

BIOMECHANICAL JUSTIFICATION FOR CHOOSING THE DIAMETER OF BONE SUBSTITUTE GRANULES DEPENDING ON BONE DENSITY IN THE PRESENCE OF A BONE DEFECT

Sumy State University (Sumy, Ukraine)

kolesnichenkomaks94@gmail.com

The result of dental implantation depends on the integration of the graft during bone grafting, which is a routine step, especially when the bone volume is insufficient for implantation. Bone density is an important factor that has a significant impact on the process of dental implant integration, as it determines not only its primary stabilization, but can also affect the processes of fibroosteointegration. The elastic modulus of cortical bone helps to manage the load on the crestal surface, and excessive load can provoke bone resorption or implant rejection.

The aim of the study: to substantiate the product of the diameter of the bone substitute granules and the type of density of the mandibular bone. We have established the physical constants of the components of the stress tensor, namely the projections onto the abscissa axis of the stress vectors that can act within the area under investigation, as a rule, perpendicularly, each stress vector is described as a separate component, and are the values of the normal component of the stress vector at any point of a spherically convex body. Depending on the diameter of the selected granules, it is important to know not only the stress strength and the direction of action of external forces, but also the components of the stress state of internal forces and the diagram of the distribution of acting forces depending on the diameter of the granule with the determination of the height of its cross section. When planning the augmentation of the alveolar process, when choosing the size of the bone substitute granules, it is necessary to take into account the density of the bone tissue and the degree of compaction of the xenograft, which has a positive effect on the results of the surgical stage of dental implantation.

Key words: tooth extraction, bone tissue, alveolar augmentation, reparative osteogenesis, xenograft, dental implantation.

Connection of the publication with planned research work.

The work is a fragment of the comprehensive initiative theme of the Department of Dentistry of Sumy State University "Clinical and laboratory justification of the use of modern medical technologies in the diagnosis, treatment and prevention of diseases of the oral cavity and maxillofacial region" (state registration number 0121U113582).

Introduction.

Achieving the aesthetic and functional optimum is the leading task of modern dentistry. Therefore, the issue of replacing defects in the dentition is given considerable attention. Dental implantation is a reliable means of restoring the continuity of the dentition, but often insufficient bone tissue makes it necessary to augment the alveolar process [1, 2]. It is worth remembering that the result of dental implantation depends on the integration of the graft during bone grafting, which is a routine step, especially when the bone volume is insufficient for implantation [3, 4].

Guided bone regeneration is a surgical dental technique that allows to restore the contour and regenerate the alveolar ridge in areas with insufficient bone for stable implant placement [5, 6]. This procedure involves the use of a barrier membrane in combination with the bone grafting procedure. The implanted bone graft material functions as a filler for the bone defect area, provides a scaffold for the deposition of new bone from the surrounding bone, and should support osteogenic differentiation of mesenchymal cells. The barrier membrane used to cover the bone graft material should maintain the created space and prevent epithelial and connective tissue ingrowth into the defect [7, 8].

The success of this treatment method depends on several key factors, including patient selection and wound condition at the defect site, as well as the type of membrane and graft material used [9, 10].

However, bone density is an important factor that has a significant impact on the integration process of a dental implant, as it determines not only its primary stabilization, but can also affect the processes of fibroosteointegration. The elastic modulus of cortical bone helps to manage the load on the crestal surface, and excessive loading can provoke bone resorption or implant rejection. Low bone density in the anterior part of the maxilla increases the risk of load-related complications [11].

It is important to note that differences in bone mineral density between the mandible and maxilla may partially explain some of the differences in osseointegration rates [12]. Placing implants in bone with greater cortical thickness and greater cancellous bone density results in less micromotion and reduced stress concentration, thereby increasing the likelihood of stabilization and tissue integration [13].

In addition to bone density, the reparative processes may also be influenced by the type of bone substitute used in alveolar bone augmentation. Since, in our opinion, the pressure exerted by bone substitute particles on the edge of the socket of an extracted tooth may have similar characteristics with different types of bone density. However, when analyzing the literature, we did not find enough information on the dependence of dental implantation results on the size of bone substitute granules, which, in our opinion, is an important factor in the success of prosthetic treatment.

The aim of the study.

Justify the choosing of the diameter of the bone substitute granules and the type of density of the mandibular bone.

Object and research methods.

The study was conducted at Sumy State University. The analysis of CBCT scans of patients (50 people) who underwent tooth extraction with simultaneous augmentation of the alveolar process with a bone substitute of xenogeneic origin with the surgical stage of dental implantation was carried out three months later. The age of the patients ranged from 25 to 45 years. This study was conducted in accordance with the requirements of Good Clinical Practice (ICH E2(R6) GCP) and the Declaration of Helsinki of the World Health Organization. All patients provided informed voluntary consent prior to any procedures.

The patients were divided into two groups of 25 people depending on the size of the bone substitute granules used. The 1st group – patients who used a bone substitute of xenogeneic origin with a granule diameter of 0.5-1.0 mm for augmentation of the alveolar process; the 2nd group – patients who used a bone substitute of xenogeneic origin with a granule diameter of 1.0-2.0 mm for augmentation of the alveolar process.

For the creation of the model of the dependence of the vectors of acting forces on the edge of a bone wound on the diameter and degree of compaction of the material, as well as on the optical density of bone tissue, especially its spongy layer, we used the Mich classification, which divides the density of bone tissue into 4 types: D1 – D4. We used several physical and mathematical hypotheses, the first of which is the hypothesis of the homogeneity and continuity of the structure of any elastic spherical body. The fact that after deformation there remains the so-called elementary volume, which we calculated using the differential calculus apparatus, was taken into account.

To determine the biomechanical characteristics of a continuous medium under the action of both external and internal forces, we conducted a study of stress tensors using the Cauchy formula. According to the definition of tensors, we introduced multi-component vectors: P1, P2, Pn. We also determined the digital indicators of the forces distributed over the surface of the bone substitute granules, or rather the pressure of

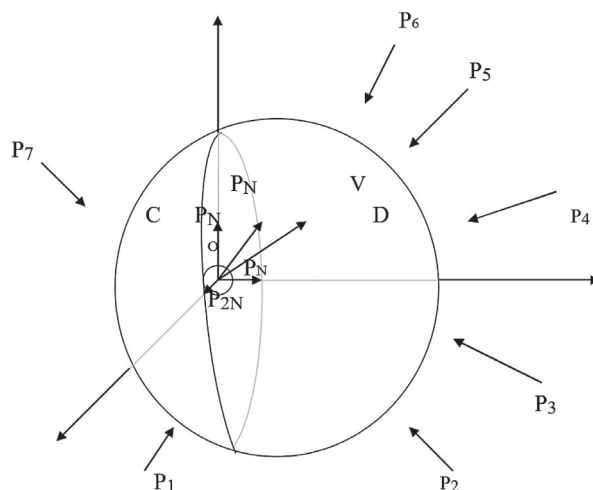


Figure 1 – Mathematical model of the stress tensor on a spherical-convex physical body (bone substitute granule).
one granule on another, or on the surface of the bone defect.

Research results and their discussion.

We have established the physical constants of the components of the stress tensor, namely the projections onto the abscissa axis of stress vectors that can act within the area under investigation, usually perpendicularly, each stress vector is described as a separate component, and are the values of the normal component of the stress vector at any point of a spherically convex body (**fig. 1**).

When analyzing the model, it should be noted that under the action of external forces, internal forces arise between parts of a spherically convex physical body, therefore, it should be noted that according to the definition of the stress tensor, the body is conditionally divided into two parts when external forces act on it, which are represented on the model by the letters C, D, and the division is not a line, but a plane passing through the reference point in the Cartesian coordinate system. When visualizing part C, it should be noted that it is in relative equilibrium under the influence of two vectors of external acting forces P1 and P7. At the same time, internal forces arise, which act from one part of the body to another. As can be seen from the model, the vectors of these forces are continuous and are distributed as hydrostatic pressure over the entire length of the surface on which they act.

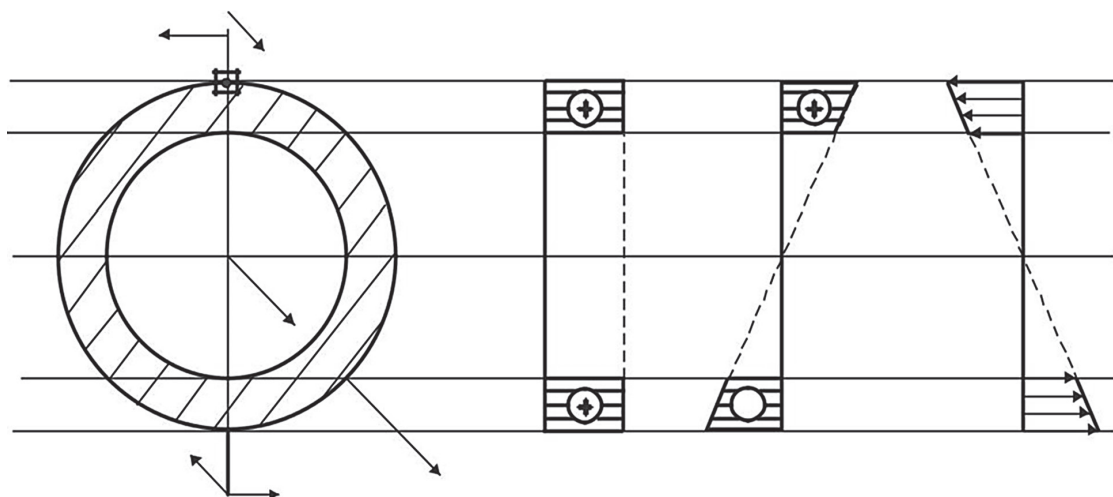


Figure 2 – Biomechanical model of the distribution of internal force directions and diagrams of the distribution of acting forces.

Table 1 – Dependence of the stress values under the conditions of dosed loading on the conglomerate of granules with a diameter of 0.5-1.0 mm depending on the surface density of the recipient area

I	Stress value, MPa					
	σ_x	τ_{xy}	τ_{xz}	σ_y	τ_{yz}	σ_z
1	39.5	0.1	0.5	50.8	07.1	91.3
2	48.8	0	0	41.8	10.3	98.2
3	99.4	0	0	-19.5	-49.5	79.5
4	-40.0	0	0	32.4	13.7	107.6
5	-50.0	0	0	23.0	17.1	117.0
6	80.0	0	0	-42.9	-15.3	-17.1
7	-60.0	0	0	13.6	20.5	126.4
8	-130.0	0	0	41.2	-6.8	78.8
9	60.0	0	0	15.9	-14.1	44.1
10	-110.0	0	0	31.8	-10.3	88.2
11	-60.0	0	0	22.4	-13.7	97.6
12	60.0	0	0	-50.5	-56.4	-9.5
13	-50.0	0	0	13.0	-17.1	107.0
14	-80.0	0	0	-5.8	23.9	125.8
15	120.0	0	0	-43.7	-37.6	-16.3
16	-100.0	0	0	43.2	18.8	56.8
17	-80.0	0	0	39.7	28.2	60.3
18	70.0	0	0	-75.0	-53.6	15.0
19	-60.0	0	0	36.3	37.6	63.7
20	-80.0	0	0	29.5	56.4	70.5
21	80.0	0	0	-72.4	-42.4	12.4
22	-100.0	0	0	26.1	65.8	73.9
23	-100.0	0	0	33.2	-18.8	46.8
24	-80.0	0	0	24.3	-30.6	75.7
25	-80.0	0	0	19.5	-56.4	60.5

We have studied the numerical indicators of the magnitudes of both surface loads and internal forces, taking as a basis the value characterizing the numerical indicator of the force per unit area of the surface to which this action is directed.

Depending on the diameter of the selected granules, it is important to know not only the stress strength and the direction of action of external forces, but also the components of the state of stress of internal forces and the diagram of the distribution of acting forces depending on the diameter of the granule with the determination of the height of its cross section (fig. 2).

We have established the dependence of the stress created by external and internal forces on the transverse and longitudinal diameters and circumference and the surface density of the recipient bed (which corresponds to the optical density of the cancellous bone). Data on the dependence of the stress values under the conditions of dosed loading on the conglomerate of granules 0.5-1.0 mm are presented in **table 1**.

Data on the dependence of stress values under conditions of dosed loading on a conglomerate of granules 1.0-2.0 mm in diameter are presented in **table 2**.

Table 2 – Dependence of stress values under conditions of dosed loading on a conglomerate of granules with a diameter of 1.0-2.0 mm in diameter on the surface density of the recipient area

II	Stress value, MPa					
	σ_x	τ_{xy}	τ_{xz}	σ_y	τ_{yz}	σ_z
1	61.2	0.1	0.3	51.3	09.8	91.2
2	-100.0	0	0	44.0	15.0	96.0
3	-60.0	0	0	60.0	17.3	80.0
4	-90.0	0	0	35.4	20.0	104.6
5	-50.0	0	0	26.7	25.0	113.3
6	-80.0	0	0	55.0	26.0	85.0
7	-50.0	0	0	18.0	30.0	122.0
8	-120.0	0	0	42.7	-10.0	77.3
9	-60.0	0	0	50.0	-34.6	90.0
10	-100.0	0	0	34.0	-15.0	86.0
11	-70.0	0	0	25.4	-20.0	94.6
12	-60.0	0	0	45.0	43.3	95.0
13	-60.0	0	0	16.7	-25.0	103.3
14	-80.0	0	0	36.1	65.8	83.9
15	-70.0	0	0	40.0	52.0	100.0
16	-120.0	0	0	40.0	-17.3	60.0
17	-60.0	0	0	50.0	26.0	65.0
18	-80.0	0	0	45.0	26.0	75.0
19	-70.0	0	0	30.0	34.6	70.0
20	-90.0	0	0	20.0	52.0	80.0
21	-80.0	0	0	40.0	-34.6	80.0
22	-100.0	0	0	15.0	60.6	85.0
23	-80.0	0	0	30.0	-17.3	50.0
24	-70.0	0	0	35.0	-43.3	85.0
25	-90.0	0	0	10.0	-52.0	70.0

Thus, it can be concluded that in the presence of bone tissue type D1, bone substitute with granules of 1.0-2.0 mm can be used without further compaction.

In patients with bone tissue type D2, granules with a diameter of 0.5-1.0 mm with medium compaction with a shrinkage of 0.5 mm should be used.

In the presence of bone tissue D3, it is preferable to use bone substitute granules of 0.5-1.0 mm with medium compaction with a shrinkage depth of up to 1 mm and filling the surface defect with a keratogenous membrane. When visualizing bone tissue type D4, granules of 0.5-1.0 mm with strong compaction with a shrinkage depth of up to 1.5 mm should be used with the use of a keratogenous membrane in the form of duplicates.

Conclusions.

During planning alveolar bone augmentation, when choosing the size of bone substitute granules, it is necessary to take into account the density of bone tissue and the degree of compaction of the xenograft, which has a positive effect on the results of the surgical stage of dental implantation.

Prospects for further research.

To analyze the long-term results of dental implant stability depending on the type of bone tissue and the size of the bone substitute granules.

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ДІАМЕТРУ ГРАНУЛ КІСТКОВОГО ЗАМІННИКА В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ЩІЛЬНОСТІ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ЗА НАЯВНОСТІ ДЕФЕКТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Сумський державний університет (м. Суми, Україна)

kolesnichenkomaks94@gmail.com

Результат дентальної імплантації залежить від інтеграції трансплантата при проведенні кісткової пластики, яка є рутинним кроком, особливо коли об'єм кістки недостатній для імплантації. щільність кісткової тканини є важливим фактором, який має значний вплив на процес інтеграції дентального імплантанта, оскільки визначає не тільки його первинну стабілізацію, а й може впливати на процеси фіброостеоінтеграції. Модуль пружності кортикальної кістки допомагає керувати навантаженням на гребеневій поверхні, а надмірне навантаження може спровокувати резорбцію кістки або відторгнення імплантату.

Мета дослідження: обґрунтувати вибір діаметру гранул кісткового замітника від типу щільності нижньощелепної кістки. Нами встановлено фізичні константи компонент тензора напруг, а саме проекції на вісь абсцис векторів напруг, які можуть діяти в межах площі що досліджується як правило перпендикулярно, кожен вектор напруги описується у вигляді окремої компоненти, і є величинами нормальною складовою вектора напруги в будь-якій точці сферично випуклого тіла. В залежності від діаметру обраних гранул важливим є знання не лише сили напруги та напрямку дії зовнішніх сил, а й компоненти стану напруги внутрішніх сил та епюри розподілу діючих сил в залежності від діаметру гранули з визначенням висотою її перерізу. При плануванні аугментації альвеолярного відростку при виборі величини гранул кісткового замітника необхідно враховувати щільність кісткової тканини та ступінь утрамбовування ксенотрансплантату, що має позитивний вплив на результати хірургічного етапу дентальної імплантації.

Ключові слова: видалення зуба, кісткова тканина, аугментація альвеолярного відростку, репаративний остеогенез, ксеногенний трансплантат, дентальна імплантація.

Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.

Робота є фрагментом комплексної ініціативної теми кафедри стоматології Сумського державного університету «Клініко-лабораторне обґрунтування використання сучасних медичних технологій у діагностиці, лікуванні та профілактиці захворювань порожнини рота та щелепно-лищевої області» (номер державної реєстрації 0121U113582).

Вступ.

Досягнення естетично-функціонального оптимуму є провідною задачею стоматології сьогодення. Тому питанню заміщення дефектів зубного ряду приділяється значна увага. Дентальна імплантація є надійним засобом у відновленні неперервності зубного ряду, проте часто недостатній обсяг кісткової тканини обумовлює необхідність аугментації альвеолярного відростку [1, 2]. Варто пам'ятати, що результат дентальної імплантації залежить від інтеграції трансплантата при проведенні кісткової пластики, яка є рутинним кроком, особливо коли об'єм кістки недостатній для імплантації [3, 4].

Направлена кісткова регенерація – це хірургічна стоматологічна методика, що дозволяє відновити контур та регенерувати альвеолярний гребінь у місцях з недостатньою кількістю кістки для стабільного встановлення імплантату [5, 6]. Дана процедура передбачає використання бар'єрної мембрани в поєднанні з процедурою кісткової пластики. Встановлений матеріал кісткового трансплантата функціонує як заповнювач ділянки дефекту кістки, забезпечує каркас для відкладення нової кістки з навколишньої

кістки та має підтримувати остеогенну диференціацію мезенхімальних клітин. Бар'єрна мембрана, яка використовується для покриття матеріалу кісткового трансплантата, повинна підтримувати створений простір та запобігати вrostанню епітелію та сполучної тканини в дефект [7, 8].

Успішність даного методу лікування залежить від кількох ключових факторів, включаючи відбір пацієнта та стан рани в місці дефекту, а також використаний тип мембрани та матеріалу трансплантата [9, 10].

Проте, щільність кісткової тканини є важливим фактором, який має значний вплив на процес інтеграції дентального імплантанта, оскільки визначає не тільки його первинну стабілізацію, а й може впливати на процеси фіброостеоінтеграції. Модуль пружності кортикальної кістки допомагає керувати навантаженням на гребеневій поверхні, а надмірне навантаження може спровокувати резорбцію кістки або відторгнення імплантату. Низька щільність кістки в передній частині верхньої щелепи збільшує ризик ускладнень, пов'язаних зі навантаженням [11].

Важливо відмітити, що різниця в мінеральній щільності кісткової тканини на різних ділянках нижньої та верхньої щелепи може частково пояснити деякі відмінності в показниках остеоінтеграції [12]. Розміщення імплантів у кістці з більшою товщиною кортикальної оболонки та більшою щільністю спонгіозної кістки призводить до менших мікрорухів та до зниження концентрації напружень, тим самим збільшуючи ймовірність стабілізації та інтеграції з тканинами [13].

Окрім щільності кісткової тканини на репаративні процеси може впливати і тим кісткового замітника, який використовується при проведенні аугментації альвеолярного відростку. Оскільки, на нашу думку, тиск, який спричинюють часточки кісткового замітника на краї лунки видаленого зуба можуть мати схожі характеристики із різними типами щільності кісткової тканини. Проте при аналізі літературних джерел ми не знайшли достатньо інформації щодо залежності результатів дентальної імплантації від розміру гранул кісткового замітника, що, на нашу думку, є важливим фактором успішності протетичного лікування.

Мета дослідження.

Обґрунтувати вибір діаметру гранул кісткового замітника від типу щільності нижньощелепної кістки.

Об'єкт і методи дослідження.

Дослідження проводилося на Сумського державного університету. Проведений аналіз сканів КПКТ пацієнтів (50 осіб), яким була проведена операція видалення зуба із одночасною аугментацією альвеолярного відростка кістковим замітником ксеногенного походження із проведенням хірургічного етапу дентальної імплантації через три місяці. Вік пацієнтів складав від 25 до 45 років. Під час проведення даного дослідження було дотримано вимог Good Clinical Practice (ICH E2(R6) GCP) та Гельсінської Декларації Всесвітньої медичної організації. До початку будь-яких процедур усі пацієнти надали інформовану добровільну згоду на участь.

Пацієнти були розподілені на дві групи по 25 осіб в залежності від величини гранул кісткового замітника, що використовувався. 1-ша група – пацієнти, у яких використовували при аугментації альвеолярного відростку кістковий замітник ксеногенного походження із діаметром гранул 0,5-1,0 мм; 2-га група – пацієнти, у яких використовували при аугментації альвеолярного відростку кістковий замітник ксеногенного походження із діаметром гранул 1.0-2.0 мм.

Для побудови моделі залежності векторів діючих сил на краї кісткової рани від діаметру та ступеню утрамбування матеріалу, а також від оптичної щільності кісткової тканини, особливо її губчастого шару нами використано класифікацію Mich, яка поділяє щільність кісткової тканини на 4 типу: D1 – D4. Нами використано декілька фізико-математичних гіпотез, перша з яких є гіпотезою однорідності та суціль-

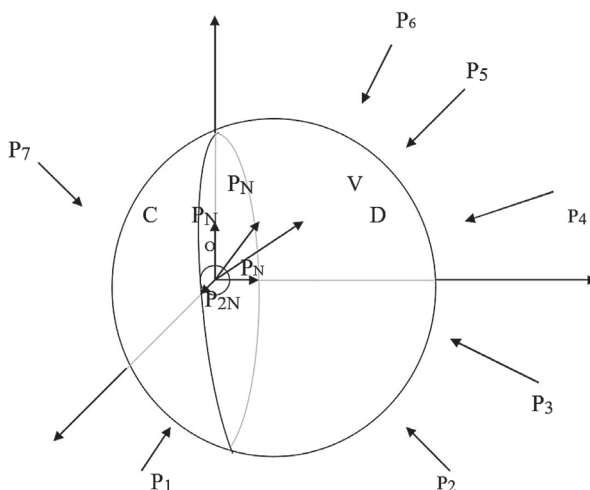


Рисунок 1 – Математична модель тензора напруги на сферично-випукле фізичне тіло (гранулу кісткового замітника).

ності будова будь-якого пружного сферичного тіла. Враховано той факт, що після деформації залишається так званий елементарний об'єм, який нами вирахований за допомогою апарату диференційованого обчислення.

Для визначення біомеханічних характеристик суцільного середовища під напрямом дії як зовнішніх сил так і внутрішніх нами проведено дослідження тензорів напруги з використанням формули Коши. Згідно визначення тензорів нами введено багато компонентні вектори: P1, P2, Pn. Також визначались цифрові показники сил, що розподіляються по поверхні гранул кісткового замітника, а точніше тиск однієї гранули на іншу, або на поверхню кісткового дефекту.

Результати дослідження та їх обговорення.

Нами встановлено фізичні константи компонент тензора напруг, а саме проєкції на вісь абсцис векторів напруг, які можуть діяти в межах площі що досліджується як правило перпендикулярно, кожен вектор напруги описується у вигляді окремої компоненти, і є величинами нормальною складовою вектора напруги в будь-якій точці сферично випуклого тіла (рис. 1).

Проводячи аналіз моделі слід зауважити, що під дією зовнішніх сил виникають внутрішні сили між частинами сферично випуклого фізичного тіла, тому слід зауважити, що згідно визначенню тензору на-

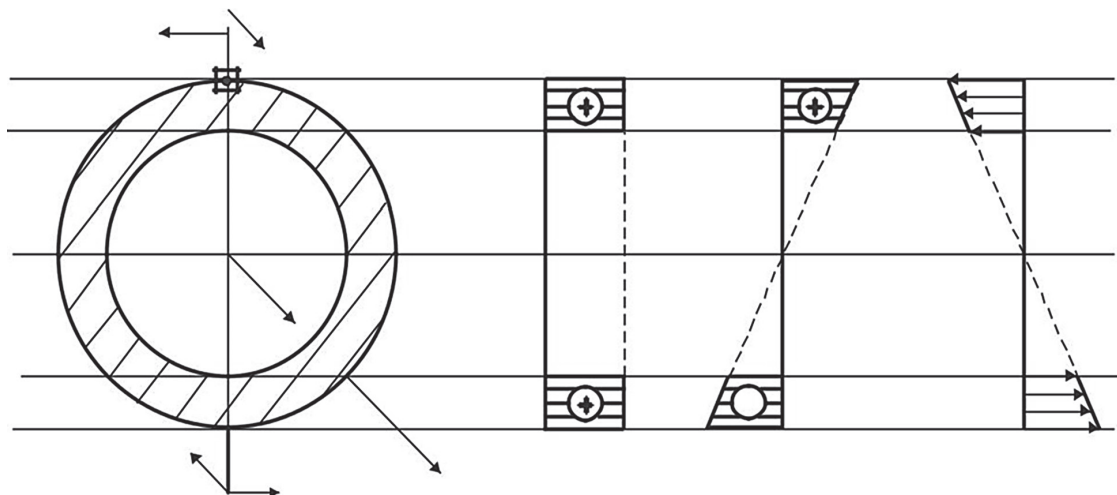


Рисунок 2 – Біомеханічна модель розподілу напрямків внутрішніх сил та епюрів розподілу діючих сил.

Таблиця 1 – Залежність величин напруги за умов дозованого навантаження на конгломерат гранул діаметром 0,5-1,0 мм в залежності від щільності поверхні рецепієнтного ложа

I	Величина напруги, МПа					
	σ_x	τ_{xy}	τ_{xz}	σ_y	τ_{yz}	σ_z
1	39.5	0.1	0.5	50.8	07.1	91.3
2	48.8	0	0	41.8	10.3	98.2
3	99.4	0	0	-19.5	-49.5	79.5
4	-40.0	0	0	32.4	13.7	107.6
5	-50.0	0	0	23.0	17.1	117.0
6	80.0	0	0	-42.9	-15.3	-17.1
7	-60.0	0	0	13.6	20.5	126.4
8	-130.0	0	0	41.2	-6.8	78.8
9	60.0	0	0	15.9	-14.1	44.1
10	-110.0	0	0	31.8	-10.3	88.2
11	-60.0	0	0	22.4	-13.7	97.6
12	60.0	0	0	-50.5	-56.4	-9.5
13	-50.0	0	0	13.0	-17.1	107.0
14	-80.0	0	0	-5.8	23.9	125.8
15	120.0	0	0	-43.7	-37.6	-16.3
16	-100.0	0	0	43.2	18.8	56.8
17	-80.0	0	0	39.7	28.2	60.3
18	70.0	0	0	-75.0	-53.6	15.0
19	-60.0	0	0	36.3	37.6	63.7
20	-80.0	0	0	29.5	56.4	70.5
21	80.0	0	0	-72.4	-42.4	12.4
22	-100.0	0	0	26.1	65.8	73.9
23	-100.0	0	0	33.2	-18.8	46.8
24	-80.0	0	0	24.3	-30.6	75.7
25	-80.0	0	0	19.5	-56.4	60.5

пруги тіло під час дії на нього зовнішніх сил умовно розділяється на дві частини, які на моделі представлені літерами C, D, при чому розподіл відбувається не лінійно, а площиною, яка проходить через точку відліку в декартовій системі координат. При візуалізації частини C слід зауважити, що вона знаходиться у відносній рівновазі пі впливом двох векторів зовнішніх діючих сил P_1 та P_7 . Одночасно виникають і внутрішні сили, які діють з однієї частини тіла на іншу. Як видно з моделі вектори цих сил є безперервними і розподіляються як гідростатичний тиск на всю довжину поверхні, на яку вони діють.

Нами вивчено цифрові показники величин як поверхневих навантажень так і внутрішніх сил, взявши за основу величину, що характеризує цифровий показник сили на одиницю площі поверхні, на яку спрямована дана дія.

В залежності від діаметру обраних гранул важливим є знання не лише сили напруги та напрямку дії зовнішніх сил, а й компоненти стану напруги внутрішніх сил та епюри розподілу діючих сил в залежності від діаметру гранули з визначенням висотою її перерізу (рис. 2).

Нами встановлено залежності напруги створеної зовнішніми та внутрішніми силами від поперечного та повздожнього діаметрів та довжини кола і щіль-

Таблиця 2 – Залежність величин напруги за умов дозованого навантаження на конгломерат гранул діаметром 1,0-2,0 мм залежності від щільності поверхні рецепієнтного ложа

II	Величина напруги, МПа					
	σ_x	τ_{xy}	τ_{xz}	σ_y	τ_{yz}	σ_z
1	61.2	0.1	0.3	51.3	09.8	91.2
2	-100.0	0	0	44.0	15.0	96.0
3	-60.0	0	0	60.0	17.3	80.0
4	-90.0	0	0	35.4	20.0	104.6
5	-50.0	0	0	26.7	25.0	113.3
6	-80.0	0	0	55.0	26.0	85.0
7	-50.0	0	0	18.0	30.0	122.0
8	-120.0	0	0	42.7	-10.0	77.3
9	-60.0	0	0	50.0	-34.6	90.0
10	-100.0	0	0	34.0	-15.0	86.0
11	-70.0	0	0	25.4	-20.0	94.6
12	-60.0	0	0	45.0	43.3	95.0
13	-60.0	0	0	16.7	-25.0	103.3
14	-80.0	0	0	36.1	65.8	83.9
15	-70.0	0	0	40.0	52.0	100.0
16	-120.0	0	0	40.0	-17.3	60.0
17	-60.0	0	0	50.0	26.0	65.0
18	-80.0	0	0	45.0	26.0	75.0
19	-70.0	0	0	30.0	34.6	70.0
20	-90.0	0	0	20.0	52.0	80.0
21	-80.0	0	0	40.0	-34.6	80.0
22	-100.0	0	0	15.0	60.6	85.0
23	-80.0	0	0	30.0	-17.3	50.0
24	-70.0	0	0	35.0	-43.3	85.0
25	-90.0	0	0	10.0	-52.0	70.0

ності поверхні рецепієнтного ложа, (що відповідає оптичній щільності спонгіозної кістки). Дані щодо залежності величин напруги за умов дозованого навантаження на конгломерат гранул 0.5-1.0 мм представлено в таблиці 1.

Дані щодо залежності величин напруги за умов дозованого навантаження на конгломерат гранул 1.0-2.0 мм представлено в таблиці 2.

Таким чином можна зробити висновок, що за наявності типу кісткової тканини D1 можна використовувати кістковий замінник з гранулами 1.0-2.0 мм без подальшого їх утрамбування.

У пацієнтів з типом кісткової тканини D2 слід використовувати гранули діаметром 0.5-1.0мм із середнім утрамбуванням з усадкою 0.5 мм.

За умов наявності кісткової тканини D3 бажано використовувати гранули кісткового замінника 0.5-1.0 мм із середнім утрамбуванням з глибиною усадки до 1 мм і з заповненням поверхневого дефекту мембраною кератоксаноімплантату. При візуалізації типу кісткової тканини D4 слід використовувати гранули розміром 0.5-1.0 мм з сильним утрамбуванням з глибиною усадки до 1.5 мм з використанням мембрани кератоксаноімплантату у вигляді дублікатур.

Висновки.

При плануванні аугментації альвеолярного відростку при виборі величини гранул кісткового замітника необхідно враховувати щільність кісткової тканини та ступінь утрамбовування ксенотрансплантату, що має позитивний вплив на результати хірургічного етапу дентальної імплантації.

Перспективи подальших досліджень.

Провести аналіз віддалених результатів стабільності дентального імплантата в залежності від типу кісткової тканини та величини гранул кісткового замітника.

References / Література

1. Avetkov DS, Pronina OM, Lokes KP, Bukhanchenko OP. Suchasni uyavlennya pro umovy, shcho obmezhuuyut vybir metodu implantatsiyi zubiv u verkhniy i nyzhniy shchelepakh. Visnyk problem biolohiyi ta medytsyny. 2017;4.3(141):20-27. DOI: [10.29254/2077-4214-2017-4-3-141-20-27](https://doi.org/10.29254/2077-4214-2017-4-3-141-20-27). [in Ukrainian].
2. Thoma DS, Gil A, Hämmerle CHF, Jung RE. Management and prevention of soft tissue complications in implant dentistry. Periodontol 2000. 2022;88(1):116-129. DOI: [10.1111/prd.12415](https://doi.org/10.1111/prd.12415).
3. Kumar P, Vinitha B, Fathima G. Bone grafts in dentistry. J. Pharm. Bioallied Sci. 2013;5(1):S125-S127. DOI: [10.4103/0975-7406.113312](https://doi.org/10.4103/0975-7406.113312).
4. Zigmantavičius J, Kilinskaitė G, Leketas M. Dimensional changes of buccal bone after immediate implantation using different grafting materials: A systematic review. Ann. Dent. Spec. 2023;1(1):7-15. DOI: [10.51847/vykVd VPn8e](https://doi.org/10.51847/vykVd VPn8e).
5. Zhao R, Yang R, Cooper PR, Khurshid Z, Shavandi A, Ratnayake J. Bone Grafts and Substitutes in Dentistry: A Review of Current Trends and Developments. Molecules. 2021;26(10):3007. DOI: [10.3390/molecules2610_3007](https://doi.org/10.3390/molecules2610_3007).
6. Khattou VV, Ivanytska OS, Havrylyev VM, Buhanchenko OP, Boyko IV, Lokes KP, et al. Dynamics of bone formation and osteoresorption markers in patients with postoperative mandibular bone defects. World of Medicine and Biology. 2023;19(86):167-170. DOI: [10.26724/2079-8334-2023-4-86-167-170](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2023-4-86-167-170).
7. Bayat N, Ghavimi MA, Rahimpour K. Radiographic texture analysis of the hard tissue changes following socket preservation with allograft and xenograft materials for dental implantation: A randomized clinical trial. Oral Maxillofac. Surg. 2023;28:705-713. DOI: [10.21203/rs.3.rs-3228872/v1](https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3228872/v1).
8. Kolesnichenko MO, Savchenko DV, Savchenko VV, Ivaniuk OS, Zhyvotovskiy IV, Yacenko PI, et al. Dynamics of changes in biochemical markers of blood serum after removal of mandibular molars and augmentation of the alveolar process. World of Medicine and Biology. 2023;1(83):96-9. DOI: [10.26724/2079-8334-2023-1-83-96-99](https://doi.org/10.26724/2079-8334-2023-1-83-96-99).
9. Cucchi A, Chierico A, Fontana F, Mazzocco F, Cinquegrana C, Belleggia F, et al. Statements and Recommendations for Guided Bone Regeneration: Consensus Report of the Guided Bone Regeneration Symposium Held in Bologna, October 15 to 16, 2016. Implant Dent. 2019;28(4):388-399. DOI: [10.1097/ID.0000000000000909](https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000909).
10. Kong ZL, Wang GG, Liu XY, Ye ZY, Xu DQ, Ding X. Influence of bone anatomical morphology of mandibular molars on dental implant based on CBCT. BMC Oral Health. 2021;21(1):528. DOI: [10.1186/s12903-021-01888-3](https://doi.org/10.1186/s12903-021-01888-3).
11. Kaur J, Kumar S, Aggarwal R, Singh AR, Sharma M, Sharma R, et al. Biomechanical Analysis of Angled Abutments in the Anterior Maxilla: Impact of Bone Quality and Loading Conditions Using Finite Element Analysis. Cureus. 2025;17(5):e84329. DOI: [10.7759/cureus.84329](https://doi.org/10.7759/cureus.84329).
12. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. J Prosthet Dent. 1998;79:323-327. DOI: [10.1016/s0022-3913\(98\)70245-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(98)70245-8).
13. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol. 1997;23(3):104-11.

БИОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ДІАМЕТРУ ГРАНУЛ КІСТКОВОГО ЗАМІТНИКА В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ЩІЛЬНОСТІ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ЗА НАЯВНОСТІ ДЕФЕКТУ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Колесніченко М. О., Черненко В. М.

Резюме. Дентальна імплантація є надійним засобом у відновленні неперервності зубного ряду, проте часто недостатній обсяг кісткової тканини обумовлює необхідність аугментації альвеолярного відростку. Успішність даного методу лікування залежить від кількох ключових факторів, включаючи відбір пацієнта та стан рани в місці дефекту, а також використаний тип мембрани та матеріалу трансплантата. Проте при аналізі літературних джерел ми не знайшли достатньо інформації щодо залежності результатів дентальної імплантації від розміру гранул кісткового замітника, що, на нашу думку, є важливим фактором успішності протетичного лікування.

Мета дослідження: обґрунтувати вибір діаметру гранул кісткового замітника від типу щільності нижньощелепної кістки.

Клінічне дослідження проводилося на базі Сумського державного університету. Проведений аналіз сканів КПКТ пацієнтів (50 осіб), яким була проведена операція видалення зуба із одночасною аугментацією альвеолярного відростка кістковим замітником ксеногенного походження із проведенням хірургічного етапу дентальної імплантації через три місяці.

За наявності типу кісткової тканини D1 можна використовувати кістковий замітник з гранулами 1.0-2.0 мм без подальшого її утрамбування. У пацієнтів з типом кісткової тканини D2 слід використовувати гранули діаметром 0.5-1.0мм із середнім утрамбуванням з усадкою 0.5 мм. За умов наявності кісткової тканини D3 бажано використовувати гранули кісткового замітника 0.5-1.0 мм із середнім утрамбуванням з глибиною усадки до 1 мм і з заповненням поверхневого дефекту мембраною кератоксаноімплантату. При візуалізації типу кісткової тканини D4 слід використовувати гранули розміром 0.5-1.0 мм з сильним утрамбуванням з глибиною усадки до 1.5 мм з використанням мембрани кератоксаноімплантату у вигляді дублікатур.

При плануванні аугментації альвеолярного відростку при виборі величини гранул кісткового замітника необхідно враховувати щільність кісткової тканини та ступінь утрамбовування ксенотрансплантату, що має позитивний вплив на результати хірургічного етапу дентальної імплантації.

Ключові слова: видалення зуба, кісткова тканина, аугментація альвеолярного відростка, репаративний остеогенез, ксеногенний трансплантат, дентальна імплантація.

BIOMECHANICAL JUSTIFICATION FOR CHOOSING THE DIAMETER OF BONE SUBSTITUTE GRANULES DEPENDING ON BONE DENSITY IN THE PRESENCE OF A BONE DEFECT

Kolesnychenko M. O., Chernenko V. M.

Abstract. Dental implantation is a reliable means of restoring the continuity of the dentition, but often insufficient bone tissue volume necessitates the need for alveolar augmentation. The success of this treatment method depends on several key factors, including patient selection and wound condition at the defect site, as well as the type of membrane and graft material used. However, when analyzing the literature, we did not find enough information on the dependence of dental implantation results on the size of bone substitute granules, which, in our opinion, is an important factor in the success of prosthetic treatment.

The aim of the study: to justify the choice of diameter bone substitute granules based on the type of density of the mandibular bone.

The clinical study was conducted on the basis of the Sumy State University. The analysis of CBCT scans of patients (50 people) who underwent tooth extraction with simultaneous augmentation of the alveolar process with a bone substitute of xenogeneic origin with the surgical stage of dental implantation was carried out three months later.

In the presence of bone tissue type D1, bone substitute with granules of 1.0-2.0 mm can be used without further compaction. In patients with bone tissue type D2, granules with a diameter of 0.5-1.0 mm with average compaction with a shrinkage of 0.5 mm should be used. In the presence of bone tissue D3, it is preferable to use bone substitute granules of 0.5-1.0 mm with average compaction with a shrinkage depth of up to 1 mm and filling the surface defect with a keratogene implant membrane. When visualizing bone type D4, granules of 0.5-1.0 mm in size with strong compaction with a shrinkage depth of up to 1.5 mm should be used using a keratogenoimplant membrane in the form of duplicates.

When planning alveolar augmentation, when choosing the size of the bone substitute granules, it is necessary to take into account the density of the bone tissue and the degree of compaction of the xenograft, which has a positive effect on the results of the surgical stage of dental implantation.

Key words: tooth extraction, bone tissue, alveolar augmentation, reparative osteogenesis, xenograft, dental implantation.

ORCID and contributionship / ORCID кожного автора та його внесок до статті:

Kolesnychenko M. O.: <https://orcid.org/0000-0002-0898-2374>^{BDE}

Chernenko V. M.: <https://orcid.org/0009-0009-5994-0252>^{ACDF}

Conflict of interest / Конфлікт інтересів:

The authors declare no conflict of interest / Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Corresponding author / Адреса для кореспонденції

Kolesnychenko Maksym Oleksandrovych / Колесніченко Максим Олександрович

Sumy State University / Сумський державний університет

Ukraine, 40000, Sumy, 116 Kharkivska str. / Адреса: Україна, 40000, м. Суми, вул. Харківська 116

Tel.: +380992481287 / Тел.: +380992481287

E-mail: kolesnichenkomaks94@gmail.com

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis, C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article, E – Critical review, F – Final approval of the article / A – концепція роботи та дизайн, B – збір та аналіз даних, C – відповідальність за статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Received 29.07.2025 / Стаття надійшла 29.07.2025 року

Accepted 13.11.2025 / Стаття прийнята до друку 13.11.2025 року

DOI 10.29254/2077-4214-2025-4-179-427-432

UDC 616.314-089.87-06-047.44

¹Lakhtin Yu. V., ¹Tsyganok O. V., ¹Moskalenko P. O., ²Kopchak A. V.

TOOTH EXTRACTION: ANALYSIS OF LOCAL COMPLICATIONS

¹Sumy State University (Sumy, Ukraine)

²Bogomolets National Medical University (Kyiv, Ukraine)

y.lakhtin@med.sumdu.edu.ua

Not only the traumatism of tooth extraction and anatomical and topographic features affect the healing process of the extracted tooth socket. An important aspect is the presence of general somatic pathology in the patient, such as diabetes mellitus, cardiovascular diseases, etc.; as well as local factors: the state of oral hygiene, the presence of periodontal tissue diseases, the state of occlusion, etc. and the use of methods aimed at preserving the extracted tooth socket.

The aim of the study was to analyze local complications of tooth extraction among patients of the Sumy Regional Clinical Dental Polyclinic. The most common complication of tooth extraction was acute purulent dry socket (2.8% of cases among patients). 27.4% of cases of this local complication occurred during the removal of the lower third molars. Other complications of the tooth extraction operation of an inflammatory nature were odontogenic abscesses and phlegmons, chronic limited osteomyelitis of the lower jaw. Minimization of complications is best achieved before the operation.