВОЇ КОМПЕТЕНЦІЇ В ПРОЦЕСІ ПІДГОТОВКИ МЕНЕДЖЕРІВ……** 371

19 *Сергей Сергиенко, Алексей Черный, Юрий Зачепа (Кременчугский национальный университет имени Михаила Остроградского)* **«КОНСТРУКТОР ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ СИСТЕМ» – ИНСТРУМЕНТАРИЙ ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ И НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ**…….. 373

20 *Сергій Сергієнко, Олексій Чорний (Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, м. Кременчуг).* **ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ЛАБОРАТОРНОМ ПРАКТИКУМЕ БИОТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ СПЕЦИАЛЬНОСТЕЙ……..** 375

21 *Руслан Сопівник, Богдан Пінаєв (Національний університет біоресурсів і природокористування, Вінницький національний технічний університет)* **КОМПЕТЕНТНІСНИЙ ПІДХІД ЯК СТРАТЕГІЯ ФОРМУВАННЯ ФАХІВЦЯ У СУЧАСНОМУ ВИЩОМУ НАВЧАЛЬНОМУ ЗАКЛАДІ……** 377

22 *Ганна Чемерис (Мелітопольський державний педагогічний університет імені Б. Хмельницького)* **ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ КОРИСТУВАЦЬКОГО ІНТЕРФЕЙСУ ДЛЯ ДОПОВНЕНОЇ РЕАЛЬНОСТІ……** 378
23 *Ганна Юдіна, Олексій Чорний, Сергій Сергієнко, Євгенія Кузнецова (Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського, м. Кременчуг, Національна металургійна академія України).* **«ЛИЦА ЧЕРНОВА» – СПОСОБ ОЦЕНКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ТЕСТИРОВАНИЯ СТУДЕНТОВ……** 381

УДК 378.14

РОЗВИТОК ПРОЕКТУ МІЖНАРОДНОЇ СПІВПРАЦІ ЕС ERASMUS+ BIOART У ВНТУ

DEVELOPMENT OF THE EU PROJECT OF INTERNATIONAL COOPERATION ERASMUS + BIOART IN VNTU

Олександр Грушко

Вінницький національний технічний університет

The current status of the project development issue of the Erasmus + "Innovative Multidisciplinary Curriculum for Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees" program (BIOART) in Vinnytsya National Technical University has been considered. Targeted specialties and specializations that are selected for pilot training are noted. The basic competencies that students should have as a result of training are given.

З листопада 2017 року у ВНТУ розпочалось виконання проекту Програми Європейського Союзу Еразмус+ «Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біо-інженерії для бакалаврів та магістрів» (№586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE-JP) (коротка назва BIOART) за напрямком К2 – розбудова потенціалу вищої освіти. Разом з ВНТУ в

проекті беруть участь 13 партнерів (Університет Політехніки Мадрида - грантхолдер, Іспанія; Інженерний технікум Самі Шамона, Ізраїль; Краківський технологічний університет, Польща; Університет постійної освіти - Дунайський університет Кремс, Австрія; KU Leuven, Бельгія; Університет Бар Ілан, Ізраїль; Холонський технологічний інститут, Ізраїль; Міжвузівський обчислювальний центр, Ізраїль; Запорізький національний технічний університет, Україна; Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів імені М.І.Ситенка НАМНУ», Україна; Донбаська державна машинобудівна академія, Україна; Державний вищий навчальний заклад «Приазовський державний технічний університет», Україна). В якості бенефіціарів виступають установи України і Ізраїлю. Метою проекту є підготовка висококваліфікованих випускників з інтелектуальних штучних імплантатів, покращення рівня інтернаціоналізації та міжрегіонального співробітництва а також розвиток інновацій у трикутнику знань у галузі проектування, виготовлення та обслуговування штучних імплантів. Очевидно, що потенціальні можливості кожного учасника не зважаючи на те чи є він донором чи бенефеціаром значно відрізняються, внаслідок національних особливостей навчально-наукового процесу, специфіки історичного розвитку закладів-партнерів, різних спеціалізацій задіяних підрозділів та конкретних виконавців тощо. ВНТУ теж має специфіку у реалізації свої завдань.

До виконання мультидисциплінарного проекту залучені провідні вчені та фахівці ВНТУ з тих кафедр, де планується підготовка студентів з набуттям компетенцій в галузі інтелектуальних штучних імплантатів. Це, насамперед, працівники кафедри БМІ, яка є випусковою за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, кафедри ТАМ за спеціальністю 131 – прикладна механіка та кафедр, які задіяні в розробці проекту за його окремими напрямками та завданнями – ОМПМ, ВМ, БЖДПБ.

Зокрема, у ВНТУ з 2019-2020 навчального року запроваджена освітньо-професійна програма 2-го рівня вищої освіти (магістерський) підготовки за спеціальністю 163 під назвою «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії» в рамках якого разом із рівнем бакалавр планується запровадити в начальний процес загальним обсягом 33,5 кредити в нових та оновлених дисциплінах. В рамках Болонського процесу розроблена низка компетенцій, які широко охоплюють коло майбутніх знань та навичок студентів. Варто зробити акценти на нових важливих компетентностях, що будуть опановувати студенти-біомеханіки у ВНТУ, які умовно розділимо на такі напрямки: в області біоматеріалів – здатність сформувати вимоги до біомедичних матеріалів та виробів з них, вивчати їх фізико-механічні властивості та методи їх аналізу; в області датчиків та біо-сенсорів – здатність вибрати види і методи застосування різних типів інтелектуальних датчиків та сенсорних систем для отримання показників стану організму людини, а також опрацьовувати отриману з датчиків інформацію; в області проектування та виготовлення – здатність до комп‘ютерного моделювання при проектуванні біомедичного обладнання та імплантів у відповідності до індивідуальних особливостей людини із використанням систем автоматизованого проектування, здатність виготовити 3-д модель імпланта та її прототип за допомогою адитивних технологій. З 1 вересня 2019 року буде запроваджено повноцінне пілотне навчання 10 дисциплін на опановування нових компетенцій. Також з початку року буде створено лабораторний центр спільного користування „BIOART” з необхідним обладнанням для забезпечення лабораторно-практичної частини вивчення дисциплін.

Великий потенціал до розкриття можливостей імплементації в навчальний процес результатів виконання проекту мають механічні спеціальності, зокрема 131 – прикладна механіка, 132 – матеріалознавство та 133 – галузеве машинобудування, оскільки зазначені компетенції можуть набуватись в рамках незначного коригування навчальних планів, в тому числі за рахунок відкриття нових перспективних освітньо-професійних програм підготовки. А використання сучасних методів навчання та обладнання дасть змогу студентам більш якісно опановувати новий навчальний матеріал, який є не тільки цікавим, але актуальним і витребуваним на ринку праці України.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

СЕКЦІЯ 3

ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ГАЛУЗІ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ В МЕХАНІЧНІЙ БІОІНЖЕНЕРІЇ ТА ПІДГОТОВКИ ФАХІВЦІВ В КОНЦЕПЦІЇ РЕАЛІЗАЦІЇ ПРОЕКТУ BIOART

UDC 004.9:615.4

ABILITY TO USE 3D-MODELING IN THE INITIAL ASSEMBLY AND REVISIONAL HIP REPLACEMENT OF THE HIP JOINT

МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ 3D-МОДЕЛЮВАННЯ ПРИ ПОЧАТКОВОМУ ВСТАНОВЛЕННІ АБО РЕВІЗІЇ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ

Yurii Bezsmertnyi, Viktor Shevchuk

Scientific Research Institute of Invalid Rehabilitation on the base of
National Pirogov Memorial Medical University

The purpose of primary and auditory endoprosthetics in patients is to achieve a firm fixation and stability of the swivel construction, with the aim of achieving its complete osteointegration. Presented 3D-modeling technology allows to assess the degree of deficit of bone tissue and conduct preoperative planning with the selection of implants and heights according to individual parameters in the treatment of severe bone defects.

Surgery endoprosthetics of the hip joint remains the main method for the treatment of degenerative-dystrophic diseases and traumatic injuries of the hip joint. The tendency to increase the number of operations of total hip joint replacement is observed both in Ukraine and all around the world [1]. One of the complex types of damage to the musculoskeletal system is the fractures of the pelvic bones, among which the fractures of the acetabulum equal 10-22%. Among the victims are people under the age of 50 years, which has important medical-social and economic significance [3, 7]. Sizable trauma and prolonged instability of the endoprosthesis result in severe damage, in violation of the anatomical and spatial parameters of the acetabular cavity, which greatly complicates the primary and auditory hip replacement and requires the implementation of bulk reconstructive interventions. The purpose of primary and auditory endoprosthetics in patients with large bone defects in the acetabular cavity or the difference between the pelvic bone is to achieve a firm fixation and stability of the swivel construction, with the aim of achieving its complete osteointegration. Defects of the Defects of the acetabular cavity III B type for Paprosky in patients undergoing a revisional endoprosthetics are recorded in 1,5-5% of cases [1, 6].

Taking into account the type of acetabular cavity defect, the amount and quality of bone tissue, the integrity of the acetabular columns and the durability of the pelvic bone in order to restore the spinous cavity to date, a variety of methods are used. These surgical methods involve operations for changing the center of rotation of the hip joint [2], using large hemispherical structures [12], bone auto- and alloplasty with combined use of antiprotrusion rings or cup-cage [5] , augments from trabecular metal with hemispherical cups [9, 10]. In case of significant volume defects, the reconstruction of the acetabulum with the use of the above mentioned methods does not always allow achieving a favorable result. In recent years, an alternative method of treating severe bone defects of acetabular cavity has been widely discussed with the use of 3D modeling and prototyping technology [8]. The favorable results of the manufacture and application of individual designs of endoprostheses in severe defects of acetabular cavity with the help of 3D modeling and prototype technology are shown in the literature [4]. This method demonstrates the promise of this method.

The purpose of the study: to evaluate the possibility of preoperative planning and the choice of implants with 3D modeling in patients with bulk bone defects during hip replacement.

11 operations were performed on the primary complex and revisional hip replacement. Preoperative planning and the selection of implants and heights using 3D modeling with the manufacture of a plastic pelvic model is performed in 6 cases. Inspection interventions in connection with aseptic instability of the implant were performed in 9 patients, the primary complicated endoprosthetics of post-traumatic coxarthrosis was 2. Women it was 7, men – 4. The age of patients was 57.2 ± 12.4 years (from 42 to 74 years). All patients at the stage of preoperative planning and after surgery performed radiographs of the pelvis in the anterior posterior projection. The severity of the loss of bone tissue of the acetabulum was evaluated by the classification W.G. Paprosky [11, 13,14]. In the case of a revisional endoprosthetics in 5 patients the deficiency of III B, in 2 – III A, in 1 - II B was diagnosed. At the initial endoprosthetics in 2 patients the defects of II B and II A were diagnosed. Preoperative planning with an estimation of the deficit of the bone tissue of the acetabulum, determining the number and spacing of the implants and augments, the possibility of their fixation was carried out using a 3D pelvic model in 5 patients with aseptic instability of the acetabular component (3 patients with defective III B, 1 - IIIA, 1 - II B) and 1 patient with a primary complicated endoprosthetics (defective II B). For the purpose of preoperative planning and the choice of implant, 3D-printing of a plastic pelvis model was performed. For this purpose: multispectral CT scan of the pelvis with a minimum thickness of the cut (interval 0,5 ± 0,1 mm); transfer of received CT scan data to DICOM format; image processing, noise elimination, soft tissue and the creation of a digital model of the 3D model of the affected side of the pelvis; creation of a plastic model of the pelvis in its natural size with all defects of the acetabular cavity with an accuracy of 1 mm. Based on the visual model of the pelvis, the severity of the deficit of the bone tissue of the acetabular cavity was clearly assessed and the defect was classified. Differences in the primary determined values of the size of the bone defect of the acetabulum on the data of X-ray, CT scan and on the results of 3D modeling were found in 4 patients. Taking into account these differences made it possible to correctly pick up implants and augments for the replacement of bone defects and to plan the course of surgical intervention. In all cases of preoperative planning using 3D modeling during surgery, exact alignment of the size of selected implants and augments to the size of the bone defect was found to provide a solid primary fixation. In 3 patients without prior 3D modeling, when implants and augments were installed, they could not achieve their primary stability, requiring intraoperative correction of bone structures, applying a more voluminous unplanned bone auto- and alloplasty and detailed fitting of implants. Good early clinical and radiological findings were obtained in almost all observations.

Conclusion. Thus, the presented 3D-modeling technology allows to assess the degree of deficit of bone tissue of the acetabulum and conduct preoperative planning with the selection of implants and heights according to individual parameters in the treatment of severe bone defects in the acetabulum in the prosthetic instability, post-traumatic and, in some cases, dysplastic arthrosis.

Literature

1.Berasi CC, Berend KR, Adams JB, Ruh EL, Lombardi AV. Are Custom Triflange Acetabular Components Effective for Reconstruction of Catastrophic Bone Loss? Clin Orthop Relat Res. 2015; 473(2): 528–535.doi: 10.1007/s11999-014-3969-z.

2.Chilmi MZ, Suwandani YA, Utomo DN, Andrianus J. Clinical and radiological evaluation of post total hip arthroplasty patients with acetabulum defect. J Clin Orthop Trauma. 2019;10(2):358-363. doi: 10.1016/j.jcot.2018.05.013.

3.Flóris I, Bodzay T, Vendégh Z, Gloviczki B, Balázs P. Short-term results of total hip replacement due to acetabular fractures. Eklem Hastalik Cerrahisi. 2013;24(2):64-71. doi: 10.5606/ehc.2013.16.

4.Goodman GP, Engh CA Jr. The custom triflange cup: build it and they will come. Bone Joint J. 2016;98-B(1 Suppl A):68-72. doi: 10.1302/0301-620X.98B.36354. 4

5.Gross AE, Saleh KJ, Wong P. Acetabular revision using grafts and cages. Am J Orthop (Belle Mead NJ). 2002 Apr;31(4):213-5.

6.Kosashvili Y, Backstein D, Safir O, Lakstein D, Gross AE. Acetabular revision using an anti-protrusion (ilio-ischial) cage and trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with pelvic discontinuity. J Bone Joint Surg Br. 2009;91(7):870-6. doi: 10.1302/0301-620X.91B7.22181.

7.Laird A, Keating JF. Acetabular fractures: a 16-year prospective epidemiological study. J Bone Joint Surg Br. 2005;87(7):969-73.

8.Li H, Qu X, Mao Y, Dai K, Zhu Z. Custom Acetabular Cages Offer Stable Fixation and Improved Hip Scores for Revision THA With Severe Bone Defects. Clin Orthop Relat Res. 2016;474(3):731-40. doi: 10.1007/s11999-015-4587-0.

9. Löchel J, Janz V, Hipfl C, Perka C, Wassilew GI. Reconstruction of acetabular defects with porous tantalum shells and augments in revision total hip arthroplasty at ten-year follow-up. Bone Joint J. 2019;101-B(3):311-316. doi: 10.1302/0301-620X.101B3.BJJ-2018-0959

10. Siegmeth A, Duncan CP, Masri BA, Kim WY, Garbuz DS. Modular Tantalum Augments for Acetabular Defects in Revision Hip Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2009 Jan; 467(1): 199–205. doi: 10.1007/s11999-008-0549-0.

11. Valle CJ, Paprosky WG. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2003;85-A Suppl 4:1-6.

12. Whaley AL, Berry DJ, Harmsen WS. Extra-large uncemented hemispherical acetabular components for revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2001;83-A(9):1352-7.

13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.

14. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

UDC 615.4

APPLICATION OF MODERN MATERIALS AND METHODS IN THE PRODUCTION OF ENDOPROSTHESES IN TRAUMATOLOGY AND ORTHOPEDICS

ЗАСТОСУВАННЯ СУЧАСНИХ МАТЕРІАЛІВ І МЕТОДІВ У ВИРОБНИЦТВІ ЕНДОПРОСТЕЗІВ У ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДИЦІЇ

Yurii Bezsmertnyi, Viktor Shevchuk

Scientific Research Institute of Invalid Rehabilitation on the base of
National Pirogov Memorial Medical University

Manufacturing of implants, titanium-based alloys are widely used, they have optimal physical-mechanical parameters, biological inertia, biological compatibility, and high corrosion resistance. The use of titanium alloys for the manufacture of individual endoprostheses will allow them to fully realize their benefits, such as biocompatibility, high corrosion resistance, relatively low elastic modulus and good mechanical compatibility with bone structures.

In modern conditions, the endoprosthesis develops at an accelerated pace due to the possibilities of complete restoration of the lost functions of the organism [6]. The development of the endoprosthesis is carried out in different directions of the constructive execution of the implant's elements, the method of their fixation, the use of various materials, the differences in the surface treatment of the implant. These preconditions allow surgeons to choose from a wide range of implant models that are most suited to the individual characteristics of a particular patient [2]. Along with this, a wide range of structures of endoprosthesis does not allow to prevent a significant number of complications [13]. A large variety of structures of endoprostheses does not prevent a significant number of complications in the form of instability, infection, osteolysis. Existing endoprostheses that are used in traumatology and orthopedics are unified [9]. This limits their use in complex clinical cases. One of the ways out of this situation could be the use of personified, complex profile implants designed and manufactured by rapid prototyping technology [9, 14]. There are several ways to make implants: milling, pressure treatment, casting and powder metallurgy [7]. Modern technology of implant production by milling on numerically controlled machines provides high precision of manufacturing, high level of automation of work, greater productivity, application of a wide range of processed materials and compact equipment. Among the shortcomings of the slides to highlight the complexity of manufacturing thin-walled products, the impossibility of obtaining the porous structure of the implant, which is an important prerequisite for its osteointegration [13]. In order to save costs, there is a transition to additive production [5]. Its advantages are the ability to create small details, voids with complex internal geometry. The fabrication of an object

is done by applying a layer by layer over a 3D model. One of the positive features of this process is waste-free production.The use of CAD / CAE / CAM technologies for design and production can significantly reduce the stages of preparation for the production of personified implants [1, 13]. X-ray and computed tomography [11] can be used to obtain 3D models. One of the ways to manufacture parts for endoprosthetics is laser melting of powdered materials SLM (selective laser melting). The product is formed from powder materials due to the sintering effect with the energy of a laser beam, which is a source of heat [11, 12]. Metal products made by the SLM method have an optimal porous structure. The method of selective laser alloy allows to produce with high accuracy (up to ± 0,05 mm) and in a short time the complex profile, taking into account the anatomical features of a particular person, which exceeds the details of their physico-mechanical characteristics obtained by traditional shaping. Today, the use of the selective laser melting method can significantly reduce the production time and the cost of complex profile parts in single and small-scale production due to the lack of a stage for the creation of a special tool and a reduction in the number of technological steps [1].

Up-to-date materials used to make implants are also subject to increased requirements. They should have high corrosion resistance, have a relatively low elasticity modulus, high strength, fatigue resistance, stabilization and biocompatibility [10]. Among the existing materials, in recent years, titanium and titanium alloys are widely used in traumatology and orthopedics [3, 8]. This material is inert to surrounding tissues, it has low ionizing ability in physiological solutions, and products of its corrosion are not toxic, in addition, they do not spread throughout the body, concentrating near the implant. The presence of a thin oxide film formed on the surface of titanium and its alloys, provides protection of metal from corrosion in many environments, including in physiological [1, 10]. However, the use of pure titanium is limited due to its low strength characteristics. Instead, titanium alloys have high corrosion resistance and strength [8].The use of superstrong titanium alloys as implants is constrained by the presence of toxic elements in them, such as vanadium, cobalt, and nickel. Ions of these elements can cause allergic and toxic reactions of the organism. Their traces are found in the body of a healthy person, but at high concentrations, they have a cytotoxic and carcinogenic effect. So, in patients who installed endoprosthesis with a metal-metal friction pair in the node of movement, in the urine and blood found large concentrations of cobalt and chromium. The output of metal ions in the surrounding tissues is due to wear, which undergoes alloys in the nodes of friction [12]. In recent years, in many countries, before implantation, the endoprosthesis determines the patient's sensitivity to the elements of the alloy (cobalt, chromium, nickel) [13]. The presence of the side effects of the metal depends on its physical and chemical properties. Titanium, tantalum and niobium are biocompatible, since they form on their surface a protective oxide film. Due to the insulating properties of titanium oxides, endoprosthesis from titanium alloys are not recognized by the body as an alien body [1, 11, 12].

In the world of practice, for the manufacture of implants, titanium-based alloys with a content of the main element from 97% to 99.5% are widely used, they have optimal physical-mechanical parameters, biological inertia, biological compatibility, and high corrosion resistance [5]. Porous structures based on titanium retain high mechanical and biological properties that are inherent in titanium or its alloys, which reveals a large potential for its application in different directions of endoprosthetics [10]. Due to high static strength, fatigue, low elasticity, light weight and biocompatibility, porous titanium is the most optimal material that allows for stable contact between the bone tissue and the implant [2, 6]. The porous structure of the material provides favorable conditions for both the primary stability of the endoprosthesis and its subsequent osteointegration. The presence of porous titanium in the design of the endoprosthesis as the transfer voltage of the medium between the bone and the implant can reduce the effect of "stress shielding", achieving a stable fixation and prolonged use of the endoprosthesis [4].

Conclusion. In modern traumatology and orthopedics there has been a tendency towards personified endoprosthetics. The use of titanium alloys for the manufacture of individual endoprostheses will allow them to fully realize their benefits, such as biocompatibility, high corrosion resistance, relatively low elastic modulus and good mechanical compatibility with bone structures, high specific strength and endurance.

Literature

1. Amin Yavari S, Ahmadi S, van der Stok J, Wauthle R, Riemslag A, Janssen M, Schrooten J, Weinans H, Zadpoor A. Effects of bio-functionalizing surface treatments on the mechanical behavior of open porous titanium biomaterials. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2014;(36):109–119. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.04.010

2. Andriyanov D, Amosov A, Samboruk A, Davydov D, Ishchenko V. Development of porous composite selfpropagating high-temperature ceramics of the Ti-B-C system. Russian Journal of Non-Ferrous Metals. 2014;55(5):485–488. doi: 10.3103/s1067821214050034

3. Elahinia M, Hashemi M, Tabesh M, Bhaduri S. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. Progress in Materials Science. 2012;57(5):911–946. doi: 10.1016/j. pmatsci.2011.11.001

4. Levine J, Patel A, Saadeh P, Hirsch D. Computer-Aided Design and Manufacturing in Craniomaxillofacial Surgery. Journal of Craniofacial Surgery. 2012;23(1):288–293. doi: 10.1097/scs.0b013e318241ba92

5. Markiewicz M, Bell R. The Use of 3D Imaging Tools in Facial Plastic Surgery. Facial Plastic Surgery Clinics of North America. 2011;19(4):655–682. doi: 10.1016/j.fsc.2011.07.009

6. Mishnaevsky L, Levashov E, Valiev R, Segurado J, Sabirov I, Enikeev N, Prokoshkin S, Solov'yov A, Korotitskiy A, Gutmanas E, Gotman I, Rabkin E, Psakh'e S, Dluhoš L, Seefeldt M, Smolin A. Nanostructured titanium-based materials for medical implants: Modeling and development. Materials Science and Engineering: R: Reports. 2014;(81):1–19. doi: 10.1016/j.mser.2014.04.002

7. Moghaddam N, Elahinia M, Miller M, Dean D. Enhancement of Bone Implants by Substituting Nitinol for Titanium (Ti-6Al4V): A Modeling Comparison. Volume 1: Development and Characterization of Multifunctional Materials; Modeling, Simulation and Control of Adaptive Systems; Structural Health Monitoring; Keynote Presentation, 2014. doi: 10.1115/ smasis2014-7648

8. Mohseni E, Zalnezhad E, Bushroa A. Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti–6Al–4V implant: A review paper. International Journal of Adhesion and Adhesives. 2014;(48):238–257. doi: 10.1016/j. ijadhadh.2013.09.030

9. Nasr Esfahani S, Taheri Andani M, Shayesteh Moghaddam N, Mirzaeifar R, Elahinia, M. Independent tuning of stiffness and toughness of additively manufactured titanium-polymer composites: Simulation, fabrication, and experimental studies. Journal of Materials Processing Technology. 2016;(238)22–29. doi: 10.1016/j.jmatprotec.2016.06.035

10. Sallica-Leva E, Jardini A, Fogagnolo J. Microstructure and mechanical behavior of porous Ti–6Al–4V parts obtained by selective laser melting. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2013;(26):98–108. doi:10.1016/j. jmbbm.2013.05.011

11. Von Wilmowsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel K. Implants in bone: Part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives. Oral and Maxillofacial Surgery. 2013;18(3):243–257. doi:10.1007/ s10006-013-0398-1

12. Von Wilmowsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel K. Implants in bone: Part II. Research on implant osseointegration. Oral and Maxillofacial Surgery. 2013;18(4):355–372. doi:10.1007/ s10006-013-0397-2 17

13. Wilde F, Hanken H, Probst F, Schramm A, Heiland M, Cornelius C. Multicenter study on the use of patient-specific CAD/CAM reconstruction plates for mandibular reconstruction. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2015;10(12):2035–2051. doi: 10.1007/s11548-015- 1193-2

14. Wu Y, Wang A, Zhang Z, Zheng R, Xia H, Wang Y. Laser alloying of Ti–Si compound coating on Ti–6Al–4V alloy for the improvement of bioactivity. Applied Surface Science. 2014;(305):16–23. doi: 10.1016/j.apsusc.2014.02.140

UDC 378.14

BIOART: EDUCATION FOR SMART ARTIFICIAL IMPLANTS

BIOART: ОСВІТНЯ ПРОГРАМА З ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ

David Luengo[1], Oleksandr Hrushko[2]

[1] Technical University of Madrid (Spain), [2] Vinnitsya National Technical University (Ukraine)

Fostering revolution in smart artificial implants requires properly trained bio-engineers with multidisciplinary capacities - this is the vision of the BIOART ("Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees") Erasmus+ project, which is composed of

13 partners: 4 European institutions, 4 Israeli institutions and 5 Ukrainian institutions.

Biomedical engineering (Bio-Eng.) is a multidisciplinary discipline where engineering principles are applied in order to understand, modify or control biological systems. Bio-Eng. is a very broad field, encompassing many different areas:

- Biomechanics, biomaterials, biosensors and biotechnology.
- Biomedical instrumentation, medical and biological analysis.
- Physiological modeling and bioinformatics.
- Clinical engineering and medical imaging.
- Rehabilitation engineering.
- Tissue engineering, prosthetic devices and artificial organs.

In particular, one very important area of Bio-Eng. is the design of artificial implants, i.e., artificial limbs, organs and other body parts to replace damaged/lost ones or to improve the performance of the existing ones. In order to develop effective artificial implants, contributions from many different key fields are required:

- Biology and materials science (including biomaterials).
- Chemical and electrical engineering.
- Computational statistics and biostatistics.
- Computer science and machine learning (bioinformatics).
- Digital signal processing.
- Electronics.

Recent advances in these fields are allowing bio-engineers to develop *smart artificial implants* with enhanced capabilities. Some key contributions in this area are the following:

- Low-power microelectronics, advanced fabrication processes, and packaging for device miniaturization [1].
- Wearable sensors (including biosensors) that allow us to measure an ever increasing range of biosignals with a reduced burden for the user and an improved precision [2].
- Smart materials with the capacity of adaptively changing their properties over time and even repairing themselves [3].
- 3D printing of biocompatible materials, cells and other supporting components to obtain 3D complex living tissues and organs [4].
- Advanced machine learning and signal processing techniques to manage large amounts of data, and to extract information from signals corrupted by noise and interferences [5].

Altogether, these technologies have already provided significant advances, like self-monitoring personalized orthopedic prostheses or 3D printed heart tissue and cartilaginous structures. In the future we may expect to see 3D printed full organs, wearable sensors with energy harvesting capabilities and self-healing orthopedic prostheses. Fostering this revolution in smart artificial implants requires properly trained bio-engineers with multidisciplinary capacities. This is the vision of the BIOART ("Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees") Erasmus+ project (https://bioart.iucc.ac.il/), which is composed of 13 partners: 4 European institutions, 4 Israeli institutions and 5 Ukrainian institutions. Its main goals are the following:

- Development of an innovative multidisciplinary curriculum in artificial implants for Bio-Eng. and its integration in the existing framework in partner countries (Ukraine and Israel).
- Cross-regional collaboration in research and education between program (EU) and partner countries.
- Creation of durable partnerships between students, lecturers, researchers and industrial partners and from all countries.

Literature

[1] J. C. Yeo, and C. T. Lim (2016). "Emerging flexible and wearable physical sensing platforms for healthcare and biomedical applications." *Microsystems & Nanoengineering*, *2*, 16043.

[2] J. Andreu-Perez *et al.* (2016) "From wearable sensors to smart implants–toward pervasive and personalized healthcare." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *62*(12), 2750-2762.

[3] C. Sanchez, H. Arribart, and M. M. G. Guille(2005). "Biomimetism and bioinspiration as tools for the design of innovative materials and systems." *Nature Materials*, *4*(4), 277.

[4] S. V. Murphy, and A. Atala (2014). "3D bioprinting of tissues and organs." *Nature*

Biotechnology, *32*(8), 773.

[5] M. Baumert, A. Porta, and A. Cichocki (2016). "Biomedical Signal Processing: From a Conceptual Framework to Clinical Applications." *Proceedings of the IEEE*, *104*(2).



The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

UDC 004.9

ONTOLOGICAL MODELING OF STUDENTS' IT COMPETENCIES IN BIOENGINEERING

ОНТОЛОГІЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ІТ-КОМПЕТЕНЦІЙ В БІОІНЖЕНЕРІЇ У СТУДЕНТІВ

Oleksandr Tarasov, Pavlo Sahaida, Sergey Podlesny, Liudmyla Vasylieva

Donbass State Engineering Academy

The methodology of informational support of engineering activity was further developed on the basis of: construction and use of relevant ontologies and knowledge bases on their basis, organization of the process of education and standardization of education on the basis of categorical-ontological approach.

The speed of renovation of engineering and technical knowledge and competencies is steadily increasing. In most industry sectors there is a decrease in the time of the innovation cycle - the time between scientific development and the introduction of technology in production. This is especially true in the field of information technology (IT) education. Technical skills are also rapidly evolving. Many students currently studying in university will eventually work for professions that do not yet exist, and the skills they will have to possess are not yet defined. For many students, re-training will become a common practice, as we enter into an era of continuing education. At the same time, engineering problems and tasks themselves change in connection with the penetration of technology into all spheres of life and economy. Technical systems become more complex and interconnected. Solving these problems and managing such systems requires new approaches that take into account not only their technical component but also their impact on social, environmental, economic and other aspects.

At present, educational strategies for the development of STEM-STEAM-STREAM education [1] have been developed in technologically developed countries and include various specialized programs for different levels of education, designed as a set of interdisciplinary integration approaches for each STEM discipline. STEM-based teaching methods are aimed at addressing the challenges of multidisciplinary education through deeper understanding of subjects related to different natural sciences, united in one educational program. In order for students to learn to take non-standard, creative decisions, it is necessary to include the components of STEAM (Science, Technology, Engineering, Arts and Mathematics) in education. This is especially important when using multidisciplinary training programs combining natural sciences and other disciplines. The international educational project ERASMUS + "Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees" is carried out at the Department of Computer Information Technologies of the Donbas State Engineering Academy (DSEA) 586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE-JP "BIOART". ERASMUS + project "BIOART", which also includes a four-party contract and cooperation between DSEA, Zaporizhzhya National Technical University, the state institute “Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine” and PJSC "Motor Sich" (Zaporizhzhya) in the field of improving of medical products design and education.

The competent approach to the organization of the educational process and the mandatory consideration of requirements for the training of specialists from the enterprises and organizations in which they will carry out their professional activities, requires the development of a comprehensive model of processes taking place during training, and objects taking in their participation, based on high-

level abstractions. An important basis for informational supply of engineering activities is the effective presentation of knowledge about the work of subject area (SA) and standardization of tasks and learning process on the basis of ontological models.

This approach allows formalizing the available knowledge for each, including complex, organizational and technical system (OTS). The advantage is the ability to separate models of knowledge from algorithmic and software that uses these models in the process of data accumulation and processing. The use of ontology editors and ontology model exchange formats allows to adjust and scale such models in manual and automated mode, in the process of changing goals and tasks of data processing or the conditions of the operation of the OTS [2]. An ontology can be used for automatic deduction in axioms and application of methods of artificial intelligence. An important feature of ontology is the presentation in one model of not only generalized, conceptualized knowledge, but also results of operational accounting in the SA.

The purpose of the work is to use an ontological approach to formalizing knowledge about the educational process during the formation of multidisciplinary educational programs for the education of bachelors and masters in the field of information technology with different training specializations.

High-level SA modeling allows you to reconcile the interests of active OTS agents, subjects of educational activity and the ability of students to master the necessary knowledge and skills. However, an ontological model, which is constructed in general terms on the basis of accumulated data on the work of SA, has a number of significant disadvantages. When designing it, an analyst should not be guided by formal rules and restrictions.

Ability to perform verification of the ontological model provided provides categorial-ontological (CO) modeling [3]. Its essence is to use the method of verification of ontological models in the process of knowledge engineering on the basis of objects of the theory of categories and their interrelations. The application of such a method introduces the mathematical foundations into the process of knowledge engineering, provides verification of the results of conceptual modeling based on the evidentiary power of topological design patterns [4].

The presentation of the CO approach of competencies, skills and knowledge for the implementation of the educational process in the preparation of masters in the field of "Information Technology Design" allowed to systematize the plans and content of training, to develop a draft standard and methodological support, including for distance learning. The list of competences to be obtained by a student who will be trained in the courses and disciplines of the bioengineering profile developed within the framework of the BIOART program is proposed and substantiated. The proposed classification of competencies and the high-level terminology of the subject domain "Master's Degree for IT in Medicine" were presented in the form of an ontological model.

This model, described in OWL/RDF, was implemented using the ontology editor Protégé [5]. The extensional (ABox fragment) implementation within the framework of the obtained model allows using it to extract information when making decisions on the development of specific trajectory educators in educational institutions. This allowed formulating requests for this model using the specialized query language SQWRL (Semantic Query Web Rule Language) and getting relevant results. This query language based on first-order logic allows you to obtain the necessary information on the results of processing the ontological models described in the OWL language. The results of the execution of these queries allow the decision-maker to support his activity.

In this work it has been determined that an important basis for information support of engineering activities is the effective presentation of knowledge and standardization of training tasks based on ontological models of investigated subject areas. The competence approach to the organization of the educational process and the requirements for the training of specialists from the part of enterprises and organizations, in which they will carry out their professional activities, requires the development of a comprehensive model of learning processes and objects that participate in them, based on high-level abstractions. Thus, on the basis of the results obtained in this work, the methodology of informational support of engineering activities was further developed on the basis of: the construction and use of relevant ontologies and knowledge bases, organizing the learning process and standardization of education based on a categorical-ontological approach.

Literature

1. STREAM Education. – URL http://school.blessedsacrament.org/stream-education.

2. Guizzardi G. Ontological Foundations for Structural Conceptual Models / G. Guizzardi. – Veenendaal, The Netherlands: Universal Press, 2005. – 441 p.

3. Barr M. Category Theory for Computing Science / M. Barr, C. Wells. – London: Prentice Hall, 1990. – 538 p.
4. Sahaida P. Development of methodology for data and knowledge warehouse design in computer systems for intellectual data processing / P. Sahaida // Technology audit and production reserves. Information and Control Systems. – 2018. – Vol 1. – No 2(39). – P. 10-15.
5. Protégé. – URL http://protege.stanford.edu.

УДК 615.47

ВОЗМОЖНОСТИ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ МОДЕЛЕЙ ЧЕРЕПНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

RAPID PROTOTYPING FEATURES IN THE MANUFACTURE OF CRANIAL IMPLANTS MODELS

Олег Аврунин[1], Владимир Пятикоп[2], Татьяна Носова[1], Евгений Чугуй[1], София Худаева[1]

[1]Харьковский национальный университет радиоэлектроники
[2]Харьковский национальный медицинский університет

Rapid Prototyping Features in the manufacture of models of cranial implants are described. The aim of the work is to develop a method for manufacturing models of cranial implants using full-scale prototyping using extrusion 3D printing. Specialized software has been developed that allows building a geometric model of cranial implants, performing spatial visualization of a volume implant model, and generating initial data to create a corresponding full-scale model.

Дефекты костей свода и основания черепа этиологически могут быть, как врожденными, так и приобретенными (посттравматические, гипертензионные, опухолевые) [1, 2]. При этом их патогенетические механизмы способствуют нарастанию в динамике расстройств гемо- и ликвородинамики [3, 4]. Также косметический аспект является дополнительным фактором, которые в совокупности с вышеприведенными расстройствами приводит к значительному снижению качества жизни пациента, полной или частичной потери трудоспособности. Этим обуславливается медико-социальная актуальность проблемы закрытия костных дефектов [1, 4, 5].

Восстановление целостности костного остова черепа в настоящее время осуществляется с использованием значительного количества биологических (например, ауто-костью, хрящом, трупной костью, брефотканью, костной стружкой) и не биологических материалов (титан, тантал, биоинертные керамика, пластмасса, силикон) [2]. Сложная пространственная конфигурация черепных дефектов со значительными изменениями толщины, объема прикладываемых функциональных нагрузок и характера поверхности в имплантируемой области требует разработки подходов высокоточного геометрического моделирования формы имплантатов. Современные технологии быстрого прототипирования позволяют, за счет получения с помощью 3D-печати натурных моделей имплантатов, повысить точность реконструкции черепных дефектов.

Поэтому, целью работы является разработка метода изготовления моделей черепных имплантатов с помощью натурного прототипирования средствами экструзионной 3D-печати.

Для определения формы черепных дефектов наиболее часто используют данные, полученные с помощью рентгеновской спиральной компьютерной томографии [2, 6, 7], позволяющие с высокой контрастностью и пространсвенным разрешением визуализировать костные структуры и выявлять соответствующие нарушения поверхности черепа.

Для создания модели имплантата исходными данными являлись наборы томографических срезов (DataSets), выполненных на спиральном компьютерном томографе Siemens Somatom Emotioon+ и соблюдением условий укладки и сканирования [7].

Задача создания модели имплантата с помощью средств быстрого прототипирования по данным спиральной компьютерной томографии состоит из 6-ти основных этапов.

На этапе сегментации изображения выполнялась процедура, заключающаяся в выделении

элементов изображения, принадлежащих костным структурам. При этом выбиралось характерное костное окно, наиболее соответствующее динамическому диапазону отображения костных структур [7]. Исходя из априорной информации, процедура сегментации костных фрагментов на томографических изображениях выполнялась пороговым методом [2, 6].

На втором этапе реализуется метод реконструкции костного дефекта путем расчета параметров имплантата по симметрично расположенному неповрежденному участку черепа [2]. На третьем этапе происходит построение объемной реконструкции имплантата и построение полигональной модели его поверхности с определением геометрических характеристик модели и коррекция ее формы с учетом возможностей фиксации имплантата.

На четвертом этапе выполняется преобразование модели поверхности имплантата в стандартный стереолитографический формат stl для последующего прототипирования.

На пятом этапе создание послойной модели имплантата в формате G-code с учетом возможностей 3D- печати на конкретном оборудовании [8], задания скорости печати, толщины слоев, дополнительных поддержек и т.д.

Заключительным этапом являлась печать поверхности модели имплантата.

Модели имплантата выполняются из PLA-пластика, что не позволяет непосредственно устанавливать их для закрытия дефекта черепа [8]. Тем не менее, такие модели позволяют специалисту на этапе планирования операции оценить объем оперативного вмешательства [9], а также возможно изготовления имплантата, непосредственно реконструирующего костный дефект. По результатам работы разработано специализированное программное обеспечение, позволяющее проводить построение геометрической модели черепных имплантатов с максимальной степенью автоматизации, выполнять пространственную визуализацию объемной модели имплантата и формировать исходные данные для создания соответствующей натурной модели. Перспективой работы является изучение возможностей технологий 3D-печати для реконструкции костного дефекта исключительно средствами быстрого прототипирования.

Литература

1. Сипитый В.И. Особенности применения методик 2D и 3D компьютерной томографии при моделировании имплантатов для краниопластики фронтоорбитальных костных дефектов / В. И. Сипитый, Ю. А. Бабалян, О. Г. Аврунин // Медицина сегодня и завтра.– 2007.– № 4.– С. 60-63.
2. Математические аспекты определения геометрических параметров корундовых имплантатов в реконструктивной хирургии фронто-орбитальных костных дефектов / В.И. Сипитый, О.Г. Аврунин, Ю.А. Бабалян, Б.В. Гунько // Вестник Харьковского национального университета имени ВН Каразина. Серия «Медицина». – 2005.– 10 (658). – С. 27-33
3. Шамраева Е.О, Аврунин О.Г. Построение моделей черепных имплантов по рентгенографическим данным// Прикладная радиоэлектроника.–2005.–Т4, С. 441-443.
4. Аврунин О.Г., Шамраева Е.О. Реконструкция объемных моделей черепа и имплантата по томографическим снимкам // Системы обработки информации: зб. наук. пр. – Х.: ХУПС, 2007. – Вип. 9 (67). – С. 137-140.
5. Шамраева Е.О., Аврунин О.Г. Выбор метода сегментации костных структур на томографических изображениях // Бионика интеллекта: информация, язык, интеллект. – Х.: ХНУРЭ «Компания СМИТ». – 2006. – № 2 (65). – С. 83-87.
6. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии / В.И. Сипитый, В.А. Пятикоп, И.А. Кутовой, О.Г Аврунин // Український нейрохірургічний журнал. – 2006. – № 3 . – С. 58-62.
7. The surgical navigation system with optical position determination technology and sources of errors // O.G. Avrunin, M. Alkhorayef, H.F.I. Saied, M.Y. Tymkovych // Journal of Medical Imaging and Health Informatics. – 2015. –Vol. 5. – P. 689–696.
8. 8.П'ятикоп, В. О. Сучасні технології фантомного моделювання в нейрохірургії як різновид симуляційного навчання лікарів-нейрохірургів / В.О. П'ятикоп, О.Г. Аврунін, М.Ю. Тимкович, І.О. Кутовий, І.О. Полях // Матеріали навчально-методичної конференції Симуляційне навчання в системі підготовки медичних кадрів, Харків, ХНМУ.– 2016.– С.136-138.
9. Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань. – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 224 с.
10. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
11. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

12. Sergey I. Vyatkin, Sergii A. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Using lights in a volume-oriented rendering // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450U; doi: 10.1117/12.2280982; https://doi.org/10.1117/12.2280982.
13. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, Waldemar Wójcik, and etc. Bio-inspired approach to multistage image processing // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453M; doi: 10.1117/12.2280976; https://doi.org/10.1117/12.2280976.

УДК 615.47

ВОЗМОЖНОСТИ НАТУРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ РИНОЛОГИЧЕСКИХ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ

CAPABILITIES OF FULL-SCALE MODELING FOR PLANNING RHINOLOGIC SURGICAL INTERVENTIONS

Олег Аврунин[1], Яна Носова[1], Наталья Шушляпина[2], Ибрагим Юнус Абделхамид[1]

[1]Харьковский национальный университет радиоэлектроники
[2]Харьковский национальный медицинский університет

Capabilities of full-scale modeling for planning rhinologic surgical interventions are described. The aim of the work is to develop an approach that allows the simulation of rhinological surgical interventions, which based on the creation and study of the geometric and functional characteristics of real personalized models of the internal structure of the upper respiratory tract using diagnostic data from computed tomography.

Технологии быстрого прототипирования позволяют обеспечить принципиальный качественный скачок в большинстве медицинских приложений, в особенности в имплантологии и при планировании хирургических вмешательств [1]. Сравнительно кратковременный и достаточно точный процесс изготовление натурных моделей медицинского назначения позволяют современные походы быстрого прототипирования и, в первую очередь, методы экструзионной 3D печати, получившее наибольшее распространение в последние несколько лет [2]. Исторически, технологии высокоточного планирования хирургических вмешательств, например, в стереотаксической нейрохирургии, развивались благодаря использованию фантомов – упрощенных моделей головы пациента, на которой предоперационно отрабатывались оперативные приемы прецизионного наведения хирургического инструмента на искомую область внутри мозга [2, 3]. Современные средства интроскопии и 3D печати позволяют персонализировать процесс изготовления фантома с учетом индивидуальной вариабельности по данным компьютерной томографии [2]. Это позволяет специалисту наглядно оценить пространственное расположение оперируемых структур и выбрать минимально травматичную траекторию хирургического доступа [4]. Такие подходы также актуальны при моделировании закрытия черепных дефектов для изготовления натурного прототипа костного имплантата [5]. В задачах конфигурационного планирования функциональных ринохирургических операций также целесообразным является натурная визуализация и моделирование динамического изменения геометрических характеристик анатомических структур операционной области [6, 7]. Кроме того, натурные модели могут использоваться для прогнозирования функционального результата операции и предоперационной проверки принятых решений с помощью испытаний на специальных аэродинамических стендах.

Исходя из этого, целью работы является разработка подхода, позволяющего проводить моделирование ринологических оперативных вмешательств на основе создания и исследования геометрических и функциональных характеристик реальных персонифицированных моделей внутренней структуры верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии.

Суть разработки состоит в получении данных спиральной компьютерной томографии, позволяющей с высокими пространственным разрешением и контрастностью визуализировать

костно-хрящевые и мягкотканные структуры полости носа, создании виртуальной модели исследуемой области, подготовке 3D-модели для прототипирования с помощью специализированных программ-слайсеров, разбивающих воспроизводимый объект на срезы с учетом аппаратных особенностей устройства прототипирования, этапа 3D-печати для получения натурной модели и выполнения над этой моделью заданных манипуляций – тренинга с помощью выбираемого хирургического инструментария. После виртуального изменения пространственной конфигурации носовой полости и повторного изготовления реальной модели возможно проведение сравнительных испытаний обоих натурных моделей на аэродинамическом стенде для определения и анализа показателей носового сопротивления – перепада давлений и соответствующего расхода воздуха. Первым этапом выполнялось построение фронтальных мультипланарных реконструкций верхних дыхательных путей, сегментация носовых проходов, и определение геометрических характеристик их «живых» сечений, таких как площадь, периметр, эквивалентный диаметр. Выходными данными этого этапа является получение геометрической модели в формате stl. Далее, сегментированная модель с помощью программ – слайсеров преобразуется в G-код с учетом характеристик используемого 3D-принтера и параметров прототипирования.

На исходных фронтальных сечениям носовой полости происходит виртуальная коррекция анатомических структур носовой полости путем посрезового двухмерного варпинга с учетом исходного и результирующего расположения ключевых точек деформации. Перемещение ключевых точек задается специалистом интерактивно, и далее программа варпинга вычисляет новые координаты изменяемых анатомических объектов [7]. После этого повторяются, приведенные выше, стадии изготовления натурной модели и выполняются сравнительные аэродинамические испытания исходной и модифицированной моделей. При этом через изготовленные натурные модели пропускается физиологически обоснованный поток воздуха и в соответствующих точках устанавливаются датчики перепада давления и расхода воздуха. Таким образом, выполняется двойное – виртуальное (математическое) и натурное прогнозирование функциональных результатов ринологической операции с учетом определения аэродинамических сопротивлений по живых сечений потока согласно данным литературы [7] для турбулентного и ламинарного режимов потока воздуха, соответственно. Показатели расходов воздуха берутся по данным риномanометрии.

Внедрение технологий быстрого прототипирования в ринологию позволяет основываться на прогнозировании функционального результата операции не только по данным математического моделирования процесса протекания воздушного потока через носовую полость при дыхании, но и с учетом анализа натурных аэродинамических моделей исследуемой области. Внедрение таких симуляционных технологий переводит процесс планирования хирургических операций на качественно новый уровень и позволяет повысить достоверность результатов процедур, связанных с прогнозированием функциональных результатов оперативных вмешательств.

Литература

1. Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань. – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 224 с.

2. П'ятикоп, В. О. Сучасні технології фантомного моделювання в нейрохірургії як різновид симуляційного навчання лікарів-нейрохірургів / В.О. П'ятикоп, О.Г. Аврунін, М.Ю. Тимкович, І.О. Кутовий, І.О. Полях // Матеріали навчально-методичної конференції Симуляційне навчання в системі підготовки медичних кадрів, Харків, ХНМУ. – 2016. – С.136-138.

3. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии / В.И. Сипитый, В.А. Пятикоп, И.А. Кутовой, О.Г Аврунин // Український нейрохірургічний журнал. – 2006. – № 3 . – С. 58-62.

4.The surgical navigation system with optical position determination technology and sources of errors // O.G. Avrunin, M. Alkhorayef, H.F.I. Saied, M.Y. Tymkovych // Journal of Medical Imaging and Health Informatics. – 2015. –Vol. 5. – P. 689–696.

5. Сипитый В.И. Особенности применения методик 2D и 3D компьютерной томографии при моделировании имплантатов для краниопластики фронтоорбитальных костных дефектов / В. И. Сипитый, Ю. А. Бабалян, О. Г. Аврунин // Медицина сегодня и завтра. – 2007. – № 4. – С. 60-63.

7. Ismail, H. F., Osman, E., AL-Omari, A. K., Avrunin, O. G. The Role of Paranasal Sinuses in the Aerodynamics of the Nasal Cavities. International Journal of Life Science and Medical Research, 2012, 2, 3, 52-55, doi:10.5963/LSMR0203004.

УДК 615.4

ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ НАНОМАТЕРІАЛІВ НА ОСНОВІ ТИТАНУ В МЕДИЦИНІ

PERSPECTIVES FOR USE OF NANOMATERIALS BASED ON TITANUM IN MEDICINE

Інна Віштак

Вінницький національний технічний університет

The prospects for the use of nanostructured materials in medicine and its mechanical, physical and chemical properties are considered. The universal technological scheme for obtaining pure titanium Grade 2 and Grade 4 allows to obtain nanostructured titanium products, the strength of which is 2.5 times higher than the strength of titanium in the initial state, which finds its introduction in medicine.

За результатами наукових досліджень наноматеріали можуть знайти своє використання практично в любій галузі виробництва, де вирішальну роль грають високі механічні (міцність, ударна в'язкість, усталене зношування) та функціональні (магнітні, зверх крихкі, ефект пам'яті форми) властивості. Згідно цим результатам, особливої уваги заслуговують перспективи використання наноструктурних матеріалів в медицині та техніці, конструювання авіаційних двигунів нового покоління або в високошвидкісній зверх пластичній формовці складних деталей та виробів. [1, 2]. Але важливу роль при цьому зіграє матеріал та його механічні, фізичні та хімічні властивості.

Титан та його сплави є одним з найбільш розповсюджених конструкційних матеріалів, що використовуються в машинобудуванні, хімічній та аерокосмічній промисловості і медицині, тому підвищення механічних властивостей титанових матеріалів є актуальною задачею сучасної науки, що тягне за собою і збільшення галузей використання таких матеріалів.

Незважаючи на те, що у титана та його сплавів гарні фізико-хімічні властивості, за рахунок формування в них наноструктурних станів, отримання об'ємних титанових заготовок з ультра мікрозерновою структурою в промислових умовах з постійно високими властивостями є досить складною самостійною проблемою. До даного часу дослідження проводилися, в основному, на лабораторних установках і розміри зразків були обмежені розмірами оснастки. Крім того, до виробничого технологічного процесу виготовлення титанових виробів висувається ряд додаткових вимог, серед яких максимальний коефіцієнт використання металу, висока продуктивність технологічного процесу, його стабільність, низька собівартість та трудомісткість.

Враховуючи це, розробка та дослідження нових ефективних методів отримання титанових виробів з заданими регламентованими механічними властивостями включає в себе проектування обладнання та оснастки, вдосконалення режимів інтенсивно пластичної деформації і термодинамічної обробки, вивчення закономірності формування наноструктури, виявлення структурних факторів, що відповідають за високі механічні властивості [3].

Універсальна технологічна схема отримання чистого титану Grade 2 і Grade 4 дозволяє отримувати наноструктурні титанові вироби, міцність яких в 2,5 рази перевищує міцність титану в початковому стані.

Збереження достатньої пластичності ультра мікрозернового титану після рівно канального кутового пресування дозволяє провести додаткові операції термомеханічної обробки по формоутворенню, які сприяють подальшому подрібненню зернової структури заготовки і формуванню високої щільності дислокацій. В результаті, в напівфабрикаті з технічно чистого титану довжиною до 1 м забезпечується формування однорідної ультра мікрозернової структури з розміром зерна для сплаву Grade 2 біля 70 нм, а для Grade 4 – біля 150 нм.

Такі наноструктурні титанові прутки, що отримані комбінованими методами обробки з використання інтенсивно пластичної деформації, є перед усім напівфабрикатами для виготовлення медичних імплантів. При цьому ефективність розробки наноструктурних матеріалів для медицинського використання визначається не тільки механічними і усталеними властивостями самого матеріалу, але і конструкцією імплантат, яка має забезпечити максимальну міцність виробу при експлуатації. Проведені дослідження по вдосконаленню конструкцій імплантів з наноструктурних титанових напівфабритаків дозволили, наприклад, в виробах з наноструктурного

титану Grade 2 досягти «конструктивної» межі витривалості, що перевищує межу витривалості крупно зернового титанового сплаву [3, 4].

Однак впровадження в медицину нового матеріалу передбачає не тільки його механічну та усталену міцність, але і повну біологічну сумісність з організмом людини. Вже перші результати механічних, усталених корозійних і токсикологічних випробувань показали перспективність впровадження нанаструктурного титану для використання його в медицині та техніці.. Досить актуальні також подальші дослідження, які направлені на розробку промислових методів отримання наноструктурних титанових напівфабрикатів не тільки з чистого титану, але й з його сплавів Ti-6Al-4V та Ti-6Al-7Nb, які також широко використовуються в медицині та техніці [4, 5].

Перспективні механічні і усталені властивості наноструктурних титанових матеріалів викликають великий інтерес багатьох спеціалістів. Тому розробка промислових технологій отримання таких структурних напівфабрикатів з унікальними властивостями в наш час актуальна.

Впровадження в навчальний процес нових програм по проекту Біоарт дозволить студентам на високому рівні отримати теоретичні знання та практичні навички.

Література

1. Gleiter H. Nanostructured materials: basic concepts and microstructure / H. Gleiter // Acta mater. – 2000. – V. 48. – P. 11–29.

2. Валиев Р. З., Александров И. В. Объемные наноструктурные материалы: получение, структура и свойства. – М.: ИКЦ «Академкнига», 2007. – 398 с.

3. Лякищев Н. П., Калин Б. А. Получение и физико-механические свойства объемных нанокристалических материалов. – М.: ЭЛИЗ, 2007. – 148 с.

4. Shworth V.A., Grant W.A., Procter R.P.M. Ion implantation into metals. - N.Y.: Pergamon Press, 1982.

5. Hirvonen J.K. Ion implantation. - N.Y.: Academic Press, 1980.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 004.9:615.4

МОДЕЛЮВАННЯ МАСООБМІНУ У СИСТЕМАХ З ТВЕРДОЮ ФАЗОЮ НА ОСНОВІ СИНТЕТИЧНОГО КАЛЬЦІЙ ДЕФІЦИТНОГО ГІДРОКСИАПАТИТУ

SIMULATION OF MASS TRANSFER IN SYSTEMS WITH SOLID PHASE BASED ON SYNTHETIC CALCIUM DEFICIENT HYDROXYAPATITE

Вадим Голик, Костянтин Дядюра

Сумський державний університет

Аналіз результатів, отриманих вітчизняними та закордонними вченими показує, що серед різних підходів до вирішення проблеми відновлення кісткових тканих найбільш перспективними є такі, які базуються на створенні мікропористих матеріалів на основі фосфатів кальцію (ГА і кдГА) в комбінації з біодеградуючими полімерними біомолекулами, а також необхідними лікарськими засобами для їх дозованого вивільнення в зону дефекту протягом регенеративного циклу.

Незважаючи на великий обсяг літератури, інформації щодо закономірностей тепломасообміну у біологічний системах з твердою фазою, нажаль, недостатньо для визначення напрямків оптимізації та проектування наноструктурованих гібридних матеріалів на основі синтетичного кальцій дефіцитного гідроксиапатиту (кдГА) у комбінації з природними біодеградуючими полісахаридами з метою їх подальшого використання в якості скеффолдів кістковоутворюючих клітин, а також для контрольованої доставки дозованої кількості протизапальних лікарських препаратів, зокрема, дексаметазону в дефектну зону кісткової тканини.

Метою дослідження є встановлення впливу механізму та закономірностей процесів

тепломасообміну на біосумісність полімерних композитів на основі гідроксиапатиту в біологічних системах. Завдання полягає у виявленні фізичних механізмів у біологічних явищах через розкриття загальних молекулярних механізмів взаємодій, які становлять основу біологічних процесів з погляду фізичних законів.

Біосумісні матеріали, призначені для контакту з кров'ю, виділяють в групу гемосумісних матеріалів, тобто матеріалів, сумісних з кров'ю.

Закони збереження лежать в основі матеріальних та теплових балансів, згідно з якими визначаються масові та теплові потоки у даній системі розчинення. Основна увага у дослідженнях розчинення приділяється кінетиці процесу, яка дозволяє встановити швидкість розчинення і, відповідно, час проведення процесу у періодичних процесах та час перебування твердої фази у неперервних. Як правило, кінетичні закономірності встановлюються на прикладі розчинення одинарних частинок. Розчиненням називається гетерогенний фізико – хімічний процес взаємодії твердого тіла з рідиною, за якого молекули твердого тіла переходять у рідину. З теоретичної точки зору під час розчинення головну роль відіграють два аспекти: рівновага та кінетика. Рівновага представляє концентрації, які можуть бути максимально одержані у рідинній фазі [2].

Кінетичне рівняння, що описує процес розчинення, є аналогічним процесу тепловіддачі від твердої поверхні та має вид:

$$-\frac{dM}{d\tau} = \beta \cdot \mathbf{F} \cdot (\mathbf{Cs} - \mathbf{C}) \quad (1)$$

де M – маса твердої частинки, кг;

F – поверхня твердої частинки, м^2;

Cs– концентрація насичення, кг/м^3;

C – концентрація речовини у рідині, кг/м^3;

τ– час, с;

β– коефіцієнт масовіддачі, м/с.

Згідно рівняння у ньому одночасно присутні чотири змінні величини, а саме *M, F, C, τ.* Проведення процесу з однією частинкою у великому об’ємі рідини за короткий час дозволяє прийняти постійними *F* та C і визначити зміну маси *ΔM* за короткий проміжок часу *Δ*τ. Коефіцієнт масовіддачі β визначається:

$$\beta = \frac{\Delta M}{F \cdot (Cs - C)\Delta\tau} \quad (2)$$

Важливим елементом даного рівняння є концентрації насичення *Cs,* визначення яких розглянуто вище. Коефіцієнт масовіддачі β є функцією багатьох параметрів, у першу чергу залежить від гідродинамічних умов.

Необхідно підкреслити, що всі гемосумісні матеріали є біосумісними, але не кожен біосумісний матеріал можна використовувати для контакту з кров'ю. До характерних і найбільш яскравим ознаками відсутності гемосумісності медичних виробів відноситься поява тромбів і тромбоемболій, індукованих їх поверхнею [3].

Біологічна фіксація імплантатів, вкритих ГА, пов’язана з процесом розчинення покриттів, що супроводжується утворенням нової кістки в проміжку між поверхнею імплантата та існуючою кісткою. Часткове розчинення ГА-покриття є початком цього процесу, оскільки викликає підвищення концентрації іонів кальцію та фосфат-іонів, початок осадження кристалів ГА на поверхні покриття і, врешті-решт, приводить до біологічної фіксації [6].

Виходячи з вищесказаного проблема встановлення впливу механізму та закономірностей процесів тепломасообміну на біосумісність полімерних композитів на основі гідроксиапатиту в біологічних системах на сьогодні є дуже актуальною. Теоретичні моделі, що розробляються у роботі для аналізу конкретних біологічних процесів, таких як кінетика, термодинаміка, теорія регуляції біологічних систем, будова біологічних тканин та їх електронні і конформаційні властивості, складають основу проектування наноструктурованих гібридних матеріалів на основі синтетичного кальцій дефіцитного гідроксиапатиту (кдГА) у комбінації з природними біодеградуючими полісахаридами

Література

1. Dorozhkin S. V. Calcium ortophosphates ($CaPO_4$): occurrence and properties Progress in biomaterials march 2016 volume 5, issue 1, pp.9-17. DOI 10.1007/s40204-015-0045-z

2. Симак, Д. М. Науково-теоретичні основи масообміну у системах з твердою фазою.:

дисертація / Д.М. Симак; В.І. Склабінський. - Суми: СумДУ, 2019. - 393 с.
3. Sukhodub L., Panda A, Dyadyura K., Pandova I, Krenicky T., The design criteria for biodegradable magnesium alloy implants, MM Science Journal, 12, 2018, p. 2673-2679. DOI: 10.17973/MMSJ.2018_12_201867.
4. Sukhodub, L. F., Dyadyura, K., Design and fabrication of polymer-ceramic nanocomposites materials for bone tissue engineering, Journal of Nano- and Electronic Physics, Vol. 10 No 6, 06003(11pp) (2018), DOI: 10.21272/jnep.10(6).06003.
5. Panda A., Dyadyura, K. Modelling of biomaterials properties magnesium-based alloys, MM Science Journal, 12, 2017, 1952-1958, DOI: 10.17973/MMSJ.2017_12_201739.
6. Апатит-біополімерні матеріали та покриття для біомедицини (стан та перспективи досліджень у лабораторії «Біонанокомпозит» СумДУ): монографія / Л. Ф. Суходуб, Л. Б. Суходуб, Г. О. Яновська, І. В. Чорна; за заг. ред. чл.-кор. НАНУ Л. Ф. Суходуба. – Суми: Сумський державний університет, 2015. – 251 с.

УДК 004.9:615.4

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ІМПЛАНТИ В СТОМАТОЛОГІЇ: РЕАЛІЇ ТА ПЕРСПЕКТИВИ

INTELLIGENT IMPLANTS IN DENTISTRY: REALITIES AND PROSPECTS

Сергій Злепко, Сергій Тимчик, Олександр Грушко, Інна Віштак

Вінницький національний технічний університет

The paper considers the main principles of obtaining reliable information on the state of interaction of the implant with the bioobject at the stage of its use; General questions on the construction and use of implants in dentistry.

Одним із перспективних напрямків розвитку імплантології є заміна втрачених зубів імплантами, що представляють собою штучно виготовлені багатокомпонентні конструкції, які використовують для введення з метою протезування в кісткову тканину щелепи людини з подальшим її зрощенням (остеоінтеграцією) з нею [1].

Для відновлення функції та естетики зубо-щелепової системи в цілому імплант повинен відповідати таким вимогам [2]: бути зручним на етапі встановлення, надавати широкі можливості в протезуванні, успішно інтегруватися в кісткову тканину, не викликати пригнічення остеоінтеграції або сприяти її потенціонуванню, мати високий рівень стерилізації та очистки від механічних частинок, забезпечувати довгострокове збереження споживчих властивостей, мати механічну міцність. В сучасній стоматології внутрикісткові імпланти є найбільш поширеними та надійними, оскільки імплантуються безпосередньо в кістку щелепи. Після того, як кістка зростається з встановленим в неї імплантом і тканина десни заживе, відбувається повторне хірургічне втручання з метою прикріплення штіфта до встановленого імпланта. Після монтажу коронок або штучних зубів, пацієнт отримує можливість, за умови дотримання гігієни ротової порожнини і регулярного відвідування стоматолога, прожити з такими імплантами 10-15 років [3].

Однак великі навантаження на імпланти, вплив внутрішніх і зовнішніх непрогнозованих факторів іноді призводить до виникнення тертя між імплантами та десною і кісткою і як наслідок – до запалювального процесу. Вирішити зазначену проблему пропонується шляхом розвитку нового напрямку в стоматологічній імплантології – створення інтелектуальних імплантів, з функціями постійного або періодичного моніторингу за їх стабільністю і можливістю прогнозування небажаних ускладнень та своєчасного інформування про це лікаря.

Невдачі при лікуванні за допомогою дентальних імплантів зумовлені двома факторами: порушеннями на фазі остеоінтеграції і помилками на етапі виготовлення супраструктури (ранні і пізні невдачі лікування) [1]. Запобігти вищезазначеному, можливо, як мінімум, шляхом періодичного контролю швидкості репаративної регенерації пошкодженої кісткової тканини,; рівня біосумісності імпланта на протязі його життєвого циклу, що унеможливить несвоєчасну фіксацію моменту виникнення запального процесу у пацієнта.

Все це має перспективу за умови створення і застосування нового функціонального класу

біотелеметричних імплантуємих модулів, які разом з імплантом становлять єдине ціле. Створення класу інтелектуальних імплантів, як уже відзначалось, по-перше – направлено на вирішення задачі моніторного контролю за їх стабільністю, прогнозування їх життєвого циклу та попередження виникнення небажаних ускладнень та запальних процесів і по-друге – для вирішення питань взаємодії біологічних і технічних елементів, як єдиної біотехнічної системи, в тому числі, і для спряження біосенсорів з стоматологічними імплантами.

Базовою компонентою інтелектуальних імплантів є інтелектуальні сенсори, які ми пропонуємо розглядати як новий функціональний клас в існуючій класифікації біосенсорів і давачів біомедичної інформації. Специфіка конструктивної реалізації сенсорів, що забезпечує комфортність для пацієнта зумовила свій перехід до: вибору принципів побудови та особливостей технічної реалізації і практичного застосування сенсорів в умовах нооі предметної області; розрахунку їх електричних та механічних характеристик; графічного представлення варіантів розміщення і кріплення сенсорів безпосередньо в імпланті; вирішення питань спряження вихідних параметрів сенсорів із вхідними блоками імплантуємих радіомодулів: передачі отриманих даних на зовнішній ПК; зменшення похибок вимірювання і підвищення достовірності отриманих результатів. Змістовна частина теоретичних і практичних аспектів побудови та застосування інтелектуальних імплантів включає в себе загальні методологічні питання організації імплантуємих БТС, орієнтованих на вирішення задач отримання, перетворення, первинного оброблення і передачі на зовнішній ПК біомедичних сигналів з сенсорів, які вмонтовані в імпланти; обґрунтування введення і визначення поняття інтелектуального імпланта як первинного перетворювача біомедичної інформації; структурно-функціональну організацію підсистеми реєстрації, перетворення і передачі біосигналів, функціонально-структурний підхід до проектування інтелектуальних імплантів; питання організації інтерфейсів, адаптерів та протоколів обміну даними. В подальшій перспективі планується розглянути питання адаптації нейромережевих технологій для розроблення інтелектуальних імплантів; обґрунтувати застосування нейромережевих АЦП в якості базиса для створення нейроімплантів сенсорних систем людини.

Підґрунтям для виконання проекту може слугувати робота [3], яка виконувалась за участю авторів та присвячена розробленню біотехнічної системи накісткового остеосинтезу. Особливістю запропонованої БТС є наявність в її структурі імплантованого біотелеметричного модуля накісткового остеосинтезу, конструктивно виконаного у вигляді автономної функціонально-завершеної структури з автономним джерелом живлення, тензодавачем, давачем температури та радіочастотним імплантуємим модулем фірми Microsemi стандарту Med-Net, який забезпечив своєчасне виявлення запалення, зміщення пластини і кісток, інформація про які своєчасно доводилася до лікаря в режимі реального часу.

Імплантований модуль ZL70321 забезпечує необхідні радіочастотні функції телеметричних систем, що працюють в MICS-радіодіапазоні. Вбудований антенний коливальний контур дозволяє використовувати компонент спільно з широким діапазоном антен (номінальний імпеданс антени - 100 + J150 Ом) [5].

Вирішення проблеми розроблення, впровадження і застосування інтелектуальних сенсорів для оцінювання стабільності і біосумісності імплантів в стоматології вперше надасть лікарю нові можливості і забезпечить його: засобами контролю навантаження на імпланти безпосередньо після їх установки з подальшим виявленням та оцінюванням ступеня стійкості імплантів; моніторним контролем (безперервним або періодичним) за стабільністю і станом імплантів при проведенні двохетапної імплантації після повноцінної остеоінтеграції, яка є базовою умовою дострокового успішного прогнозування з опорою на дентальні імпланти.

Література

1. Рамазанов С. Р. Определение стабильности имплантов как объективный метод прогнозирования эффективности лечения в дентальной имплантологии. Дис. на соис. уч. ст. к. м. н. Специальность 14.00.21. –Москва, 2009. – 79 с.

2. А. В. Попков. Биосовместимые импланты в травматологи и ортопедии (обзор литературы) / А. В. Попков // Гений ортопеди. – 2014. – №3. – С. 94-99.

3. Сорочан О. М. Засіб для накісткового остеосинтезу опорно-рухового апарату людини. Дис. на здобуття наук. ступ. к.т.н. Спеціальність – 05.11.17. – Вінниця, 2018. – 226 с.

4. Попков А. В. Биоактивные импланты в травматологии и ортопедии / А. В. Попков, Д. А. Попков. - Иркутск.: НЦ РВХ СО РАМН. – 2012. – 438 с.

5. Suchanek W.. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard

tissue replacement implants / W. Suchanek, M. Yoshimura // J. Mater Res. – 1998. – vol. 13. – P. 94-117.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 681.78:616

ОЦІНЮВАННЯ СТАНУ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВІ В ЯСНАХ ДО І ПІСЛЯ ВСТАНОВЛЕННЯ ІМПЛАНТУ

EVALUATION OF BLOOD MICROCYRCULATION STATUS IN GUMS BEFORE AND AFTER INSTALLATION OF IMPLANT

Сергій Злепко, Володимир Павлов, Дмитро Штофель, Іван Криворучко, Михайло Паламарчук, Андрій Клапоущак

Вінницький національний технічний університет

Using the photoplethysmography method we studied blood microcyrculation in gums. In the presence of an inflammatory process due to problems with the implant, the venous outflow state is significantly deteriorated, viewed by the change of the shape of the photoplethysmogram, the appearance of an additional venous wave, and a decrease in the velocity of the blood stream. The photoplethysmographic index in the center of the inflammatory process increased by 2.5-3.5 times.

Актуальність дослідження мікроциркуляції крові у яснах визначається тим, що за характером її порушення можна діагностувати початкову стадію патологічних змін [1], що особливо важливо в імплантології, а також обрати оптимальну тактику подальшого лікування.

Для дослідження стану мікроциркуляції крові в яснах використовують, як правило, метод лазерної доплерівської флоуметрії (ЛДФ) або світлодіодне некогерентне випромінювання. С. П. Рубнікович відзначає, що використовуючи для лікування захворювань пародонту світлодіодне випромінювання, було підтверджено його протизапальну дію, фіксувалось покращення мікроциркуляції крові, зменшення набряку і кровотечі внаслідок запальних процесів у яснах [2]. Також було доведено наявність зв'язку між характером локальної гемодинаміки та активним запаленням, при якому зростає судинна проникність і ламкість судин [2].

Стан мікроциркуляції крові у яснах оцінюють за рівнем тканинного кровотоку *М*. його інтенсивністю і коефіцієнтом варіації *Kv*, який характеризує вазомоторну активність капілярів. За результатами амплітудно-частотного Фур'є-аналізу запису ЛДФ визначають параметри активного і пасивного тканинного кровотоку, а ефективність регуляції тканинного кровотоку в системі мікроциркуляції визначають за індексом флаксмоцій [1].

Ми, в рамках досліджень, присвяченим інтелектуальним імплантам, використовуємо низько інтенсивне світлодіодне випромінювання, яке формується за допомогою оптоелектронного комплексу для визначення мікроциркуляції кровотоку в пародонтальній області [3] до і після встановлення зубного імпланту протягом усього його життєвого циклу.

Для підвищення достовірності при зніманні фотоплетизмографічної інформації використовуються апріорні відомості, які включають фізичні характеристики об'єкта вимірювання, математичні співвідношення між вимірюваними величинами, дані про спектральний склад інформативних складових і перешкодах.

При цьому застосовуються такий підхід [4]. Якщо светодіоди і (або) фотоприймач сенсора знаходяться у вимкненому стані, то рівень сигналу в цьому каналі близький до нуля.

Сенсор працездатний тільки у випадку виконання нерівностей

$$\begin{cases} A_{\max 1}(t) \geq \delta_1, \\ A_{\max 2}(t) \geq \delta_1; \end{cases} \quad (1)$$

де $A_{max1}(t)$ $A_{max2}(t)$ – сигнали на виходах 1 та 2 фотодетекторів, δ_1 – наперед заданий додатній поріг.

При неправильному встановленні сенсора на артерії різко зростає рівень фотової перешкоди. Ознакою того, що давач встановлений незадовільно, є виконання бодай однієї з нерівностей [5,6,7]

$$\begin{cases} \dfrac{A_{\phi}(t)}{A_{\max 1}(t)} \geq \delta_2, \\ \dfrac{A_{\phi}(t)}{A_{\max 2}(t)} \geq \delta_2; \end{cases} \qquad (2)$$

де $A_{\phi}(t)$ – рівень фонового сигналу у момент t, δ_2 – наперед задана додатна константа.

Додатково до стандартних показників стану мікроциркуляції крові, зазначених вище, за результатами, досліджень було встановлено, що при наявності запального процесу, зумовленого проблемами з імплантом, стан венозного відтоку стає суттєво погіршений, що проявлялось в зміні форми катакроти фотоплетизмограми (сфігмограми), зміщенні дикротичного зубця до верхньої частини катакроти, появі додаткової венозної хвилі і зниженні швидкості кровотоку. Фотоплетизмографічний індекс у вогнищі запального процесу суттєво зростав (у 2,5–3,5 разів).

Література

1. Нарушения микроциркуляции в тканях пародонта у пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом в сочетании с метаболическим синдромом / Е. К. Кречина, О. А. Зорина, А. М. Молчанов, А. М. Шилов // Стоматология. – 2016. – № 1 (95). – С. 27–30.
2. Рубникович С. П. Применение индивидуализированного сочетанного лечебно-диагностического комплекса для коррекции микроциркуляции у пациентов с болезнями периодонта / С. П. Рубникович // Медицинский журнал. – 2008. – № 4. – С. 60-64.
3. Патент 28725 UA МПК A61B 5/02. Пристрій для дослідження периферійної мікроциркуляції кровотоку в щелепно-лицьовій ділянці / С. В. Павлов, О. С. Барило, О. О. Тимофєєв, С. М. Марков, І. В. Шевчук (Україна). – № u200706843 ; заявл. 18.06.2007 ; опубл. 25.12.2007, Бюл. № 24. – 4 с.
4. Барило А. С. Оптоэлектронные методы анализа микроциркуляторных нарушений при воспалительных процессах в челюстно лицевой области / А. С. Барило, С. В. Павлов // Клиническая информатика и телемедицина. – 2004. – Т. 1, № 2. – С. 213–216.
5. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
6. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
7. Tetiana I. Kozlovska, Sergiy V. Pavlov. Optoelectronic Means of Diagnosing Human Pathologies Associated with Peripheral Blood Circulation // Monograph: LAP LAMBERT Academic Publishing, Beau Bassin 71504, Mauritius, 2019. – 56 Pages.

УДК 615.4

СТОМАТОЛОГІЧНІ ІМПЛАНТИ: БІОМЕХАНІЧНИЙ АСПЕКТ РОЗВИТКУ

DENTAL IMPLANTS: BIOMECHANICAL ASPECTS OF DEVELOPMENT

Сергій Злепко[1], Дмитро Штофель[1], Сергій Тимчик[1], Ігор Люля[2]

[1]Вінницький національний технічний університет
[2]Приватне акціонерне товариство "Обласна стоматологічна поліклініка"

The paper considers new approach to dental implants design. It contains literary review of dental implants that are widely used in clinical practice. Advantages and disadvantages of every system are discussed. Also we think about ways and possibilities of integration of dental implants and microelectronic systems in order to improve the quality of dentist care.

Розроблення та удосконалення імплантуємих медичних засобів (ІМЗ), в тому числі і стоматологічних імплантів (СІ), є в даний час одним із пріоритетних напрямків розвитку медичної техніки. Основна увага приділяється розширенню функціональних можливостей ІМЗ, зменшенню їх масогабаритних характеристик, підвищенню надійності, збільшенню часу безперервної автономної роботи та забезпеченню 100% біосумісності [1]. Саме ці складові і забезпечили стрімкий розвиток дентальної імплантації, що дозволило їй зайняти чільне місце в системі комплексної реабілітації хворих з дефектами зубів.

За даними М.Д.Пєрової (1999р.), стоматологічні імпланти є об'єктом підвищеного інтересу не тільки завдяки своєму швидкому впровадженню в клінічну практику, але ще й тому, що кількість невдалих імплантацій, на жаль, не зменшується, а ускладнення мають деструктивний характер, який веде до втрати кісткового об'єму в дентоальвеолярній області і впливає на загальний стан здоров'я людини [2].

Аналіз сучасного стану стоматологічної імплантації підтверджує достатньо високий рівень її медико-соціальних аспектів, і в той же час, висвітлює невирішені питання медико-технічного аспекту. До таких, перш за все, необхідно віднести вимоги інформатизації та інтелектуалізації дентальної імплантації. Безумовно, обов'язковим для будь-якого аспекту повинно бути те, що встановлювати СІ повинні лікарі-імплантологи, які пройшли спеціальну підготовку, отримали необхідні теоретичний базис, практичні навички та відповідну ліцензію. Але сучасний рівень світової і вітчизняної стоматології вимагає від кожного лікаря-стоматолога деякого гарантованого мінімуму і модифікація СІ, показаннях і протипоказаннях до ортопедичного заміщення ними дефектів зубних рядів [2].

Це стосується, перш за все, видів стоматологічної імплантації:

- За часом встановлення імплантату з моменту видалення зуба або його кореня: 1 – безпосередня (імедіат) імплантація, за якої стоматологічна імплантація проводиться одночасно з операцією по видаленню зуба, іншими словами імплантат вводиться в лунку зуба безпосередньо після його видалення; 2 – відстрочена імплантація, за якої дентальні імплантати щільно встановлюються в створюване ложе інтактної кісткової тканини тоді, коли на рентгенограмі щелепи вже не простежуються лунки раніше видалених зубів, тобто зуби або їх коріння були видалені близько року тому [2].

- За ознакою повідомлення дентального імплантату (його частини) з порожниною рота: 1 - одномоментна імплантація, за якої дентальний імплантат встановлюється в один етап ;. 2 - двоетапна імплантація, за якої на першому етапі встановлюють тіло імплантату і його «приживлення» відбувається в підслизово-надкістковий клапоть альвеолярної дуги щелепи, оскільки після введення в кісткову тканину щелепи кореневої частини імплантату м'які тканини над ним вшивають. До другого етапу, після «приживлення» тіла імплантату (близько 3-6 міс), встановлюють його головку (зовнішньоальвеолярну частину СІ) [2].

Остеоінтегративний метод відрізняється установкою імплантата в більш глибоке, точно підготовлене ложе з підвищеним натягом. Суцільна поверхня його внутрішньоальвеолярної частини при точній щільній посадці в кісткове ложе отримує опозицію кісткової тканини, чим досягається жорстке стійке положення імплантату[2].

Самі дентальні імплантати класифікують: 1 – за формою: циліндричні суцільні або порожнисті; гвинтові; пластинчасті (листоподібні); конусоподібні; в формі кореня природного зуба; 2 – за матеріалом, з якого вони виготовлені: металеві; керамічні; ситалові; пластмасові (в чистому вигляді не використовуються); комбіновані; 3 – за структурою матеріалу: безпористі; поверхневопористі; перфоровані; комбіновані [2].

Фахівці дентальної імплантології відзначають наукову роботу, опубліковану в журналі POSEIDO Journal в 2014 році під редакцією пана Жан-Поль Давідас (Jean-Paul Davidas), яка цікава наступним [3]:

1. Робота є глобальним дослідженням на основі системного підходу з вивчення та аналізу поверхонь зубних імплантів різних виробників. Дослідники провели дослідження 62 систем.

2. Работа вводить стандарти ідентифікації поверхні зубних імплантів. Запропонована чітка класифікація поверхонь протезів по вигляду обробки поверхні або нанесення поверхневого шару. Вводяться два критерії аналізу поверхні хімічний і морфологічний.

3. Дане дослідження дозволяє провести порівняльну оцінку чистоти поверхні титану для кожного продукту. Цей параметр є дуже цікавим для практикуючих лікарів і для простих пацієнтів. Переважна більшість виробників зубних імплантатів виробляють свою продукцію з

однієї і тієї ж сировини. Але поверхні титану одних виробників забруднені органічними агентами, інші мають неорганічні забруднення, а треті забруднень не мають. Очевидно, що найкраща інтеграція (приживлення) в кістки буде проходити у імплантів. що не мають забруднень.

4. Дослідження є некомерційним і фінансово незалежним. Проводилось на кошти, що були виділені грантом Національного Дослідницького Фонду Кореї (фінансується урядом Республіки Корея) і засобами, виділеними Фондом Досліджень Франції.

Розглянемо, з урахуванням досліджень Жан-Поль Давідаса, основні моделі зубних імплантатів, які пропонуються для лікування в стоматології та є популярними на території України: зубні імплантати MIS (MIS Implants Technologies, Бар-Лев, Ізраїль) [3] випускаються в широкому діапазоні функціональних можливостей для різних клінічних випадків, різних ділянок зубного ряду: M-4, Seven, K-2, продукти випускаються з очищеного титанового сплаву класу 23 з низьким вмістом домішок / Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitials) Drade 23 Titanium [3]; зубні імплантати AlphaBio (Alpha Bio Tec Ltd, Петах-Тіква, Ізраїль) [3] за ідеологічною концепцією, дизайном, інструментарієм дуже схожі на систему MIS. Титановий сплав і технологія оброблення ті ж самі, що використовується на заводах MIS; зубні імплантати Nobel Biocare TiUnite (Nobel Biocare, Гетеборг, Швеція) [3] - основні характеристики цієї імплантаційної системи будуть загальними для всіх систем, що відповідають сучасному рівню розвитку імплантології. Але треба визнати, що в багатьох рисах сучасних зубних імплантів, які виробляються більшістю фірм, новаторство належить саме фірмі Nobel Biocare.

Створення класу інтелектуальних імплантів направлено, по-перше, на вирішення задач моніторного контролю за стабільністю імплантів, прогнозування їх життєвого циклу та попередження виникнення небажаних ускладнень і запальних процесів та, по-друге - для вирішення завдань в області аналізу і синтезу взаємодії біологічних і технічних елементів, як єдиної біотехнічної системи в тому числі і для спряження біосенсорів і давачів з стоматологічними імплантами.

Література

1. Моделирование чрескожной беспроводной передачи энергии с помощью инфракрасного излучения / А. А. Данилов, Ю. П. Маслобоев, С. А. Терещенко, С. А. Титенок // Медицинская техника. – 2011. - №6(270). – С.18-21.

2. Стоматологические импланты. https://dentaltechnic.info/index.php/obshie-voprosy/klinicheskayaortopedicheskayastomatologiya/2679-stomatologicheskie_implantaty.

3. Choice of dental implants (2015) Digital computer dentistry. http://dentalcentr.com.ua/vybor-zubnyh-implantov.html.

УДК 534.87: 615.47

АЛГОРИТМ АУТЕНТИФІКАЦІЇ ДИКТОРА

SOFTWARE COMPLEX FOR HUMAN AUTHENTICATION FOR VOICE SIGNAL

Олександр Мєшков[1], Віктор Гомолінський[2], Генадій Новіцький[2], Кирил Луданов[2]

[1]Херсонський національний технічний університет
[2]Вінницький національний технічний університет

A speaker authentication algorithm was developed, which was used in the hardware and software complex for the authentication of a person by voice signal. A comparative analysis of the developed complex with prototypes has been carried out. The comparison results show that the developed methods for processing the voice signal and the allocation of its characteristics have much greater accuracy in the selection of vocalized areas and signal framing.

Алгоритм аутентифікації диктора, який використано в апаратно-програмному комплексі для аутентифікації людини за голосовим сигналом, представлено у вигляді послідовності таких етапів [1]:

1. На першому етапі відбувається зчитування запису голосу з акустичного файлу та визначення максимумів спектру у кожному вікні сигналу. Результатом є масив даних амплітуди

сигналу та масив максимумів спектру вікон сигналу.

2. На другому етапі відбувається пошук локальних максимумів сигналу. Результатом є масив положень локальних максимумів у сигналі.

3. На третьому етапі проводиться виділення меж кожної вокалізованої ділянки. У межах кожної ділянки виконується процедура фреймування та визначення динаміки основної частоти голосу. У результаті утворюється масив основних частот та амплітуд кожного фрейму для кожної вокалізованої ділянки.

4. На четвертому етапі виконується масштабування отриманих фреймів вокалізованих ділянок та визначення коефіцієнту середнього квадратичного відхилення для кожного фрейму на основі ряду базових сигналів. Визначається оптимальний базовий сигнал для даного диктору. Результатом є масив коефіцієнтів середнього квадратичного відхилення для кожного фрейму досліджуваного голосового сигналу.

5. На п'ятому етапі будуються хмарні структури голосового сигналу у просторі характеристик і визначаються їх параметри – середньозважені центри та середньоквадратичні відхилення по вісях.

6. На шостому етапі визначаються критерії аутентифікації шляхом порівняння отриманих хмарних структур з базовими для даного диктора. Визначається, чи знаходяться середньозважені центри досліджуваних хмарних структур у межах відповідних базових структур, а також критерій *square_fit*, описаний у розділі 2.

7. На заключному сьомому етапі система приймає аутентифікаційне рішення. Якщо середньозважені центри усіх локалізованих структур знаходяться у межах відповідних базових структур, а критерій *square_fit* не перевищує встановленого порогового значення, тодиктор вважається таким, що пройшов аутентифікацію. Коли хоча б один із визначених критеріїв не відповідає вищевказаним вимогам, система приймає рішення про відмову в аутентифікації.

Якщо диктор успішно пройшов аутентифікацію, дані про локалізовані структури досліджуваних вокалізованих ділянок дозаписуються до відповідних даних бази. Тим самим реалізується додатковий етап роботи системи, який передбачає уточнення та самонавчання розроблених алгоритмів.

Проведено порівняльний аналіз розробленого комплексу з прототипами. Результати порівняння показують, що розроблені методи обробки голосового сигналу та виділення його характеристик мають значно більшу точність при виділенні вокалізованих ділянок та фреймуванні сигналу. З урахуванням того, що у розроблених методах впроваджено заходи для нівелювання кумулятивних помилок, наявних у прототипі, точність визначення основної частоти з урахуванням динаміки підвищується на 23,2%. Швидкодія розробленого програмно-апаратного комплексу на 39,6% вища, ніж у прототипу, при покращенні показників точності, а саме помилок як першого, так і другого роду

Література

1. Мєшков О.Ю. Алгоритми аналізу голосових сигналів людини для задачі ідентифікації та діагностики фізичного стану / О.Ю.Мєшков, О.О.Новіков // Зб. статей учасників тридцять шостої Всеукраїнської науково-практичної конференції «Інноваційний потенціал світової науки – XXI сторіччя». Том 2. Природничі та точні науки (29.12.2015 – 05.01.2016). – Запоріжжя, Україна. – С.26–28.

2. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.

3. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

УДК 534.87: 615.47

АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АУТЕНТИФІКАЦІЇ ЛЮДИНИ ЗА ГОЛОСОВИМ СИГНАЛОМ

SOFTWARE COMPLEX FOR HUMAN AUTHENTICATION FOR VOICE SIGNAL

Олександр Мєшков[1], Леонід Коваль[2], Іван Криворучко[2], Євген Крекотень[2]

[1]Херсонський національний технічний університет
[2]Вінницький національний технічний університет

For modern systems of personality authentication a low level of accuracy and efficiency of work is characteristic. A hardware-software complex for human authentication by voice signal is developed, based on a simpler and faster algorithm for processing a voice signal with the required level of accuracy and reliability.

Серед основних характеристик голосового сигналу, які аналізуються для задачі аутентифікації багато дослідників виділяють основну частоту голосового сигналу, спектр та кепстр сигналу, формантні частоти, розподіл амплітуди сигналу у часовому просторі тощо. Більшість цих характеристик неможливо визначити на слух, тому з метою їх виділення з голосового сигналувикористовується ряд спеціальних алгоритмів та методик. На основі цих алгоритмів будується сучасне програмне забезпечення.

І хоча на слух визначити параметри голосу не видається можливим, люди все одно впізнають, тобто аутентифікують один одного за голосом під час розмови. Навіть якщо у голосі співбесідника щось змінюється, його все одно можливо впізнати. Це пояснюється особливостями психофізіологічного сприйняття мови людиною. Кожен окремий звук формується не чітко визначеним набором характеристик – ці параметри мають певний розкид. Якщо розглядати звуки голосу людини як точки у просторі характеристик, то реалізація одного і того ж звуку може представляти собою набір точок, які сформують деяку область простору. Будь-який сигнал, який є точкою тієї чи іншої області визначається людиною як чітко визначений звук голосу тієї чи іншої людини.

Тим не менше, для сучасних систем аутентифікації особистості характерним є низький рівень точності та ефективності роботи. До того ж, досить часто ці системи мають низьку швидкодію, і тому не завжди можуть використовуватись у режимі реального часу. Отже, гостро постає проблема побудови апаратно-програмного комплексу для аутентифікації особистості на основі більш простого та швидкого алгоритму обробки голосового сигналу з необхідним рівнем точності та достовірності [1].

Апаратна частина комплексу включає в себе вхідні сенсори і перетворювачі: петличний мікрофон RodeSmartLav +, модуль живлення для мікрофона Micronic BM1-TRS, стерео аудіо-адаптер ALLOYSEED XLR 3 pinto 3.5mm та аудіо-інтерфейс Focusrite Scarlett Solo 2nd Gen.

Петличний мікрофон Rode Smart Lav + оснащено вбудованою активною електронікою у вигляді JFET-перетворення, що дозволяє йому повністю перекривати увесь голосовий частотний діапазон людини та усувати шумові складові сигналу у випадку їх наявності.

Дискретизація та оцифрування аналогового сигналу, записаного за допомогою мікрофону виконується за допомогою аудіо-інтерфейсу Focusrite Scarlett Solo 2nd Gen.

Аудіо-інтерфейс Focusrite Scarlett Solo 2nd Gen має вбудований мікрофонний передпідсилювач з фантомним живленням 48 В, що дозволяє підключати професійні конденсаторні мікрофони, яким є Rode Smart Lav +. Розрядність в 24 біти та максимальна частота дискретизації до 192 кГц дозволяють виконувати записи з дуже високою якістю.

Аудіо-інтерфейс підключається до персонального комп'ютера чи ноутбука через USB-з'єднання і використовується як зовнішнє джерело звукозапису. При проведенні досліджень запис проводився за допомогою програми Audacity і зберігався у цифровому форматі у файлі формату *.wav.

Усі подальші операції відбуваються у програмній частині комплексу Sound Comparing 3.0 і виконуються за допомогою скрипт-файлу 'Voice Analysis.sce' для пакету прикладних математичних програм SciLab 6.0.1. Загальний скрипт-файл може бути умовно розглянутий як поєднання декількох основних блоків:обробки акустичного матеріалу та виділення основних характеристик голосового сигналу;блок побудови локалізованих структур голосового сигналу у просторі характеристик «структура-частота»;блок прийняття аутентифікаційного рішення;блок оновлення бази даних та самонавчання розробленої системи;база даних локалізованих структур голосових сигналів.

Робота програмної частини розробленого програмно-апаратного комплексу відбувається за розробленим алгоритмом.

Література

1. Мєшков О.Ю. Аналіз голосових сигналів людини та аутентифікація особистості за голосом: Монографія [Текст] / О. Ю. Мєшков, О. О. Новіков, В. О. Новіков. – Херсон: вид-во ФОП Вишемирський В.С., 2018. – 168 с. (9,17 друк. арк.).

УДК 539.3

МОДЕЛЮВАННЯ ЗАКОНОМІРНОСТЕЙ ВИТРАЧАННЯ ТА ВІДНОВЛЕННЯ РЕСУРСУ ОБ'ЄКТІВ РІЗНОЇ ПРИРОДИ

MODELING OF THE EXHAUSTION AND REGENERATION OF THE RESOURCE REGULARITIES OF THE OBJECTS OF DIFFERENT NATURE

Володимир Михалевич, Володимир Краєвський, Олексій Михалевич, Олександр Грушко

Вінницький національний технічний університет,

Key behavior peculiarities of the objects of different physical nature are described within the frame of the hereditary summation theory of damages: damage accumulation in metals in the process of hot plastic deformation and fatigue accumulation of the athlete, running for medium and long distances.

В останні два десятиліття спостерігається різке зростання обсягу наукових досліджень, що присвячені експериментальним та теоретичним дослідженням граничної пластичної деформації руйнування при холодній та гарячій пластичній деформації [1-5]. Пояснення цього феномену наведено в [5].

Гаряче пластичне деформування супроводжується конкуруючими процесами накопичення та заліковування пошкоджень матеріалу, що при ізотермічних умовах суттєво пов'язані зі швидкістю деформації. Для оцінки граничних пластичних деформацій до руйнування за різних режимів зміни швидкості деформацій створено теорію підсумовування пошкоджень спадкового типу, що враховує здатність матеріалу до часткового або повного відновлення початкових властивостей [6]. На основі цієї теорії створено математичну модель витрачання ресурсу спортсмена під час бігу на середній або довгій дистанції [7].

У цій праці розглядається порівняння експериментальних даних з результатами моделювання об'єктів різної природи: відновлення ресурсу матеріалу в паузі та витрачання і відновлення ресурсу спортсмена під час бігу із змінною швидкістю.

О. Богатовим із співавторами [6] на основі експериментальних даних двоступупеневого кручення суцільних циліндричних зразків з проміжною паузою між ступенями побудована емпірична залежність

$$\Delta\psi = \exp\left(0,241\cdot\psi_1^{0,588}\cdot\left(T/1000\right)^{-1,361}\cdot t_p^{0,251}\right)-1 \qquad (1)$$

де $\Delta\psi$ - величина відновленого ресурсу в паузі, що дорівнює відношенню приросту граничних деформацій при деформуванні з паузою до граничної деформації під час неперервного кручення зразків; ψ_1 $(0\le\psi_1<1)$ – витрачений ресурс пластичності на першій ступені; T – температура; t_p - тривалість паузи (сек).

На основі спадкової теорії підсумовування пошкоджень [6] отримано співвідношення

$$\Delta\psi = \frac{1}{n}\cdot\ln\left(1+e^{n\cdot\psi_1}\cdot\left(e^{n\cdot\Delta_p}-1\right)\right)-\Delta_p, \qquad (2)$$

де n - матеріальна стала; Δ_p - відношення тривалості паузи до граничного часу деформування на першій ступені.

Показано, що співвідношення (1), (2) з однаковою точністю описують експериментальні дані. Головна перевага співвідношення (2), звичайно, полягає в тому, що воно є наслідком теорії. Відповідність цієї теорії даним конкретних досліджень дає підстави очікувати аналогічні результати для значно більш широкого кола процесів деформування із змінною швидкістю

деформації. Але є й низка інших суттєвих переваг. Зокрема

$$\lim_{\Delta_p\to\infty}(\Delta\psi)=\lim_{\Delta_p\to\infty}\left(\frac{1}{n}\cdot\ln\left(1+e^{n\cdot\psi_1}\cdot\left(e^{n\cdot\Delta_p}-1\right)\right)-\Delta_p\right)=\psi_1, \quad (3)$$

$$\lim_{t_p\to\infty}(\Delta\psi)=\lim_{t_p\to\infty}\left[\exp\left(0,241\cdot\psi_1^{0,588}\cdot\left(T/1000\right)^{-1,361}\cdot t_p^{0,251}\right)-1\right]=\infty. \quad (4)$$

Це означає, що аналіз тенденції відновлення ресурсу в паузі на основі емпіричного співвідношення приводить до абсурдних результатів.

На основі тої самої теорії отримано математичну модель спортсмена під час інтервального бігу за триступеневою схемою. Отримано та проаналізовано співвідношення для випадку: на першій стадії бігун пересувається до повного вичерпання ресурсу; на другій стадії – швидкість пересування також є постійною, але меншою ніж на першій стадії; на третій стадії - швидкість пересування така сама, як на першій стадії. Згідно побудуваної моделі в початковий період другої стадії відбувається відновлення ресурсу спортсмена пересуватися на швидкості, яку він підтримував на першій ступені. Через певний час t_{opt} величина відновленого ресурсу досягає максимально можливого значення $(\Delta\psi_3)_{\max}$ й надалі починає зменшуватися досягаючи нульового значення при $t=t_{cr}$. Одночасно з цим відбувається монотонне зменшення ресурсу спортсмена підтримувати поточну швидкість пересування аж до повного вичерпання в момент $t=t_*>t_{cr}$. Наведені закономірності міг спостерігати кожний, хто коли-небудь бігав, плавав, їздив на велосипеді і т. ін. Величини t_{opt}, $(\Delta\psi_3)_{\max}$, t_{cr}, t_* залежать від відношення швидкостей пересування на перших двох стадіях та від початкового стану спортсмена. Отже, на основі використання одного й того самого підходу теорії підсумовування пошкоджень описано деякі ключові особливості поведінки абсолютно різних за своєю природою об'єктів: накопичення пошкоджень в металах при гарячому пластичному деформуванні та накопичення втоми спорстмена, що долає середню або довгу дистанцію. У той же час, з моделі випливають досить несподівані рекомендації, що вимагає ретельного експериментального дослідження. Це стосується режиму надпластичності та оптимального розподілу швидкості пересування спортсмена впродовж дистанції.

Література

1. Bao Y., Wierzbicki T. On fracture locus in the equivalent strain and stress triaxiality space. International Journal of Mechanical Sciences, vol. 46, no. 1. pp. 81-98. (2004) doi:10.1016/j.ijmecsci.2004.02.006.

2. Bai, Y., Wierzbicki, T. A comparative study of three groups of ductile fracture loci in the 3D space. Engineering Fracture Mechanics 135, 147-167, (2015). doi.org/10.1016/j.engfracmech.2014.12.023.

3. Hooputra H., Gese H., Dell H., Werner H. A comprehensive failure model for crashworthiness simulation of aluminium extrusions, International Journal of Crashworthi-ness, 9:5, 449-464, (2004). doi: 10.1533/ijcr.2004.0289.

4. Mohr D., S. Marcadet S. Micromechanically-motivated phenomenological hosford-coulomb model for predicting ductile fracture initiation at low stress triaxialities, Int. J. Solids Struct. 67-68 40-55, (2015). doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2015.02.024.

5. Михалевич В. М. Порівняльне дослідження моделей граничних пластичних деформацій / В. М. Михалевич, Ю. В. Добранюк, О. В. Краєвський // Вісник машинобудування та транспорту. – Вінниця: ВНТУ – 2018. – № 2(8). – С. 56 64.

6. Михалевич В. М. Тензорні моделі накопичення пошкоджень / В. М. Михалевич / Вінниця: "УНІВЕРСУМ- Вінниця", 1998 - 195 с.

7. Михалевич В.М. Моделирование израсходования ресурса спортсмена на дистанции / В. М. Михалевич, В. А.Краевский, К. Ф. Козлова // Збір. наук. праць «Фізична культура, спорт та здоров'я нації». – Вінниця, 2009. – Випуск 8, Том 2. – С. 103-109. ISSN 2071-5285.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 681.78

ОПТИКОЕЛЕКТРОННИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВІ В ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЬОВІЙ ОБЛАСТІ

OPTOELECTRONIC COMPLEX FOR DETERMINATION OF BLOOD MICROCIRCULATION IN ORAL AND MAXILLOFACIAL REGION

Сергій Павлов[1], Олександр Барило[2], Сергій Злепко[1], Сергій Тимчик[1], Андрій Клапоущак[1], Ігор Люля[3]

[1]Вінницький національний технічний університет,
[2] Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова
[3] Приватне акціонерне товариство "Обласна стоматологічна поліклініка"

The use of the photoplethysmographic method allows the accurate estimation of the level of blood filling in the region of inflammatory processes. We designed an optoelectronic device that allows to carry out the diagnostics of the state of vessels at different stages of the pathology and to record the degree of microcircular and hemodynamic abnormalities.

Інтенсивні дослідження в області оптоелектроніки і нанотехнологій дозволяють зробити висновок про появу в найближчому майбутньому серійних приладів з універсальними оптичними датчиками. Головна перевага цього методу – можливість вимірювання рівня мікроциркуляції практично в будь-якій точці поверхні тіла, що дозволяє використовувати різні модифікації оптичних приладів для вирішення цілої низки спеціальних завдань, пов'язаних з дослідженням показників локального кровотоку (діагностики порушень мікроциркуляції в хребцево-рухових сегментах, оцінки стану мікроциркуляції нижніх кінцівок ніг, оцінювання стану судин в щелепно-лицьовій області при запальних процесах, аналізі гемодинамічних показників кровотоку при пульсодіагностиці й т. і.). Крім того, в залежності від особливостей методу вимірювання, можуть бути оцінені такі біомедичні показники як загальна концентрація гемоглобіну, загальна сатурація крові (ступінь насичення крові киснем), загальна концентрація білірубіну [1].

Розроблений оптоелектронний комплекс дозволяє проводити діагностику стану судин експрес методом на різних стадіях патології і фіксувати ступінь мікроциркулярного і гемодинамічного порушення в окремих областях щелепно-лицьової ділянки шляхом порівняння отриманих сигналів (рис. 1).

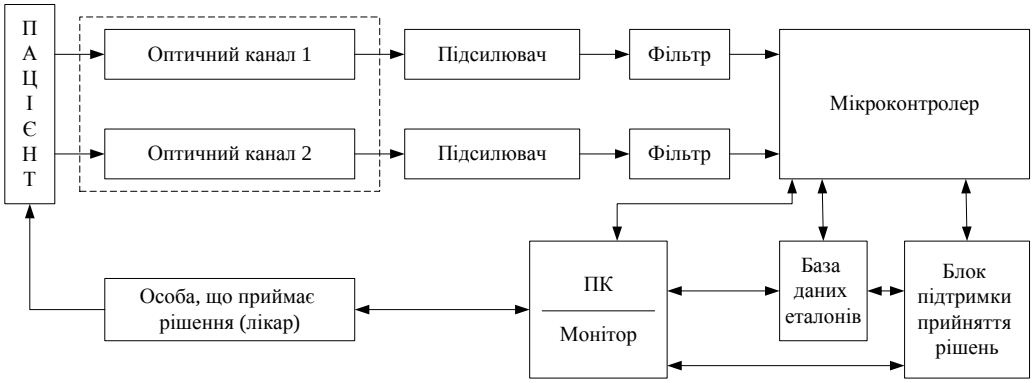


Рисунок 1 – Структурна схема оптикоелектронного комплексу

Цей пристрій являє собою перетворювач для відображення і порівняльного аналізу перетворених біомедичних сигналів. При цьому є можливість підключення пристрою комп'ютера за допомогою блоку сполучення (USB). При цьому істотно розширюються функціональні можливості пристрою – з'являється можливість запису біомедичних сигналів в архів, їх попередня обробка (масштабування, фільтрація), порівняння та кореляційний аналіз, побудова графіків та діаграм на екрані монітора і виведення результатів на друк [2].

При проведенні досліджень оптичне випромінювання спрямовують на обрану ділянку біологічної тканини, на відстані 10 мм від краю операційної рани або майбутнього розрізу. В

якості контролю використовували точку, симетричну точці дослідження. Фотоплетизмограму реєстрували в осередку запалення і в контрольній точці перед операцією, а також на третю і п'яту добу після операції. Всього було записано 180 фотоплетизмограм, і одержані дані оброблялись за допомогою програмного пакету WOSTEO.

При аналізі отриманих даних було встановлено, що фотоплетизмографічний сигнал при флегмонах і абсцесах всіх локалізацій суттєво відрізнявся від контрольного. До операції рівень кровонаповнення, або фотоплетизмографічний індекс в осередку запалення був підвищений у 2,5–3,5 рази.

Стан венозного відтоку різко погіршувався, що виявлялось у змінах форми катакроти, вона стала більш випуклою (73,3 %). Дикротичний зубець був менш вираженим і зміщувався до верхньої частини катакроти (70 %). У 22 спостереженнях відмічено появу додаткової венозної хвилі. Швидкість кровотоку знижувалась за рахунок подальшого погіршення венозного відтоку. У 76,6 % спостережень відзначались додаткові дикротичні хвилі, а в 30 % відмічені дрібні додаткові зубці на катакроті.

На 5–6 добу після операції кровоток покращувався за всіма показниками. Додаткові хвилі зникли в 46,6 % і були послаблені в 53,4 %. Однак на фотоплетизмограмі осередку запалення зберігались відмінності від контрольної точки.

Використання фотоплетизмографічного методу дозволяє точно оцінити рівень кровонаповнення при запальних процесах, при цьому метод має такі позитивні властивості: він неінвазивний, володіє високим ступенем чутливості і достовірності, а також простий у застосуванні. Використання даного методу в стоматології дозволяє точно визначити ефективність проведеного лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити різні судинні порушення; оцінити ефективність місцевого знеболювання (оскільки анестезія викликає спазм судин, по зниженню амплітуди можна судити про ефективність анестезії); застосувати даний метод для пластичної хірургії і трансплантології.

Література

1. Барило А. С. Оптоэлектронные методы анализа микроциркуляторных нарушений при воспалительных процессах в челюстно лицевой области / А. С. Барило, С. В. Павлов // Клиническая информатика и телемедицина. – 2004. – Т. 1, № 2. – С. 213–216.
2. Патент 28725 UA МПК A61B 5/02. Пристрій для дослідження периферійної мікроциркуляції кровотоку в щелепно-лицьовій ділянці / С. В. Павлов, О. С. Барило, О. О. Тимофєєв, С. М. Марков, І. В. Шевчук (Україна). – № u200706843 ; заявл. 18.06.2007 ; опубл. 25.12.2007, Бюл. № 24. – 4 с.
3. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
4. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
5. Tetiana I. Kozlovska, Sergiy V. Pavlov. Optoelectronic Means of Diagnosing Human Pathologies Associated with Peripheral Blood Circulation // Monograph: LAP LAMBERT Academic Publishing, Beau Bassin 71504, Mauritius, 2019. – 56 Pages.

УДК 378.2

ВИКОРИСТАННЯ STEM-STEAM-STREAM-ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ СТВОРЕННІ МУЛЬТИДИСЦИПЛІНАРНИХ ОСВІТНІХ ПРОГРАМ ПІДГОТОВКИ СТУДЕНТІВ В ОБЛАСТІ БІОІНЖЕНЕРІЇ

APPLICATION OF STEM-STEAM-STREAM-TECHNOLOGY FOR THE CREATION OF MULTIDISCIPLINARY EDUCATIONAL PROGRAMS FOR TRAINING STUDENTS IN THE FIELD OF BIOENGINEERING

Сергій Подлєсний[1], Олександр Тарасов[1], Володимир Танькут[2]

[1]Донбаська державна машинобудівна академія (ДДМА)
[2]Інститут патології хребта та суглобів ім.проф.М.І.Ситенка НАМН України

The actual problem of improving the system of engineering education in the field of bioengineering using STEM-STEAM-STREAM-technologies is considered. The main approaches to the use of technology are determined on the basis of the analysis of the essence of this method and the use of the system, competence and personal-activity approaches. Examples of improving the preparation of students, the application of information technologies in the field of bioengineering are given.

Останнім часом в практику професійної інженерно-технічної підготовки фахівців впроваджуються нові форми організації вищої освіти. Ці форми вимагають наповнення їх новим змістом, що відповідає новій інноваційній методології навчання. Одним із шляхів ефективного розвитку національної системи вищої інженерно-технічної освіти та досягнення стратегічних цілей є впровадження STEM-STEAM-STREAM (Science, Technology, Reading and wRiting, Engineering, Arts, Mathematics) -технологій (скорочено - SSS). SSS-освіта не лише спрямовує увагу на природничо-науковий компонент навчання та інноваційні технології, але й активно розвиває творчу складову особистості та критичне мислення. STEM-підхід є необхідною складовою для задоволення зростаючих потреб суспільства практично в усіх сферах. Наприклад, цей підхід застосовується в медицині, агропромисловому комплексі, енергетиці, робототехніці, IT, транспорті, промисловому та цивільному будівництві, тощо.

В процесі дослідження виділені наступні основні підходи до розробки SSS-освіти:

1.Інтегрування знання STEM-предметів, щоб створити більш глибоке розуміння їх змісту, для розширення можливостей студентів в майбутньому вибрати напрям кар'єри.

2. Інтегративність в навчанні дисциплін спеціальності, як це робиться в реальних виробничих умовах, вирішення погано структурованих технологічних проблем, використання проектного методу в навчанні. Об'єднання наукових принципів, технології, проектування і математики в одній мультидисциплінарній освітній SSS-програмі підготовки студентів.

3. Використання проблемно орієнтованої навчальної діяльності, в ході якої аналітичні концепції застосовуються до вирішення реальних проблем з метою кращого розуміння студентами складних концепцій.

4. Впровадження інновацій в методику навчання кожного з окремих STEM-предметів.

Передбачається участь роботодавців у підготовці фахівців. Реалізація SSS-освіти вимагає використання спеціального технологічного, лабораторного та навчального обладнання і матеріалів (сьогодні, це 3D-принтери і сканери, засоби 3D-візуалізації, доповненої реальності та інше).

В ДДМА виконується міжнародний освітній проект ERASMUS+ «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма для підготовки бакалаврів та магістрів зі штучних імплантів для біоінженерії» 586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE-JP «BIOART». ERASMUS+ проект «BIOART», в рамках якого також укладений договір та проводиться співпраця між ДДМА, Запорізьким національним технічним університетом (ЗНТУ) м.Запоріжжя, ДУ «Інститутом патології хребта та суглобів ім.проф.М.І.Ситенка НАМН України» м.Харків і АТ «Мотор Січ» м.Запоріжжя в області проектування виробів медичного призначення і удосконалення навчального процесу. В рамках проекту студенти підтримують зв’язки з громадськими організаціями міста Краматорська та регіону, виконують реальні роботи за спеціальністю: підтримку web-сайту для міської організації товариства Червоного Хреста в м.Краматорськ, забезпечують технічну та комп’ютерну підтримку Центру допомоги переселенцям із зони АТО, МЧС м. Дружківка.

Студенти прийняли участь у проекті «Програміст-2018» і увійшли до шістки команд-переможців. Метою цього проекту було стимулювання студентів до розвитку навичок колективної проектної роботи. Команду «КІТ» склали студенти: Олександр Касьянюк – front-end, Ігор Крохін – back-end, Ігор Юцик – розробник мобільного додатка, Ярослав Копецький – організація баз даних, Олена Балаболко – капітан і організатор команди. Студенти виконали розробку програмного забезпечення для допомоги маломобільному шару населення. Створений веб-ресурс і мобільний додаток вміщує карту Краматорська, де вказані місця з рівнем доступності до різних організацій, таких як лікарні, аптеки, магазини, місця харчування тощо.

Для освоєння сучасних методик проектної роботи викладачі прийняли участь у стартап-школі "Sikorsky Challenge", де виконували проект "iNet for Pet", який було відмічено на Фестивалі інноваційних проектів Sikorsky Challenge 2018. Освоєнню сучасних технологій навчання сприяло також виконання міжнародної освітньої програми TEMPUS «Розробка курсів по вбудованих системах з реалізацією інноваційних віртуальних підходів до інтеграції науки, освіти і виробництва в Україні, Грузії, Вірменії» № 544091-1-2013-1-BE-JPCR. В рамках проекту студенти отримали практичні навички розробки програмного забезпечення для реального обладнання,

вбудованих апаратних платформ за допомогою спеціалізованих CAD - систем і освоїли використання віддаленого доступу до навчального матеріалу та лабораторного обладнання. В рамках розвитку SSS-освіти в ДДМА виконується ряд робіт наукового характеру. В процесі навчання студенти освоюють технології, які є основою для реалізації сучасних програмних систем різного призначення: для машинобудування, медицини та інших областей діяльності. В цілому впровадження SSS- технології у навчальний процес ДДМА показало її ефективність при створенні мультидисциплінарних освітніх програм підготовки фахівців. Перспективи подальших досліджень полягають у поширенні кращих SSS-освітніх практик, створенні стратегічного партнерства не тільки між ЗВО, науковими організаціями та підприємствами, але й середніми школами.

Важливою компетентністю для студента є також здатність формалізувати наявну інформацію і ставити завдання для проведення наукових досліджень. Для цього студенти вивчають комплекс дисциплін математичної підготовки, який дозволяє створювати моделі в різних предметних областях, застосовувати методи оптимізації для отримання найкращих рішень. Бакалаврські і магістерські випускні роботи обов'язково включають в себе дослідну частину, яка вміщує в себе порівняльний аналіз існуючих програмних комплексів для вирішення поставлених задач, обґрунтування вибору засобів розробки та систем управління базами даних та математичну і/або логічну модель функціонування предметної області. В звіт по практиці введено розділ індивідуального завдання з метою поглибленого вивчення заданого технологічного процесу. Для покращення підготовки студентів з вивчення англійської мови практичні заняття з освоєння мови програмування проводяться українською та англійською мовами.

Для розширення співпраці з науковими установами і ЗВО України, розвитку творчих зв'язків і виконання спільних робіт укладено чотиристоронній договір про співпрацю з ДонФТІ НАН України м.Київ, ЗНТУ м.Запоріжжя та промисловим підприємством АТ «Мотор Січ». Така співпраця повністю відповідає SSS-технології і дозволяє комплексно формувати ключові фахові, соціальні й особистісні компетентності молоді.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 004.356

ТЕХНОЛОГІЇ ТА МАТЕРІАЛИ ДЛЯ БІОПРИНТИНГУ

TECHNOLOGIES AND MATERIALS FOR BIOPRINTING

Олександр Романюк, Сергій Павлов, Леонід Поліщук

Вінницький національний технічний університет

The basic technologies and materials for bioprinting are analyzed. Methods of implant construction are considered.

Адитивні технології — одна з форм технологій адитивного виробництва, де тривимірний об'єкт створюється шляхом накладання послідовних шарів матеріалу (друку, вирощування) за даними цифрової моделі. Друк здійснюється спеціальним пристроєм — 3D-принтером, який забезпечує створення фізичного об'єкта шляхом послідовного накладання пластичного матеріалу на основі віртуальної 3D-моделі. 3D-принтери, як правило, швидші, більш доступні та простіші у використанні, ніж інші технології адитивного виробництва. 3D-принтери пропонують розробникам продуктів можливість друку деталей і механізмів з декількох матеріалів та з різними механічними і фізичними властивостями за один процес складання [1].

Основні технології 3D-друку: екструзійний друк; плавка спікання або склеювання; стереолітографія; ламінування; друк методом пошарового плавлення.

В основі екструзійний друку лежить видавлювання витратного матеріалу з послідовним формуванням готового виробу. Витратні матеріали складаються з термопластиків або

композитних матеріалів на їх основі.

Плавке спікання або склеювання ґрунтується на поєднанні порошкового матеріалу в єдине ціле. Подібні принтери наносять на робочу платформу тонкі шари порошку, які потім вибірково склеюються матеріалом. Порошок складається з будь-якого матеріалу, який можна подрібнити до стану пудри – пластика, деревини, металу.

Стереолітографічні принтери використовують полімерні смоли. Смола заливається в спеціальний контейнер з рухомою платформою, яка встановлюється в позиції біля поверхні рідини. Шар смоли, що покриває платформу, відповідає одному шару цифрової моделі. Потім тонкий шар смоли обробляється лазерним променем, твердіючи в точках дотику. Після закінчення засвічення платформа разом з готовим шаром занурюються на товщину наступного шару, і засвічення проводиться знову [4].

У процесі ламінування 3D-принтери використовують листові матеріали – папір, фольгу, пластикову плівку. Шари матеріалу наклеюються один на одного і обрізуються по контурах цифрової моделі.

Друк методом пошарового плавлення створює тривимірні об'єкти за рахунок нанесення послідовних шарів матеріалу, які повторюють контури цифрової моделі. В якості матеріалів для друку виступають термопластики, що поставляються у вигляді котушок ниток або прутків.

Медицина - одна з тих сфер, де застосування тривимірного друку стало новим поштовхом для масштабних змін. Швидкий темп розвитку сучасних технологій сприяє появі нових напрямків виробництва, а також пошуку ефективних рішень існуючих проблем. Так, технологія 3D-друку дозволяє реалізовувати проекти в медичній сфері. В їх основі лежить використання 3D-сканування зруйнованих ділянок тіла для більш точного визначення особливостей проблеми постраждалого та 3D-моделювання на принципах індивідуального підходу до кожного окремого клієнта [2, 3].

Уже зараз на 3D-принтерах друкують імплантати, протези з урахуванням індивідуальних особливостей людини, міжхребетні диски, фрагменти печінки і т.д. Друк активно застосовується в хірургії та стоматології, для створення 3D моделей і побудови контуру імплантанта. У перспективі передбачається друк людських органів і частин тіла [6].

Використання 3D-принтерів є перспективним напрямом в медицині. Уже зараз їх починають широко застосовувати для діагностичних процедур. З кожним роком вони стають дешевшими та більш функціональними. Передбачається, що виробництво протезів та імплантантів на принтері буде поставлене на конвеєр і це стане перспективним напрямом боротьби з інвалідністю.

3D-біопринтинг - технологія створення об'ємних моделей на клітинній основі з використанням 3D-друку, при якій зберігаються функції і життєздатність клітин. Перший патент, що відноситься до цієї технології, був поданий в США в 2003 році і отриманий в 2006 році [8].

Технологія 3D-біопринтинга для виготовлення біологічних конструкцій, як правило, включає в себе розміщення клітин на біосумісній основі, з використанням пошарового методу генерації тривимірних структур біологічних тканин. Оскільки тканини в організмі складаються з різних типів клітин, технології їх виготовлення шляхом 3D-біопринтинга також істотно розрізняються по їх здатності забезпечити стабільність і життєздатність клітин. Найпоширенішими методами, які використовуються в 3D-біопринтингу: фотолітографія, магнітний біопрінтінг, стереолітографія і пряма екструзія клітин. Клітинний матеріал, виготовлений на біопринтері, переноситься в інкубатор, де він проходить подальше вирощування.

У стереолітографії вихідним продуктом є рідкий фотополімер, в який додано спеціальний реагент-затверджувач, і ця суміш нагадує всім відому епоксидну смолу, тільки в звичайному стані вона залишається рідкою, а полімеризується і стає твердою під впливом ультрафіолетового лазера [10].

Природно, лазер не може відразу створити всю модель в товщі полімеру, і мова може йти тільки про послідовній побудові тонкими шарами. Тому використовується рухома підкладка з отворами, яка за допомогою мікроліфта-елеватора занурюється в фотополімер на товщину одного шару, потім лазерний промінь засвічує ділянки, що підлягають затвердінню, підкладка занурюється ще на товщину одного шару, знову працює лазер.

Вимоги до самого фотополімера досить суперечливі: якщо він буде густим, то його легше полімерізувати, але складніше забезпечити рівну поверхню після кожного кроку занурення; доводиться використовувати спеціальну лінійку, яка на кожному кроці проходить по поверхні рідини і вирівнює її. Велика кількість затверджувача при фіксованій потужності лазера дозволить зменшити необхідний час впливу, проте неминуча фонове засвічення «псує» навколишній обсяг полімеру і скорочує можливий термін його використання.

Повна полімеризація кожного шару зайняла б чимало часу, тому засвічення проводиться до рівня, при якому шар набуває лише мінімально необхідну міцність, а згодом готову модель, попередньо промивши від залишків рідкого полімеру, доводиться опромінювати потужним джерелом в спеціальній камері, щоб полімеризація досягла 100%.

У фотолітографії принципова відмінність від інших видів літографії полягає у тому, що експонування проводиться видимим або ультрафіолетовим випромінюванням, тоді як в інших видах літографії для цього використовується рентгенівське випромінювання, потік електронів, потік іонів, жорсткий ультрафіолет тощо.

Розробники працюють над тим щоб отримати перший повноцінно функціонуючий в організмі людини орган.

На першому етапі вчені намагалися отримати людський орган шляхом формування штучної структури у вигляді органу, а потім наповнювали цю структуру живими клітинами. Однак за останнє десятиліття вчені винайшли 3D-принтер, який може і створювати структуру органу і наповнювати його живими клітинами.

Деякі вчені вважають, що створити орган можна й не формуючи попередньо його каркас, використовуючи при цьому можливості самоорганізації живих клітин. Вченими були проведені експерименти по створенню шматочків печінки. Спочатку були сформовані потрібні блоки клітин, а потім за допомогою 3D-принтера вони були розкладені шарами, для того щоб дати їм можливість спільного зростання.

При створенні органів на основі тривимірного друку вчені виділяють декілька рівнів складності друку [5]:

Найбільш легко виконати друк плоских структур, що складаються всього з одного виду клітин, наприклад, шкіри. Наступними по складності йдуть трубчасті структури, з двох видів клітин - кровоносні судини. Третій рівень - порожнисті органи, наприклад, шлунок або сечовий міхур. Найскладніші органи - це нирки, серце, печінка.

Імплантація перших трьох видів органів людині вже була проведена на практиці. Над створенням органів четвертого рівня - нирок, печінки і серця, вчені продовжують ретельно працювати. Перший вдалий експеримент зі створення органів на 3D-принтері відбувся в 2006 році. Група біоінженерів з Wake Forest Institute for Regenerative Medicine розробила та надрукувала для сімох піддослідних пацієнтів сечові міхури.

Лікарі використовували стовбурові клітини пацієнтів для створення штучного органу. Зразки донорської тканини в спеціальній герметичній камері за допомогою екструдера завдали поверх макета сечового міхура, нагрітого до природної температури людського тіла.

Через 6-8 тижнів у ході інтенсивного зростання і подальшого поділу клітини відтворили людський орган.

Друком органів на 3D принтері в повному обсязі займаються всього кілька компаній. Найбільших успіхів на досягли інженери американської компанії Organovo, які зуміли надрукувати печінкову тканину.

На сьогоднішній день 3D-принтери в медицині вже були використані для багатьох цілей. Однією з них є створення фрагментів черепа. В Америці була успішно проведена операція, в результаті якої пацієнт отримав надрукований імплантант частини черепа. За допомогою 3D - принтерів вже друкують багато протезів, причому з урахуванням індивідуальних особливостей людини. Щоб підвищити їх міцність, в протезах залишають спеціальні мікропорожнини для міграції власних клітин кісткової тканини пацієнта.

Мартін Майерс був одним з перших пацієнтів в Сполучених Штатах, які мали виготовлене за допомогою 3D-друку коліно [9]. Компанія Conformis роздрукувала 3D-коліно, яке було більш точним і більш природнім порівняно зі звичайним. Використання запатентованої технології під назвою iFit ConforMIS перетворює дані CT в імпланти, які мають точно такий розмір і форму, щоб відповідати унікальній 3D-структурі суглоба. Його Jig - інструментарій використовує ті ж дані для створення процесу різання та розміщення самого суглоба, що, в свою чергу, допомагає хірургу визначити точне розташування імпланту пацієнта. Це зменшує час операції і зводить до мінімуму кількість необхідних розрізів кістки.

У стоматології 3D принтери дозволяють хірургам швидко виготовляти недорогі тривимірні моделі для отримання інформації, що скорочує час операції, покращує комунікацію між пацієнтом і лікарем і прискорює одужання хворого. Маючи перед очима об'ємну тривимірну модель, хірургам набагато простіше орієнтуватися всередині живої людини під час операції.

3D-моделювонння сполучних тканин людини складається з декількох етапів [7].

Перший етап створення моделі — отримання вихідної морфометричної інформації. Для цього використовуються клініко-інструментальні методи дослідження (рентгенографія, ультразвукове дослідження, комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія та ін.). Отримані в результаті проведеного дослідження кількісні дані використовуються на другому і третьому етапах для створення комп'ютерних моделей, які мають встановлені при морфометрії параметри та розташовані в віртуальному просторі.

Другий етап — створення комп'ютерної моделі полягає в побудові площинної двомірної моделі органу людини в трьох проекціях.

Третій етап — тривимірна реконструкція і створення об'ємної комп'ютерної моделі. Другий і третій етапи можна виконати з використанням спеціально розробленого програмного забезпечення і системи тривимірного моделювання 3ds max.

Процес 3D-друку суглобів починається з рентгену пошкодженої частини тіла пацієнта. Отримані дані конвертують в тривимірну комп'ютерну модель, яку відразу ж відправляють на друк. 3D-принтер вирощує точну копію суглоба зі спеціального пористого матеріалу. Цей матеріал сприяє росту клітин і легко обростає хрящовою тканиною. Поступово кістка набуває потрібної форми, а матеріал руйнується. В результаті залишається тільки кістка, яка нічим не відрізняється від оригіналу.

Один з найважливіших аспектів у виробництві хірургічних імплантатів - підбір матеріалів, які не будуть викликати небажані реакції з боку сусідніх клітин і тканин. Властивості матеріалу впливають на поведінку клітин, функціональні і морфологічні зміни, розмноження. Реакція організму пацієнта на імплантат залежить від топографії, хімічних і енергетичних характеристик використаного матеріалу.

Перевага у виробництві імплантатів надається чистому титану і його сплаву Ti6Al4V. Чистий титан більш стійкий до корозії і вважається найбільш біосумісним матеріалом. Він має здатність спонтанно формувати стабільний і інертний оксидний шар, будучи поміщеним в окислювальну середу. У випадках, коли необхідний більш міцний імплантат, лікарі зазвичай вибирають сплав Ti6Al4V, який також стійкий до корозії і добре витримує навантаження, володіючи при цьому невеликою щільністю.

Інші біосумісні метали, також доступні в формі порошку - це нержавіюча сталь 316L і сплави хрому та кобальту. 3D-друк металами здійснюється в контрольованих умовах (нейтральні гази, обмежений доступ кисню). Тим самим забезпечується чистота отриманих предметів і зберігаються властивості матеріалів.

Література

1. Адитивні технології [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%90%D0%B4%D0%B8%D1%82%D0%B8%D0%B2%D0%BD%D1%96_%D1%82%D0%B5%D1%85%D0%BD%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D1%96%D1%97
2. Використання 3D принтерів у медецині [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/11370/335.pdf?sequence=3
3. 3D печать в медицине [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://3ddevice.com.ua/3d-pechat-v-meditsine/
4. 3d технологии томография и моделирования в медицине [Електронний ресурс] / — Режим доступу: http://medicalinsider.ru/meditsinskaya_tekhnika/3d-tekhnologii-tomografiya-i-modelirovaniya-v-medicine/
5. Будущее в 3D [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://www.m24.ru/articles/%D0%BD%D0%B0%D1%83%D0%BA%D0%B0/02112016/120896
6. Використання 3D-друку в медицині: реалії та перспективи [Електронний ресурс] / — Режим доступу: http://zdorov-info.com.ua/stati/hirurgija/16904-vikoristannja-3ddruku-v-medicini-realii-ta-perspektivi.html
7. Применение 3D печати в медицине [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://habrahabr.ru/company/materialise/blog/88159/
8. 3D-биопринтинг [Електронний ресурс] — Режим доступу: https://ru.wikipedia.org/wiki/3D-%D0%B1%D0%B8%D0%BE%D0%BF%D1%80%D0%B8%D0%BD%D1%82%D0%B8%D0%BD%D0%B3
9. 3D печать совершает революцию в хирургии коленных суставов [Електронний ресурс] / — Режим доступу: http://3dpmake.com/post/71-knee

10. Технологии 3D-печати [Електронний ресурс] — Режим доступу: http://www.ixbt.com/printer/3d/3d_tech.shtml
11. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
12. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
13. Tetiana I. Kozlovska, Sergiy V. Pavlov. Optoelectronic Means of Diagnosing Human Pathologies Associated with Peripheral Blood Circulation // Monograph: LAP LAMBERT Academic Publishing, Beau Bassin 71504, Mauritius, 2019. – 56 Pages.

УДК 615.4

БІОСУМІСНІ ІМПЛАНТАТИ В ТРАВМАТОЛОГІЇ ТА ОРТОПЕДІЇ

BIOSIMILAR IMPLANTS IN TRAUMATOLOGY AND ORTHOPEDICS

Олена Сорочан[1], Сергій Тимчик[2]

[1]Державний вищий навчальний заклад «Приазовський державний технічний університет»
[2]Вінницький національний технічний університет

The paper considers the main issues of the use of bone substitutes, requirements for implants, materials, biocompatibility issues, research problems with the use of implants in practical orthopedics and traumatology.

Протягом останніх десятиліть зроблено суттєвий ривок у галузі реконструктивно-відновної хірургії із застосуванням натуральних та штучних матеріалів, що здатні замінити кісткову тканину.

Значному прогресу кістковопластичних відновлювальних операцій сприяло впровадження штучних замісних матеріалів небіологічного походження. Важливими перевагами імплантатів над трансплантатами є їх доступність, необмежена кількість матеріалу, скорочення часу оперативного втручання. Проте більшість відомих імплантаційних матеріалів суттєво відрізняються від живої кістки за своїми фізико-хімічними і механічними властивостями, а також нездатністю до самовідновлення та модифікації структури і властивостей у відповідь на дію навколишніх факторів.

Кальцій-фосфатні біоматеріали, до яких відносяться гідроксилапатит (ГА), трикальційфосфат (ТКФ), біфазна (БФ) кераміка, біоскло, набули широкого використання в ортопедії та травматології завдяки таким якостям як біосумісність, біоактивність, остеотропізм та доведена для деяких різновидів кераміки остеоіндуктивність. Проте і до теперішнього часу не існує обґрунтованого підходу до вибору матеріалів, що імплантують.

Є окремі дані про те, що на хемотаксис і адгезію клітин мікрооточення біоматеріалу, а також на інтенсивність проліферації клітин репаративної бластеми та їх диференціювання чинять значний вплив структурні характеристики імплантатів, а саме пористість та її відсотковий об’єм; архітектоніка пор та їх розміри. Проте практично відсутні дослідження з формування кістково-керамічного зрощення різних за структурою зразків кераміки в залежності від особливостей навантаження зони імплантації.

Залишаються невирішеними питання оптимального складу біфазної кераміки (ГА та ТКФ), який би забезпечував пролонгованість її біодеградації у відповідності до темпів кісткоутворення у зоні імплантації. Як доведено, біодеградація залежить від хімічного складу та структури кераміки і відбувається як за рахунок хімічного розчинення, так і шляхом клітинно-опосередкованої резорбції. Літературні дані щодо активізації попередників остеокластів у навантажених ділянках кістки наштовхують на думку про значний вплив умов навантаження на біодеградацію кераміки. Недостатньо дослідженим є вплив на темпи біодеградації таких структурних особливостей кераміки, як пористість, архітектоніка, розміри та об’єм пор, що не дозволяє досягти керованого остеогенезу у ділянці імплантації.

Немає досліджень, спрямованих на вивчення напружено-деформованого стану (НДС)

кісткової тканини в умовах пластики порожнинних кісткових дефектів за допомогою різновидів КФ кераміки.

У зв'язку з цим проведення досліджень, спрямованих на вивчення процесів кісткоутворення при використанні різноструктурних видів біоактивних керамік, імплантованих у ділянки скелета з різним ступенем навантаження, визначення особливостей НДС кісткової тканини при моделюванні керамопластики порожнинних дефектів, що розташовані у різних за навантаженням зонах, обґрунтування принципів диференційованого клінічного застосування представників КФ кераміки із різними механічними властивостями та ступенем біодеградації у відповідності з навантаженням, що несе зона імплантації, є актуальними як для теоретичної медицини та біоматеріалознавства, так і для практичної ортопедії та травматології. Накістковий остеосинтез, як і інші методи остеосинтезу, постійно змінюється, вдосконалюється та поповнюється новим технічним арсеналом фіксаторів, засобів для їх встановлення. З'являються нові моделі накісткових фіксаторів, кожна з яких має свої, притаманні тільки їй переваги та недоліки.

Також важливим моментом є питання нанесення захисного покриття на медичні прилади та їх біосумісність. Як правило, найбільш критичні процеси відбуваються на поверхнях двох контктних різнорідних середовищ. Контактні поверхні - вузьке місце будь-якої технології, особливо медичної. Захисні покриття підвищують біосумісність організму і імплантату. Деяким наномедичним пристроям не потрібні додаткові адгезивні покриття, проте інші пристрої, що вимагають постійної або тимчасової інтеграції в тканинах тіла, можуть потребувати сумісності з ними. Добитися цього можна, використовуючи біосумісні поверхні із спеціально розробленою біоактивністю на клітинному рівні.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 616.71

БІОТЕХНІЧНА СИСТЕМА НАКІСТКОВОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

BIOTECHNICAL SYSTEM OF CASTING OSTEOSYNTHESIS

Олена Сорочан[1], Олександр Азархов[1], Валерій Кривоносов[1], Ярослав Ярославський[2]

[1]Приазовський державний технічний університет,
[2]Вінницький національний технічний університет

The biotechnical system of skeletal osteo-synthesis, which includes the implanted biotelemetric module, is developed and investigated. The biotechnical system is carried out in the practical activities of the Ukrainian healthcare institutions and consists of several autonomous modules.

Розроблено та досліджено біотехнічну систему (БТС) накісткового остеосинтезу, до складу якої входить імплантований біотелеметричний модуль (ІБМ). Біотехнічна системав проваджена в практичну діяльність закладів охорони здоров'я України і складається з декількох автономних модулів, багатофункціональної бази даних, мікрокомп'ютера, програмних та апаратно-програмних інтерфейсів, засобів реєстрації, збереження та відображення даних (рис. 1) [1].

Основними елементами БТС для накісткового остеосинтезу, окрім імплантованого біотелеметричного модуля (ІБМ) (рис. 1), є: блок введення фізіологічних даних для пацієнта (БВФД); блок обміну даними (БОД); програмний та апаратно-програмний інтерфейси (ПІ) і (АПІ); програмний модуль-пакет SolidWorks; бази даних: змістовних моделей, механічних властивостей кісток, біосумісності матеріалів і кісток; база даних щодо параметрів пластин-фіксаторів-матеріалів; модуль нормальної пружності; коефіцієнт Пуасона; допустиме напруження; база знань протоколів проведення хірургічних втручань; блок прогнозування розвитку остеосинтезу; блок прийняття рішень щодо монтажу й демонтажу пластини-фіксатора; мікроконтролер 2; монітор; принтер.

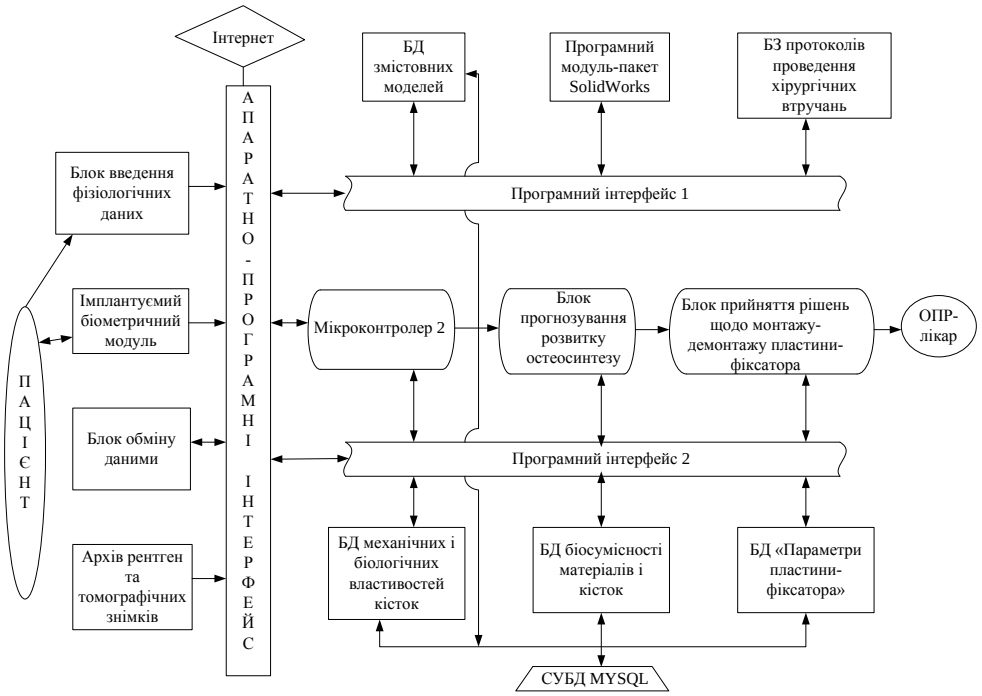


Рисунок 1 – Структурна схема біотехнічної системи накісткового остеосинтезу

До складу БТС входять також модем зв'язку через інтернет та архів (фактично база даних) гомографічних і рентгенографічних знімків. Управління базами даних здійснюється через СУБД MySQL. Для успішного й ефективного лікування переломів і пошкоджень кісток опорно-рухового апарату за допомогою фіксаторів для накісткового остеосинтезу необхідно чітко встановити, які отвори та в якій кількості на корпусі пластини доцільно використовувати для створення стабільного остеосинтезу. Пошук, удосконалення й визначення оптимальних шляхів вирішення цього завдання можливі лише за допомогою одночасних зусиль спеціалістів медичного, травматологічного профілю, а також інженерів-розробників медичної техніки, математиків, спеціалістів із математичного та комп'ютерного моделювання.

Література

1. Шайко-ШайковскийА. Г.,СорочанЕ. Н., БеловМ. Е.,БогорошА. Т.,ОлексюкИ. С. Методика компьютерной оптимизации размещения фиксирующих элементов на корпусе накостной пластины при поперечных диафизарных переломах. *Наука и образование*: труда 10 междунар. научной конф. (Хмельницкий 2017 р.). Хмельницкий, 2017. С. 96-102.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 004:617:681

ІННОВАЦІЙНЕ НАВЧАННЯ ДЛЯ ВПРОВАДЖЕННЯ ІННОВАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ГАЛУЗІ ШТУЧНИХ ІМПЛАНТІВ

INNOVATIVE EDUCATION FOR IMPLEMENTATION OF INNOVATION TECHNOLOGIES IN THE FIELD OF ARTIFICIAL IMPLANTS

Табунщик Г.В.[1], Пархоменко А.В. [1],Субботін С.О. [1], Морщавка С.В. [1], Цоцорін С.Ю. [2]

[1]Національний університет «Запорізька політехніка»
[2]АТ «Мотор Січ»

Implementation of the new curricula should consider the requirements on the labour market. In the article there is considered fields of cooperation between JSC Motor Sich and ZNTU within the new innovative curricula in artificial implants.

Вимоги до сучасних випускників вищого навчального закладу збільшуються щодня і однією з вимог є готовність до самостійної професійної діяльності, що відповідає здобутій освіті [1]. Тому, надзвичайно важливим є розвиток трикутника знань "наука-освіта-виробництво". Ідея «трикутника знань» передбачає тісний зв'язок вищої освіти, дослідницької діяльності та технологічних інновацій у виробництві. Зазначені процеси визначають «центральну роль університетів у розвитку європейського культурного виміру», лежать в основі формування загальноєвропейського простору вищої освіти та загальноєвропейського простору наукових досліджень.

Національний університет «Запорізька політехніка» є виконавцем міжнародного проекту Erasmus+ KA2 586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-CBHE-JP «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма для підготовки бакалаврів та магістрів зі штучних імплантів для біоінженерії» (BIOART) [2], основною метою якого є підготовлення висококваліфікованих випускників з інтелектуальних штучних імплантатів.

Співвідношення ECTS у розробленій мультидисциалінарній навчальній програмі відображено на рис.1 з відповідними блоками: Матеріали та технології побудови імплантатів (1), Дослідження та моделювання в біомедицині (2), Системи та медичне обладнання (3), Біомедичні сенсори та сигнали(5), Загальні університетські курси (5), Магістерська робота(6).

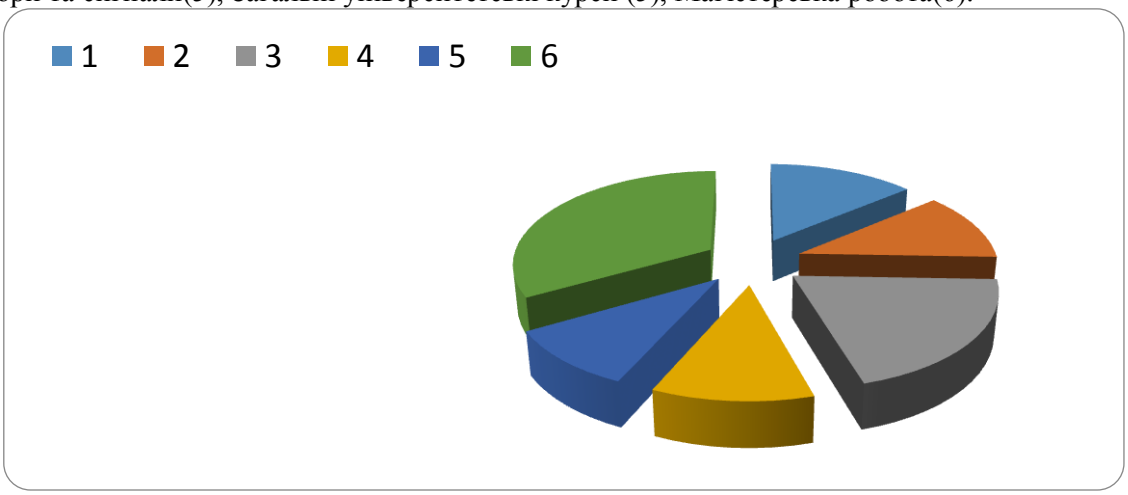


Рисунок 1 – Співвідношення ECTS з різних навчальних блоків

Для підтримки дуального підходу основними підприємствами, на яких студенти зможуть пройти практику є Запорізький державний медичний університет, клініка «Мотор-Січ», АТ «Мотор Січ» та Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів імені М.І.Ситенка НАМНУ.

АТ «МОТОР СІЧ» більше 20 років займається виробництвом та реалізацією виробів медичного призначення. За цей час розроблено та впроваджено у практику системи ендопротезів тазостегнового та колінного суглобів, які широко застосовуються у клініках України. При виборі ендопротеза необхідно враховувати такі вимоги як максимальна біосумісність з тканинами людини та характеристики надійності. Тому, основними напрями наукової співпраці є розроблення нових матеріалів і вдосконалення конструкцій та технологій виробництва. Аналіз компетенцій, якими мають володіти студенти комп'ютерних спеціальностей в галузі систем біомедичного призначення [3] дозволив сформулювати такі напрями співробітництва з АТ "Мотор Січ" як автоматизація підтримки прийняття діагностичних рішень на основі технологій штучного інтелекту (зокрема, експертних систем, нейронних та нейро-нечітких мереж, методів теорії розпізнавання образів) [4], інтелектуальна обробка та аналіз сигналів. Впроваження віддалених та віртуальних експериментів дозволяє підвищити рівень інклюзивності сервісів у системі навчання університету [5] і покращити двосторонню співпрацю з промисловими партнерами.

Результати опитування студентів та викладачів НУ «Запорізька політехніка», в якому прийняли участь 56 респондентів [6] демонструють інтерес до нової програми, оскільки 73,7% опитуваних заявили про свій інтерес до галузі Біоінженерії, 23,7% забажали вивчати окремі

дисципліни в цій галузі, а 2,6% підтвердили вибір нової навчальної програми в галузі біомедичних та телемедичних систем. Оцінювання інтересу до різних дисциплін для нової навчальної програми показало, що студенти віддали перевагу наступним: Сучасні напрями нанотехнологій та Біомедичні матеріали та конструкції. Щодо викладачів, то найбільшу зацікавленість вони виявили до дисциплін - Медичні інформаційні системи та бази даних; Управління проектами, Регуляція та стандартизація в медичній галузі; Біомедичні сигнали та стимули, обробка сигналів; Біомедичні матеріали та конструкції; САПР біомедичних апаратів та конструкцій.

Необхідно зазначити, що співпраця з промисловими партнерами в рамках трикутника знать дозволить зменьшити вплив таких ризиків реалізації проекту як ризиків, пов'язаних з регулюванням нормативних питань організації навчального процесу та ризиків, пов'язаних з часовими обмеженнями реалізації проекту, і дозволить забезпечити сталісність результатів.

Література

1. Концепція підготовки фахівців за дуальною формою здобуття освіти //Розпорядження Кабінету Міністрів України № 660-р від 19 вересня 2018 р.
2. Engineering Education for HealthCare Purposes: A Ukrainian Perspective // G. Tabunshchyk, A. Parkhomenko, S. Morshchavka, D. Luengo /Conf. proc. of the XIVth International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH), Lviv, Polyana, 18-21 April, - PP. 245 – 249.
3. Компетенції студентів комп'ютерних спеціальностей для дослідження систем біомедичного призначення / Тарасов О.Ф., Суботін О.В., Періг О.В., Руденко В.М.// Тези доповідей IX Міжнародної науково-практичної конференції (03–05 жовтня 2018 р., м. Запоріжжя) [Електронний ресурс] / Редкол. : Д. М. Піза, С. В. Морщавка. Електрон. дані. – Запоріжжя : ЗНТУ, 2018.
4. Subbotin S. The Regression Tree Model Building Based on a Cluster-Regression Approximation for Data-Driven Medicine /S. Subbotin, E.Kirsanova //Informatics & Data-Driven Medicine : 1st International Workshop (IDDM 2018),Lviv, 28-30 November 2018. : proceedings / [eds.: N. Shakhovska,. S.Montenegro, Y. Estève, S. Subbotin, N. Kryvinska, I.Izonin]. - Lviv, NULP,2018. - P. 155-169. - (CEUR Workshop Proceedings. - Vol. 2255).
5. The Remote Experimentation as the Practical-Oriented Basis of Inclusive Engineering Education.// Wuttke H.- D., Parkhomenko A., Tulenkov A., Tabunshchyk G., Parkhomenko A., Henke K. iJOE. –Vol. 5. – 2019. – P. 4-17
6. BIOART. https://goo.gl/xtc1cq

УДК 004.942: 616.711

ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ПРИ ПРОЕКТУВАННІ ТА ВИГОТОВЛЕННІ ІМПЛАНТІВ

APPLICATION OF INFORMATION TECHNOLOGIES FOR DESIGNING AND MANUFACTURING IMPLANTS

Олександр Тарасов, Олександр Алтухов, Андрій Коваленко

Донбаська державна машинобудівна академія

The use of information technologies in the process of designing and manufacturing implants, prostheses and medical instruments has been reviewed. The analysis of design features of implants for various purposes has been done. The processes of designing products from workpiece of various shapes. Technologies have been developed for designing and manufacturing a dental implant from a sheet material, a spinal implant of the spacer type from a bulk workpiece.

Можливості сучасних інформаційних технологій знаходять застосування в різних завданнях проектування виробів, в тому числі і в медицині при розробці конструкцій імплантів, протезів, медичного інструменту тощо, в тому числі при підготовці і обробці об'ємних моделей виробів, при їх виготовленні.

Сучасне програмне забезпечення дозволяє виконати проектування форми і складу протезів (CAD-система), перевірити відповідність розмірів протезу за отриманими зображеннями пошкоджених частин організму пацієнта. Далі можливо виконати розрахунок на міцність в різних умовах навантажень (CAE-система) і при необхідності змінити конструкцію, як в сторону збільшення міцності, так і зменшення деформацій або ваги виробів. Після отримання необхідної форми протезу є можливість автоматизувати підготовку його моделі для виготовлення методами 3D друку, механічної обробки на верстатах з ЧПК, обробки матеріалів тиском, тощо. До ряду складних технологічних завдань відносять проектування і виробництво медичних імплантатів, оскільки до таких виробів пред'являються підвищені вимоги по ряду критеріїв. У той же час отримання імплантатів за допомогою сучасних методів обробки матеріалів тиском, таких як інтенсивне пластичне деформування (ІПД) [1], створює умови для розширення спектру та підвищення якості імплантатів, а також матеріалів, що застосовуються. Це дозволить використовувати їх в нових, раніше не можливих, сферах застосування.

При проектуванні та виготовленні імплантів необхідно враховувати індивідуальний і серійний підходи до організації їх виробництва. Для імплантів, які застосовують в щелепно-лицевій хірургії потрібен індивідуальний підхід, що пов'язано з особливостями будови кісток нижньої щелепи і, як правило, специфікою травм одержуваних для даної кістки. В даному випадку потрібно отримати зображення травмованої ділянки щелепи і виконати проектування імпланта безпосередньо для пошкодженої ділянки. Травми тазостегнового суглоба і спини мають типовий характер і призводять до встановлення стандартизованих імплантів з наявного ряду у визначених місцях скелету. У таких випадках достатньо мати набір імплантів з різними розмірами, щоб охопити всі випадки травм для різних пацієнтів.

На даний період часу існує досить багато спеціалізованого програмного забезпечення для проектування індивідуальних імплантів для кожної галузі медицини. Наприкдад, у стоматологічній імплантології при проектуванні зубних протезів широко застосовують пакет Delcam DentCad і пакет DentMill при виготовленні на верстатах з ЧПК протезів по підготовленим моделям. Для розширення номенклатури при виготовленні імплантів використовують заготовки у вигляді проволоки, листові або об’ємні, які при необхідності допрацьовують. З проволоки виготовляють імпланти в стоматології та метизи для кріплення імплантів на костях, а також медичні інструменти. Листові заготовки для імплантатів, які використовують у щелепно-лицевій хірургії, відносно дешеві, але номенклатура орієнтована на ручні процеси надання їм необхідної просторової форми. Тому імпланти зі складною просторовою формою не завжди задовольняють вимогам по жорсткості конструкції, що істотно знижує їх якість. Проектування імплантів з листових матеріалів для щелепно-лицевої хірургії потребує проведення підготовчих робіт: отримання за допомогою томографу зображень пошкодженої ділянки щелепи, обробка зображень для побудови просторової моделі, яка є основою для розробки інструменту зі складними поверхнями для отримання імпланту із листового матеріалу. На першому етапі зображення пошкодженої частини щелепи необхідні фахівцю для отримання уявлення про ушкодження та вибору найбільш зручного шляху для побудови імпланту, його розмірів, застосовуваних матеріалів, місць закріплення на щелепі. На другому етапі за допомогою тривимірних систем моделювання виконується побудова моделі щелепи, яка включає складні поверхні та повністю повторює пошкоджену ділянку щелепи пацієнта. На третьому етапі модель дозволяє побудувати у CAD-системі інструмент-матрицю, яка задає форму поверхні імпланту. Потім листова заготовка деформується по матриці поліуретаном й отримує остаточну форму. Після цього проводиться кінцева обробка імпланту, обрізка відходів, свердління отворів. Така технологія має невисоку собівартість і може застосовуватись у щелепно-лицевій хірургії.

Виготовлення імплантів з об'ємних заготовок значно дорожче, особливо з титану [2], тому що необхідно використовувати високоточні багатоосьові верстати з ЧПК. Для підвищення якості, в тому числі покращення структури матеріалів, їх обробляють методами ІПД. З огляду на розміри та тип заготовок для імплантатів, актуальним є їх отримання з сучасних матеріалів методами обробки тиском. При цьому важливим є вибір способу отримання заготовок і імплантатів, прийнятного по технологічної складності і наявності обладнання. В межах даної роботи розроблений типовий процес проектування та виготовлення спінального імпланту типу спейсер «U-імплантат» [3]. Проаналізовано етапи виготовлення спінального імпланту, з використанням методу ІПД заготовки з титану. Вивчено можливості управління течією металу в плоскому каналі за рахунок застосування профільних пуансонів і багатоетапного деформування. Для цього розроблено моделі штампового оснащення: матриці та набору з трьох пуансонів, які дозволили

отримати початкову форму заготовки спінального імпланту. З використанням моделей штампового оснащення виконано моделювання процесу деформації заготовку з отриманням необхідної форми. На другому етапі для отримання остаточної форми крил та зубців, потрібних для фіксації імпланту між хребцями, використано механічну обробку (фрезерування). Для цього етапу розроблено програму для верстата з ЧПК, яка містить набор необхідних операцій фрезерування. На третьому етапі розроблено необхідну технологію отримання просторової форми імпланту за допомогою операцій згинання.

Таким чином, з використанням сучасних засобів проектування та моделювання розроблена комплексна автоматизована технологія отримання імплантів складної просторової форми: з листової заготовки та спінального імпланту типу спейсер.

Література

1. Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants / Glaucio Serra et al. // Materials Science and Engineering C. – 2013. - Vol. 33 - pp.4197–4202.

2. Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Bio-logical Responses and Medical Applications / Prof. Dr. Donald M. Brunette, Prof. Dr. Pentti Tengvall, Dr. Marcus Textor, Prof. Dr. Peter Thomsen // Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2001, 1018 p. ISBN: 978-3-642-63119-1, 978-3-642-56486-4

3. Тарасов А.Ф., Алтухов А.В., Шейкин С.Е., Байцар В.А. Моделирование процесса штамповки заготовок имплантатов с применением схем интенсивного пластического деформирования // Вестник ПНИПУ. Механика. – 2015. – № 2. – С. 139–150. DOI: 10.15593/perm.mech/2015.2.09.

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

The BIOART project has been funded with support from the European Commission. This communication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

УДК 615.47

ВОЗМОЖНОСТИ СОВРЕМЕННЫХ СРЕДСТВ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ДЛЯ РАЗРАБОТКИ ОБУЧАЮЩИХ МОДЕЛЕЙ ВО ФТИЗИАТРИИ

THE CAPABILITIES OF MODERN RAPID PROTOTYPING TOOLS FOR DEVELOPING TRAINING MODELS IN PHTHISIOLOGY

Цзяо Ханькунь[1], Тымкович М.Ю. [1], Аврунин О.Г.[1], Мороз И.И. [1], Шевченко О.С. [2]

[1]Харьковский национальный университет радиоэлектроники,
[2]Харьковский национальный медицинский університет

The possibilities of modern rapid prototyping for the development of teaching models in phthisiology are considered. The aim of the work was to develop full-scale models of human lung using rapid prototyping tools. The possibilities of using these models for diagnostics and training are being studied.

Широкое внедрение технологий быстрого прототипирования переводит прогресс развития медицины на качественно новый уровень. Технологии 3D моделирования позволяют также проводить исследования архитектоники анатомических областей на натурных моделях и предоперационное планирование оперативных вмешательств на персонализированных фантомах [1, 2]. Разработка 3D моделей и создание различных органов из биосовместимых материалов, а в ближайшей перспективе, и живых тканей расширяет возможности трансплантологии [3]. Такие системы широко применяются, например, в оториноларингологии для натурного моделирования верхних дыхательных путей [4, 5] и позволяют проводить исследования на реальных аэродинамических моделях [6]. Поэтому, при подготовке специалистов по биомедицинской инженерии целесообразным является широкое внедрение 3D печати в учебный процесс для

ознакомления студентов с современными возможностями средств быстрого прототипирования, программами трехмерного моделирования, принципами 3D печати и 3D сканирования [7]. В связи с распространенностью заболеваний органов дыхания во фтизиатрии существует задача подготовки специалистов, которые могут по интраскопическим изображениям определять наличие определенных патологий [3, 7]. В этом существенную помощь может оказывать фантомное моделирование по реальным томографическим изображениям легких пациентов, позволяющее получать натурные модели не только в норме, но и с учетом индивидуальной вариабельности и наличия конкретной патологии.

Целью работы являлась разработка натурных моделей легких человека с помощью средств быстрого прототипирования.

Исходными данными являлись спирально-компьютерно томографические срезы области легких, представленные в формате DICOM, что позволяло сопоставить внутренним органам реальные физические размеры. Данные загружались в специализированное программное обеспечение Slicer3D, которое позволяет производить различные операции над трехмерными медицинскими данными, в частности над томографическим исследованием. С помощью модуля сегментации изображения была произведена посрезовая сегментация области легких. Затем, при помощи метода выделения границ были оставлены только участки перехода от низкой плотности к высокой. Следует учесть, что толщина образуемой поверхности перехода выбиралась исходя из предположения, что объем модели будет уменьшен в 5 раз.

При построении слишком тонкой области перехода существует вероятность невозможности её трехмерной печати. В результате сегментации была получена трехмерная модель легких в формате STL и проведена ее сегментация для устранения артефактов визуализации. С использованием программного обеспечения FreeCAD был смоделирован кронштейн в реальных физических размерах, который в последующем был объединен в одну модель с легкими. Далее, полученная модель была загружена в специализированное программное обеспечение MeshMixer, которое позволяет производить различные манипуляции над трехмерными моделями перед печатью. С его использованием модель была разделена в горизонтальной плоскости на пять частей (см. рисунок 1, а), которые представляют наибольший интерес. После этого каждая часть была преобразована в G-code с помощью слайсера Cura, и напечатана (см. рис. 1, б). пластиком типа PLA на трехмерном принтере Wanhao Duplicator i3 Затем напечатанные части были объединены вместе с использованием направляющей, поворотом которой управляет микроконтроллер.



а б

Рисунок 1 - Иллюстрация прототипирования одиночного среза натурной модели легких: а) компьютерная модель; б) напечатанная натурная модель

Разработка подобной модели легких человека позволила освоить технологию воссоздания анатомических структур по персонализированным данным спиральной компьютерной томографии с учетом индивидуальной вариабельности, что может быть полезным при определении объемов патологически измененных областей и планирования метода лечения. Данные подходы также позволяют существенно усовершенствовать технологии обучения специалистов медицинской и биоинженерной направленности. Перспективой работы является создание комплекта натурных моделей легких с типичными патологиями и аномалиями развития, которые могут служить для обучения диагностики заболеваний органов дыхания.

Литература

1. The surgical navigation system with optical position determination technology and sources of errors // O.G. Avrunin, M. Alkhorayef, H.F.I. Saied, M.Y. Tymkovych // Journal of Medical Imaging and Health Informatics. – 2015. –Vol. 5. – P. 689–696.

2. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной

компьютерной томографии / В.И. Сипитый, В.А. Пятикоп, И.А. Кутовой, О.Г Аврунин // Український нейрохірургічний журнал. – 2006. – № 3 . – С. 58-62.

3. Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань. – Харків : ХНУРЕ, 2018. – 224 с.

4. Farouk, H., Khaleel, A., Avrunin, O. An attempt of the Determination of. Aerodynamic Characteristics of Nasal Airways. Advances in Intelligent and Soft. Computing: Image Processing and Communications. Challenges 3, Springer, 2011, 102, 311-322.

5. K. Al_Omari, H.F. Ismail Saied, O.G. Avrunin, Analysis of Changes of the Hydraulic Diameter and Determination of the Air Flow Modes in the Nasal Cavity // Image Processing & Communications, challenges3, AISC 102. Springer - Verlag Berlin Heidelberg.-2011: P. 303-310.

6. Ismail, H. F., Osman, E., AL-Omari, A. K., Avrunin, O. G. The Role of Paranasal Sinuses in the Aerodynamics of the Nasal Cavities. International Journal of Life Science and Medical Research, 2012, 2, 3, 52-55, doi:10.5963/LSMR0203004

7. Аврунин О.Г., Аверьянова Л.А. Бых А.И. Головенко В.М., Скляр О.И. Методика создания виртуальных средств имитации работы рентгеновского компьютерного томографа // Техническая электродинамика. Тем. Вып. – Киев, 2007. – Т. 5, С.105-110.

8. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.

Наукове видання

Збірник тез доповідей
І -ї Міжнародної науково-технічної конференції
“Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2019”

13 – 15 травня 2019 р.

Матеріали подаються в авторській редакції

Комп’ютерне оформлення: Андрій Слабкий, Вадим Міськов

Підписано до друку 25.04.2019
Формат 60×84/8. Папір офсетний.
Гарнітура Timea New Roman
Друк різографічний. Ум. Друк. арк. 7,92.
Наклад __ пр. Зам. № 2019-