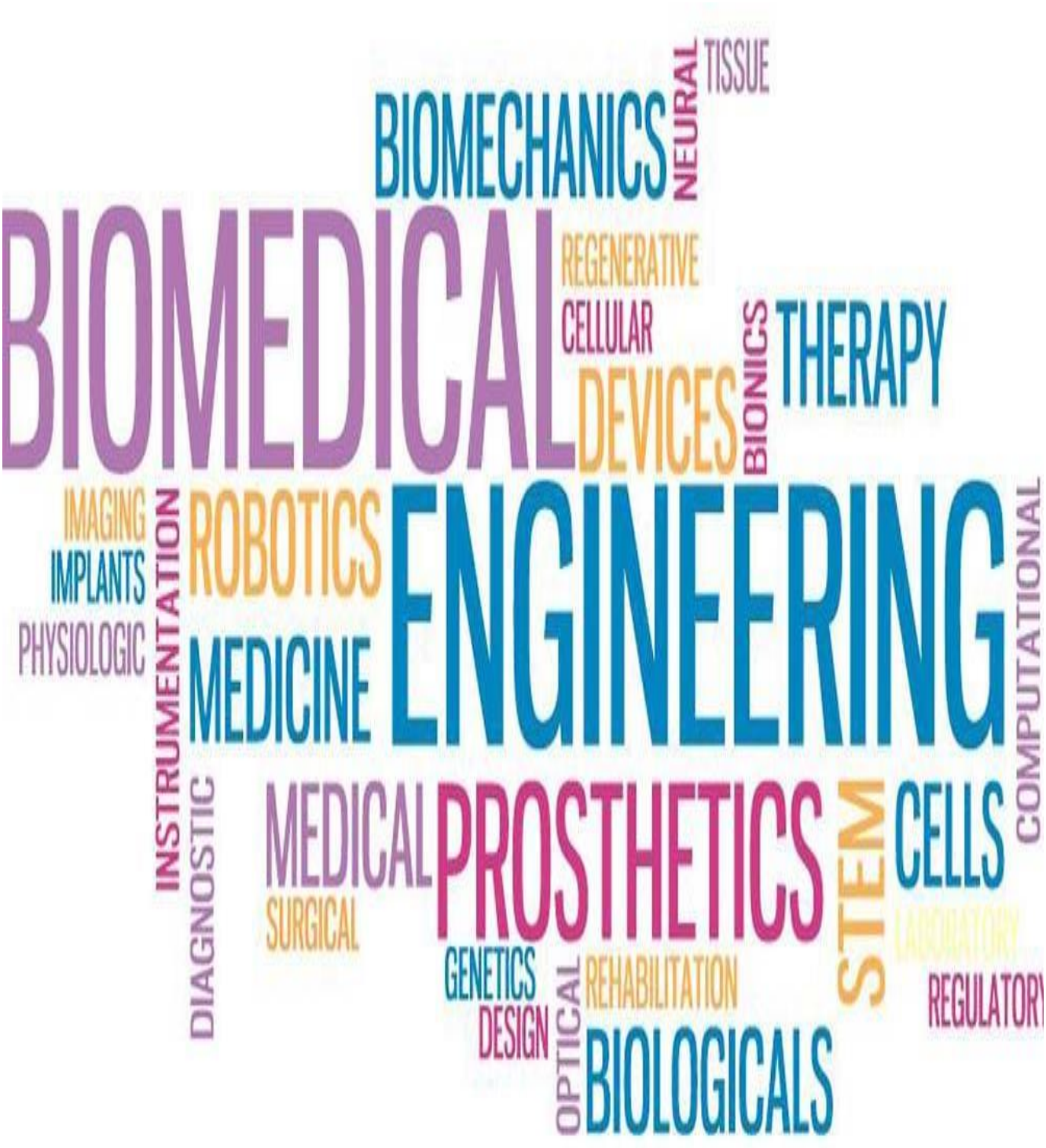
№4, квітень 2017

БіоМедична Інженерія

науково-практичний журнал



БіоМедична Інженерія

Засновники:
ГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»
ГО «Всеукраїнська асоціація клінічної хімії і лабораторної медицини»

Головний редактор:
В.Б. Максименко

Заступник головного редактора:
А.Б. Хейломський

Керівник проекту:
Н.Г. Гноєва

Технічний редактор:
О.К. Білошицька

Секретаріат:
М.Ю. Гльоза

Партнери журналу:
o Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
o Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
o Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України
o Національне агентство з акредитації України
o Підкомітет 09 «Медицина» Технічного комітету з акредитації НААУ
o Технічний комітет №166 «Клінічні лабораторні дослідження і системи для діагностики in vitro»
o Міжвідомчий науко-навчальний центр серцево-судинної інженерії

Редакційна колегія:
А.І. Бих, д. фіз-мат. н., проф.
В.М. Горицький, д. тех. н., проф.
В.А. Деєв, к. мед. н.
О.М. Дуган, д. біол. н., проф.
В.Я. Жуйков, д. тех. н., проф.
С.М. Злепко, д. тех. н., проф.
С.В. Клименко, д. мед. н., проф.
Л.М. Козак, д. біол. н. проф.
В.І. Коржов, д. мед. н., проф.
А.Г. Лунєва, д. мед. н., проф.
Л.Л. Лукаш, д. біол. н., проф
В.Б. Максименко, д. мед. н., проф.
В.П. Манойлов, д. тех. н., проф.
Є.А. Настенко, д. біол. н.
О.О. Новіков, д. хім. н., проф.
В.Н. Проценко, к. мед.н., доц.
Г.С. Стеценко, д. мед. н., проф.
В.П. Яценко, д. мед. н., проф.
Г.С. Тимчик, д. тех. н. проф.
Б.І. Яворський, д. тех. н. ст.н.с.

Адреса для листування:
biomedconf@gmail.com

Журнал «Біомедична інженерія»
Зареєстрований Міністерством юстиції України, свідоцтво про реєстрацію
КВ № 17522-6272Р від 04.03.2011

Дизайн, оформлення та опубліковані матеріали є об'єктом авторського права та охороняються відповідно до законодавства України. Використання яких-небудь опублікованих у виданні матеріалів або їх фрагментів допускається лише з письмового дозволу редакції.
Відповідальність за достовірність досліджень, фактів, власних імен та інших відомостей несуть автори публікацій. Редакція не завжди розділяє думку авторів.

ЗМІСТ

Громадська організація «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів» 3

Chornyi K. V., Khudetskyy I. Yu. The Automated System Of Diagnostic Neuromuscular Pathologies And Building Rehabilitation Programs For Patients After Their Treatment 6

Nesteruk I., Redaelli A., Kudybyn I., Piatti F., Sturla F., Votta E., Siryk S., Chertov O. Post-Processing 4D MRI Images In Order To Visualize The Unsteady Blood Flow In Large Vessels And Ventricles 8

Yevtifyeyev S.L., Prokopovich I.V. Extended Root Dental Implants 11

Богайчук І.В., Зубков С.В. Пошук оптимального алгоритму нейростимуляції 15

Бурлака Н.І. Штучні органи: проблеми і перспективи 19

Бурцева Л. М., Дубко А. Г. Використання методу електроімпедансометрії в медицині 22

Димань М.М. Вплив способів остеосинтезу на деформування кісток кінцівок при дії фізіологічних навантажень 26

Дорош О.І., Степанюк О.Ю., Дорош Н.В. Мобільні інформаційні технології для комплексного оцінювання та стабілізації показників ментального здоров'я 30

Дудзінський Ю.М., Манічева Н.В., Жукова А.В. Струминні акустичні випромінювачі для біотехнологій 33

Зубчук В.І., Соломін А.В., Каушнян А.І., Штанічева М.В., Борозенець Д.А. Засоби адаптивної лазерної терапії 36

Зубчук В.І., Соломін А.В., Штанічева М.В., Каушнян А.І. Автоматизований комплекс для дослідження електричних параметрів біологічно активної зони 40

Інтелегатор Д.О., Худецький І.Ю. Формалізація вибору індивідуальних програм реабілітації ..45

Кизима О.В., Ладишкова О.Ю., Діуца І.В., Кизима О.О. Формування рухової культури шляхом вдосконалення мотиваційної сфери і реалізаційної ефективності рухів 47

Калашнікова Л.Є. Бобрулько А.В. Ефективність методу ультразвукового зрошення для лікування захворювань зовнішнього вуха 50

Калашнікова Л.Є. Козаченко Е.С. Ефективність низькочастотного ультразвукового впливу для отримання стійких суспензій нанокарбоновой присадки багатофункціонального дії 52

Калінкевич О.В., Калінкевич О.М., Данильченко С.М., Погорєлов М.В., Дейнека В.М., Васильєв Р.Г., Скляр А.М. Біоматеріали на основі хітозану для реконструктивно-відновлювальної хірургії та тканинної інженерії 55

Карпенко О.С., Сташенко К.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О. Нові полімерні матеріали медичного призначення з лізоцимом 58

Ковальчук І.С., Дунаєвський В.І., Маслов В.П., Назарчук С.С., Котовський В.Й., Тимофеєв В.І. Дистанційна інфрачервона термографія в оцінці ефективності лікарських засобів 61

Кулик Л.В., Кулєш Д.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А. Дослідження біосумісності полімерних імплантаційних матеріалів з фолат-похідним фероцену для медицини 63

Conclusions. A user-friendly interface is developed to visualize the blood flow near a selected point and to calculate its characteristics. The fully automatic algorithm, based on the properties of the steady Hagen–Poiseuille flow, was used to segment the vessel shape, to visualize the blood flow in a set of vessel section and to calculate its characteristics along the center line. The software was tested on 25 datasets and provides maximum and time-averaged values in aorta, pulmonary artery, left and right ventricles. The results demonstrate that the developed software can be used in clinics by medical doctors in order to investigate different valve and/or vessel pathologies.

Further investigations. All developed algorithms have to be improved and integrated in the user-friendly tool. The software must be tested with the use of multiple data sets in order to select the most important characteristics for diagnostics of different pathologies of the heart and large vessels.

Acknowledgment. The study was supported by EU-financed Horizon-2020 project AMMODIT (Grant Number MSCA-RISE 645672).

References

1. M.A. Bernstein et al. (2004) - Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier.

2. Umberto Morbiducci et al., In Vivo Quantification of Helical Blood Flow in Human Aorta by Time-Resolved Three-Dimensional Cine Phase Contrast. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 3, March 2009, pp. 516–531, DOI: 10.1007/s10439-008-9609-6

3. Umberto Morbiducci et al. Mechanistic insight into the physiological relevance of helical blood flow in the human aorta: an in vivo study, Biomech Model Mechanobiol, DOI 10.1007/s10237-010-0238-2

4. F. Piatti, S. Pirola, M. Bissel, I. Nesteruk, F. Sturla, A. Della Corte, A. Redaelly, E.Votta. Towards the improved quantification of in vivo abnormal wall shear stresses in BAV-affected patients from 4D flow imaging: Benchmarking and application to real data, Journal of Biomechanics, 2017, v. 50 (2017), pp. 93-101.

5. L.G. Loitsyanskiy, *Mechanics of Liquids and Gases*, Begell House, New York and Wallingford, 6th ed, 1995, 961 p.

UDC 616.314-77:616-089.843:669.295

EXTENDED ROOT DENTAL IMPLANTS

Yevtifyeyev S.L., Prokopovich I.V.
Odessa National Polytechnic University

Abstract. The most commonly it is used industrial titanium alloys in dental implantology. Fatigue strength of titanium alloy implant is little and the destruction occurs on the fatigue mechanism. This causes a negative reaction, the patient and the distrust of the companies manufacturers of data types of implants. Studied: macrostructure fractures, after the surface treatment of various types of implant, namely - after destruction, once installed in the lower jaw and new. Microhardness was measured on the cross section of the implant, which allows to conclude on the uneven strength of the section. It is proposed to develop new titanium alloys, as well as consider new designs of implants.
Keywords: implant, root pin, titanium, titanium alloys.

Резюме. Найбільш часто в стоматологічній імплантології застосовуються промислові сплави титану. Втомна міцність сплавів титану невелика і руйнування імплантів відбувається по усталостному механізму. Це викликає негативні реакції пацієнта і недовіра до фірм виробникам даних типів імплантів. Вивчено: макроструктура зламів, поверхні після обробки різних типів імплантів, а саме – після руйнування, після установки в нижню щелепу і нові. Виміряна мікротвердість по перетину імплантів, що дозволяє ЗРОБИТИ висновок про по міцності нерівномірно перетину. Запропоновано розробити нові титанові сплави, а також розглянути нові конструкції імплантів.
Ключові слова: імпланти, корневий штифт, дентальна стоматологія, тітан, стопи тітану.

Introduction. In the widely used dental root implants are kotoroh in that the jawbones twist pins, which dress and other fixed elements of the implant. The pin is based, the root element of the implant and its destruction of the most sensitive for the doctor and the patient. The study of the destruction causes of the pins of dental implants will determine not only the destruction of the mechanisms, but also to help technologists and doctors in improving the reliability and durability of these elements.

Analysis of recent publications and achievements. For the first time the titanium is used for osteosynthesis Levanthol in 1951, but the credit for the massive use of titanium in implantology belongs Branemark. However, the use of industrial alloys with all of their advantages and disadvantages are not completely Leray allows to identify all advantages of these alloys. The strongest root implants: Screw and cylindrical. They grow in the bone tissue and fully mimic the natural root system. However, titanium alloys have lower fatigue strength and destroyed by alternating loads directly in the oral cavity that delivers limited to users in the negative emotions and can cause serious damage. However, despite this, the titanium alloys are increasingly being used in dental implantology and beyond.

Objective. To study the nature of the destruction of root implants made of titanium alloys, the cause of the damage and recommend methods to prevent these defects.

Statement of the base material. In dentistry widely used dental root implants, which are installed in the upper and lower jaw. The dental implant structure depicted in Figure 1.

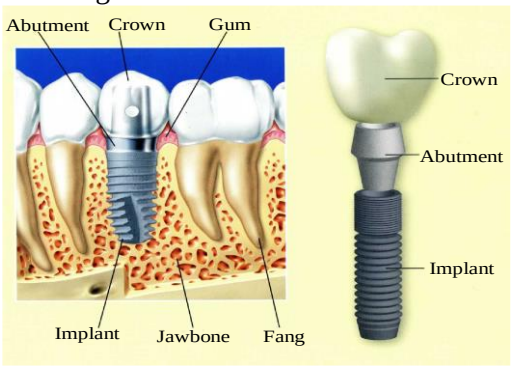


Figure 1 – The structure of the dental implant

Dental implants are made of titanium alloys. Due to the fact that titanium alloys are bioinert materials, as well as completely coalesce with bone tissue, which allows their use in the body 30 – 40.

Companies – manufacturers of these implants are mainly located in Europe and the United States. There are many designs of implants, one of which is shown in Figure 1. There are also implants with a conical pin (implant) and a cylindrical shape, with flats on the end and without them, with vnuirenney threaded for installation of the abutment and its cone for planting, self-tapping and self-drilling. The common factor is the requirement that the distance vertically to the bone should be no less than 6.5 mm.

The materials for dental implants meet the following requirements:

1 – lack of pathological changes in the tissues of the body's organs and disorders of vital functions and tissues during the entire period of their operation;

2 – materials should not have toxic, carcinogenic and allergic effects on human tissues and organs;

3 – mechanical strength and durability under alternating loads during chewing;

4 – biocompatibility, namely the formation of dense bone and fibrous bone connections;

5 – be resistant to corrosion, does not injure the surrounding tissues, to cause inflammation in the surrounding biological tissues, not cause allergic reactions;

6 – to be simple to manufacture and use of a wide range of specialists (low cost, manufacturability, sterelizuemost);

7 – easy to input and output, and it is removed from the bone without injury.

The materials for implants are: stainless steels, titanium alloys, mineralokeramicheskie materials of Al_2O_3 (sapphires of various types) to the abutment, cobalt – chrome alloys. Since 1951, the most widely used titanium alloys began. The main advantages of titanium as compared with other metal-based materials are high elasticity, sufficient mechanical strength, high corrosion resistance in body fluids. The negative properties of titanium may include fatigue and destruction of the oxide film in contact with iodine and oxalic acid.

Brand of titanium alloys used in the dental implant shown in Table 1.

Table 1 – Chemical composition of dental titanium alloys 5832 / II and ASTM F 67-89

Element	Grade 1, %	Grade 2, %	Grade 3, %	Grade 4, %	Ti-6Al-4V, %
Nitrogen	0.03	0.03	0.05	0.05	(0.05)
Carbon	0.1	0.1	0.1	0.1	(0.1)
Hydrogen	0.015	0.015	0.015	0.015	(0.015)
Iron	0.2	0.3	0.3	0.5	(0.4)
Oxygen	0.18	0.25	0.35	0.5 (0.4)*	(0.2)
Aluminum	no	no	no	no	(5.5 − 6.75)
Vanadium	no	no	no	no	(3.5 − 4.5)
Titan	balance	balance	balance	balance	balance
* – ISO and ASTM data coincide in many points with their divergence ASTM figures given in brackets					

Table 2 – Mechanical properties of titanium by ISO 5832 / II and ASTM F 67-89

Indicator	Grade 1, MPa	Grade 2, MPa	Grade 3, MPa	Grade 4, MPa	Ti-6Al-4V, MPa
The tensile strength of	240	345	450	550	(895)
Yield	170	230 (275)	300 (380)	440 (483)	(830)

Domestic analogues of these alloys are alloys according to GOST 19807-91 VT1-0, VT1-00, VT6 and VT6-1 [1].

For the research, the following samples:

1 – destroyed titanium implant after extraction – sample 1, Figure 2, *a*;

2 – implant after removal from the jaw or rather, one-piece with plug and manufactured by the same company – sample 2, Figure 2, *b*;

The basic mechanical properties of titanium alloys western and domestic coincide and are given in Table 2.

3 – implant a new one in the state of delivery manufactured by another company – the sample 3, Figure 2, *c*.

a *b* *c*

Figure 2 – Samples implant for research: *a* – destroyed tooth root implant to 4 thread turns; *b* – a dental implant with a cap after extraction; *c* – a dental implant as delivered

The article does not discuss options for destruction, when blame the subjective factor – namely, the excess dental implant efforts at tightening pin of the implant in the patient's jaw. However, there are such cases, subjective error component but not more than 11 %.Screw of the implant is completely immersed in the bone tissue and have an internal thread at the abutment. Differences between the samples 1 and 2 are absent, are minor differences with the sample 3, due to manufacturing technology manufacturers.

The destruction of the sample 1 in the patient's jaw in the fourth round of the thread was on the fatigue mechanism. Fractures are shown in Figure 3. It has a characteristic fracture focus, characteristic of a mixed load of bending with simultaneous compression – stretching. Loads of small, cyclic up to 120 N×cm (classification).

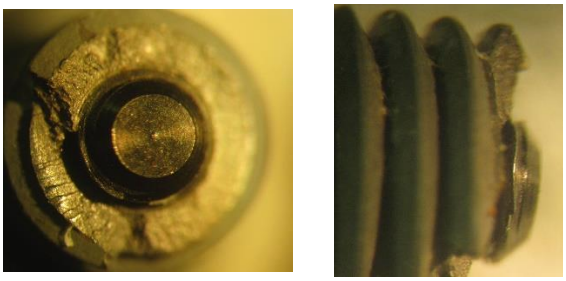


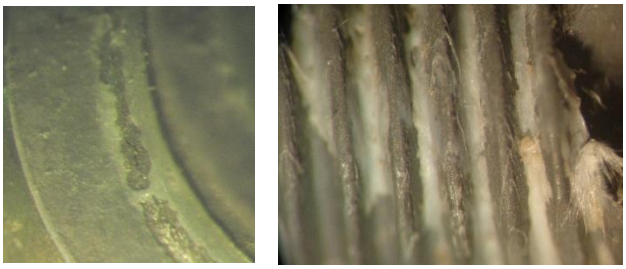
Figure 3 – Fracture of the implant specimen 1, the focus is on the beginning of the destruction zone (×4 zoom2)

Front of fatigue crack propagation is directed counterclockwise.

Fractometrical fracture analysis shows that there is a deformation of the thread turns, there was a break in the bone that is not typical for bending loads. Note that the bending strength refracted on average 2 – 2.5 times less than in tension. Fatigue strength (endurance) for titanium alloys is extremely low. The projecting portion of the abutment to be installed on the internal

thread is located close to the site of fracture focus. Thread the abutment on the last turn and deformed.

Detailed analysis showed the presence of threads on internal cracking coils in multiple threads, as shown in Figure 4, *a*.



a *b*

Figure 4 – View thread: *a* – multiple cracks internal thread (×4 zoom 2); *b* – the sample surface the thread 2 (×4 zoom 2)

To determine the cause of damage to the implant has been extracted from the patient's jaw plug – Analysis Sample 2. Sample 2 showed that the implant is manufactured by slicing machining of external and internal thread, which significantly weakens the cross-section. Residual stresses of the first kind arising during threading are clearly character rastyagivayuschih. The fourth and fifth turns of microcracks detected, as ledges and depressions in the thread, as shown in Figure 4, *b*. One can see the remnants of the connective tissue, smooth surface of the thread, without excessive roughness.

It is known that the machinability of titanium alloy machining, using the blade tool is low and burrs are often formed, which is stress concentrators. And this, in turn, is the focal point of origin of the fatigue crack.

The microstructure is shown in Figure 5. The etching was conducted reagent Kroll.

On the microstructure can be seen a large number of non-metallic inclusions, the structure is a typical α-Ti. This implant is not subjected to a hardening heat treatment: quenching and aging, and subject only to full annealing, then confirmed by the study of the microhardness on the PMT-3 instrument and is HV0.05 191 – 262 Non-metallic inclusions on the following group structure: oxides rounded, irregular nitrides shape, slag inclusions and carbides, which is particularly dangerous in terms of the fatigue strength. Intermetallic particles are not detected.

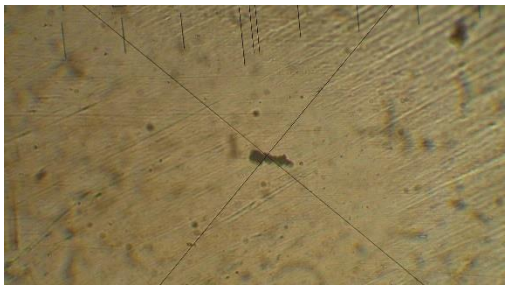


Figure 5 – The microstructure of the implant (×486)

In comparison surveyed a sample 3. Sample the other by the manufacturer and treated other forming techniques and has a rough surface, as shown in Figure 6.

The thread of the implant in this case has a larger pitch and sandblasted surface and manufacturing the thread was performed by using pressure treatment, possibly knurled. This treatment creates a residual compression stress, which favorably affects the fatigue strength due to residual compressive stresses arise. Microhardness measurements were carried out in three areas of the internal thread, medium, and external thread. The results are shown in Table 3.

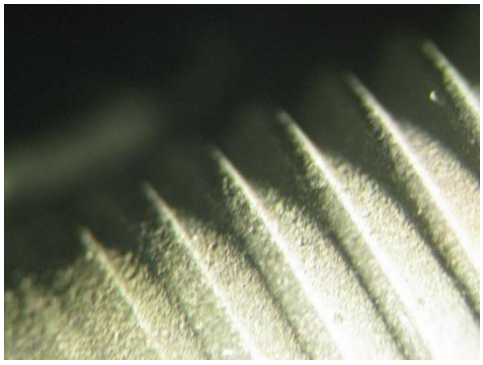


Figure 6 – the thread surface of the sample 3 (×4 zoom 2)

The results show that the greatest hardening and has internal threads gradually decreases the microhardness of the thread to the projections. In this case, the internal surfaces can occur tensile stress, which increases the tendency to fatigue failure.

It is advisable to say that the destruction of the most sensitive pins implant procedure for replacing or abutment crown is not too difficult. In contrast, in the destruction of the pin in the jaw pins requires special extraction technology. Therefore, this item has critical in dental implantology.

Table 3 – The results of measurements of microhardness

Zone de mesure	The measurement zone of the drum division	Microhardness, HV0.05
Interior	56 – 62	262 – 318
Average	58 – 66	237 – 303
External (root)	65 – 68	233 – 246

Conclusions:

Destruction of a tooth implant pin occurs fatigue mechanism under complex loading compression bending. The cause of fatigue failure is the presence of defects after machining, namely nonmetallic inclusions, and cracks.

Manufacture of implants pressure treatment should be carried out, not by machining, and in case of failure of such technology to apply surface hardening techniques to produce residual compressive stresses on the threads in order to increase fatigue strength.

It is necessary to develop a new titanium alloys specifically for dental implants that provide improvement in the mechanical properties and biocompatibility, such as alloys of Ti-Ta, Ti-Pt, Ti-Ag and others. Also, it is advisable to use a special organic coating to increase the rate of implantation implatnov the connecting bone tissue.

To ensure the quality of implants required to carry out 100 % inspection at all stages of production – from checking the raw materials to control after finishing.

Literature

1. Ильин, А.А. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства: Справочник / А.А. Ильин, Б.А. Колачёв, И.С. Полькин. – М.: ВИЛС-МАТИ, 2009. – 520 с.

2. Параскевич, В.Л. Дентальная имплантология / В.Л. Параскевич. – М.: Abuse. 2004. – 325 с.

3. Misch, Carl E. Dental Implant Prosthetics / Carl E. Misch. – Mosby, 2004. – 626 p.

4. Миш, Карл Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные импланты / Карл Е. Миш. – М.: МЕДпресс-Информ, Рид Элсивер, 2010 – 616 с.

УДК 611.8

ПОШУК ОПТИМАЛЬНОГО АЛГОРИТМУ НЕЙРОСТИМУЛЯЦІЇ

Богайчук І.В., Зубков С.В.
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Резюме. У статті проаналізована нейростимуляція постійним струмом, обгрунтовано актуальність дослідження сигналів стимуляції змінним, імпульсним та випадковим струмом різної форми. Розроблена модель зворотного зв'язку в комплексі з електроенцефалографічним дослідженням.

Ключові слова: мікрополяризація, нейростимулятор, сигнал, спектральний аналіз, електроенцефалографія.

Abstract. The article analyzes the neurostimulation DC, actuality research of the stimulate signals of variable, pulse and random shocks of different shapes. The feedback model combined with electroencephalographic research.

Keywords: micropolarization, neurostimulator, signal, spectral analysis, electroencephalography.

Вступ. Розглядається проблема відновлення центральної регуляції функцій організму людини (надалі пацієнта) при широкому спектрі неврологічних захворювань з використанням транскраніальної (*далі* – ТКМП) і трансвертебральной (*далі* – ТВМП) мікрополярізації (*далі* – МП). Механізмів впливу на нервову тканину малих постійних струмів можуть бути співставленні (або тотожними) з фізіологічними процесами, які забезпечують діяльність нервової тканини. Підтвердженням є результати робіт Д.С. Воронцова, Н.П. Бехтеревої, В.А. Ілюхіна та інших [1, *2,* 3]. *У роботах В.*С. Русинова було показано, що найбільш адекватним і фізіологічним способом впливу на нервову систему для поступового вимірювання стану нервової тканини є слабкий постійний електричний струм [1, 2].