

Almanac of the Institute of surgery named. A. V. Vishnevsky. 2017. No.1. Moscow. 1554p. pp. 2021-2027 (in Russian).

3. Morbach S, Furchert H, Grobblinghoff U. Long-term prognosis of diabetic foot patients and their limbs: amputation and death over the course of a decade. *Diabetes Care*. 2012, 35, pp. 2021-2027.

4. Krivoshchekov E. P., Machechin V. P., Romanov V. E., Boklin A. A., Elshin, E. B. Principles of organization of surgical care to patients with diabetic foot syndrome. Actual problems of diagnosis, treatment and prevention of diabetic foot syndrome. Proceedings of the VI all-Russian scientific-practical conference. Kazan. 2014. 156 p. pp. 62-65 (in Russian).

5. Barshes NR, Sigireddi M, Wrobel JS. The system of care for the diabetic foot: objectives, outcomes, and opportunities. *Diabet Foot Ankle*. 2013, 4. 10 p.

6. Lipsky BA, Berendt AR, Cornia PB. Infectious Diseases Society of America clinical practice guideline for the diagnosis and treatment of diabetic foot infections. *Clin Infect Dis*. 2012, 54(12). pp. 132-173.

7. Krivoshchekov E. P. Elshin E. B. Modern

methods of local treatment of wounds on the background of diabetic foot syndrome. *Scientific Light*. No. 1 (4) 2017. Wroclaw, Poland. 2017. 94 p. pp. 46-49.

8. Zavyalov B. G., Anikin A. I., Larichev S. Ye., Shestakov Yu. N., Chaparian, B. A., Demenkov O. A.. The complex treatment of patients with purulent-necrotic lesions on the background of diabetic foot syndrome. Abstracts of the National surgical Congress. 2017. Moscow. 1554 p. pp. 136-1427 (in Russian).

9. Armstrong DG, Marston WA, Reyzelman AM, Kirtner RS. Comparative effectiveness of mechanically and electrically powered negative pressure wound therapy devices: a multicenter randomized controlled trial. *Wound Rep Regen*. 2012, 20(3). - p. 332-341.

10. Melnikov V. V., Gololobov M. A., Abdulaeva Z. H., Pashaev, R. A., Topchiev, A. M. Modern technologies in the complex treatment of primary purulent wounds in patients with diabetes mellitus of the second type. Abstracts of the National surgical Congress. 2017. Moscow. 1554 p. pp. 999-1000 (in Russian).

УДК: 616.314-089.23-76:519.876.5

## МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА РОЗРАХУНОК ДІАМЕТРУ ПЕРФОРАЦІЙНИХ ОТВОРІВ В ІНДИВІДУАЛЬНІЙ ВІДБИТКОВІЙ ЛОЖЦІ ПРИ ВИГОТОВЛЕННІ ПОВНИХ ЗНІМНИХ ПЛАСТИНКОВИХ ПРОТЕЗІВ

*Коваленко Галина Анатоліївна*

*Харківський національний медичний університет*

*Спеціальність - стоматологія*

**Анотація.** Запропоновані раніше методи розрахунку не завжди виходять із об'єктивних оцінок реально існуючих навантажень на ділянку слизової оболонки протезного ложа, а алгоритми, які застосовуються для розрахунків, не завжди обґрунтовуються за стандартами сучасної прикладної математики. Тому при виготовленні повних знімних пластинкових протезів потрібно математично обґрунтувати діаметр та кількість перфораційних отворів в індивідуальній відбитковій ложці з урахуванням площі протезного ложа та стану слизової оболонки.

**Аннотация.** Предложенные ранее методы расчета не всегда исходят из объективных оценок реально существующих нагрузок на участок слизистой оболочки протезного ложа, а алгоритмы, которые применяются для расчетов, не всегда обосновываются по стандартам современной прикладной математики. Поэтому при изготовлении полных съёмных пластиночных протезов необходимо математически обосновать диаметр и количество перфорационных отверстий в индивидуальной оттисковой ложке с учетом площади протезного ложа и состояния слизистой оболочки.

**Abstract.** Previously proposed methods of calculation do not always come from objective assessments of actual loads on the area of the mucous membrane of the prosthetic bed, and the algorithms used for calculations are not always justified by the standards of modern applied mathematics. Therefore, the fabrication of complete removable laminar dentures need to mathematically prove the diameter and number of perforations in the individual vdumchiviy spoon the surface area of the prosthetic bed and the condition of the mucous membrane.

**Вступ.** Клінічний успіх використання знімних конструкцій зубних протезів залежить від якості отримання функціонального відбитку досліджуваного нами типу силіконового відбиткового матеріалу, а також від конструктивних особливостей елементів самої відбиткової ложки [2]. При використанні індивідуальної відбиткової ложки ймовірно нераціональне використання методу отримання відбитка та відбиткового матеріалу. За даними літератури, присвяченим питанням покращення фіксації та стабілізації знімних конструкцій зубних протезів, найбільш часто зустрічається рекомендація,

яка має на увазі використання цільових відбиткових матеріалів для функціональних відбитків, а не використовувати матеріали для анатомічних відбитків [4]. Також зазначена індивідуальна відбиткова ложка для отримання функціональних відбитків з перфораційними отворами математично не обґрунтована, тим більше, що площа ложки та властивості відбиткового матеріалу можуть бути різними в кожному конкретному випадку. Існуючі математичні обґрунтування не враховують усіх особливостей навантажень, що реально виникають під час

отримання відбитку [2, 5]. Внаслідок цього в повсякденній практиці наявний “довільний” підхід до визначення площ перфораційних отворів в індивідуальній ложці.

Запропоновані раніше методи розрахунку не завжди виходять із об'єктивних оцінок реально існуючих навантажень на ділянку слизової оболонки протезного ложа, а також алгоритми, які застосовуються для розрахунків не завжди обґрунтовуються за стандартами сучасної прикладної математики.

**Мета дослідження:** математично обґрунтувати діаметр та кількість перфораційних отворів в індивідуальній відбитковій ложці з урахуванням площі протезного ложа та стану слизової оболонки при виготовленні повних знімних пластинкових протезів.

#### Об'єкт і методи дослідження.

Розроблений нами метод розрахунку геометричних отворів в індивідуальній ложці виходить з:

- нових теоретичних уявлень про характер залежності відбиткового матеріалу та площі індивідуальної відбиткової ложки;

- нової постановки завдання розрахунку, виходячи з реально існуючих умов;
- власних експериментальних даних, які дозволяють оцінювати сили власного жувального тиску під час отримання функціонального відбитку;
- експериментально обґрунтованих значень евристичної постійної у

формулі визначення площі протезного ложа.

Предметом нашого дослідження є індивідуальна відбиткова ложка, яка складається із акрилового базису та воскового оклюзійного валику. Загальний вигляд показаний на рис. 1. Межі відбиткової ложки на 1 мм менші ніж краї базису знімного протезу, мають пластинчасту форму завтовшки до 1-1,5 мм. Внутрішня поверхня індивідуальної ложки повторює відповідну поверхню протезного ложа. У цих умовах товщина шару відбиткового матеріалу практично постійна і дорівнює приблизно 0,2 мм.



Рис. 1. Індивідуальні ложки-базиси з оклюзійними валиками

Для проведення лабораторних досліджень було виготовлено 32 фантоми, в яких базис індивідуальної відбиткової ложки з різними площами отворів фіксувався на каучуковій моделі беззубої верхньої та нижньої щелеп.

В клінічній практиці ми базуємо наш розрахунок на формулі:

$$\tau_{\max} = \tau(S) = \frac{F}{2S} + 2\sqrt{\pi} \frac{mFL}{s^{3/2}} \quad (1),$$

де  $\tau_{\max}$  - максимум напруження (Па) на поверхні індивідуальної ложки;

$F$  - гранична величина сили (Н), що діє вертикально на фантом;

$S$  - площа індивідуальної ложки ( $m^2$ );

$L$  - відстань між перфораціями (м);

$m$  - безрозмірна характеристика ступеня неоднорідності розподілу напружень по поверхні індивідуальної ложки;

$\tau(S)$  - позначення функціональної залежності критичного напруження від площі індивідуальної ложки (вважаючи інші фактори незмінними).

Величина  $m$  для реального протеза дозволяє оцінювати ступінь відхилення конкретної моделюваної системи протез-щелепа від її ідеалізованого варіанту:

$$m = km_0 \quad (2)$$

де  $k$  - параметр моделі, який потребує дослідного визначення, що залежить тільки від вибору відбиткового матеріалу;

$m_0 = 0,125$  - середнє значення відносно гіпотетичних величин.

Необхідна на практиці оцінка величини  $k$  базується на стандартній статистичній обробці результатів дослідного руйнування моделі протезної системи. Для матеріалу «Стомасіл» оцінка величини  $k$  при виготовленні повних знімних пластинкових протезів була проведена в співробітництві з лабораторією міцності матеріалів заводу АТ «Стома» та кафедрою моделювання систем та технологій факультету комп'ютерних наук Харківського національного університету ім.В.Н.Каразіна на 32-ти зразках індивідуальних ложок. Для проведення лабораторних досліджень нами були виготовлені фантоми за такою технологією. За анатомічними відбитками беззубих щелеп відливали гіпсові моделі. Виготов-

ляли індивідуальні ложки за стандартною методикою та вимірювали їх площі. Відстань між перфораціями вважали постійним значенням 10 мм.

За відомим навантаженням  $F$ , що і вибирається як гранично припустиме, ми визначаємо площу, яку повинні мати перфорації, як функцію:

$$S = \tau^{-1}(\tau_{\max}) \quad (3),$$

де зворотня залежність означає рішення (1), як рівняння відносно  $S$ . Рішення завжди існує і завжди єдине, оскільки  $\tau(S)$  - суворо монотонна функція  $S$  на інтервалі від 0 до  $\infty$  [1, 3]. В принципі, це рішення можливо виразити через так звані формули Кардано (громіздкі та незручні для програмування на ЕОМ) [6].

$$S = S_0(1 + 2p\sqrt{1 + 2p}) \quad (4),$$

де

$$S_0 = \frac{F}{2\tau}, \quad p = \frac{1}{4}l \cdot k\sqrt{\pi} \quad (5).$$

Для більш точного обчислення за формулою (3), причому при будь-якому  $k$ , слід розв'язати нелінійне рівняння, що з будь-яким заданим наближенням робиться за допомогою комп'ютерної програми, яка була розроблена за нашими специфікаціями на факультеті комп'ютерних наук Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна.

Нами було обстежено та проведено ортопедичне лікування ПЗПП 48 пацієнтів обох статей віком від 50 до 75 років з беззубими щелепами. Для проведення клінічних досліджень було сформовано 2 групи.

До першої контрольної групи (група А) увійшли 24 пацієнта (15 чоловіків, 9 жінок). Перша група була розділена на 2 підгрупи. В підгрупу А<sub>1</sub> входило 14 пацієнтів з беззубими щелепами I та II

типу атрофії верхньої щелепи за Шрьодером й I та II типу атрофії нижньої щелепи за Келером з I класом слизової оболонки за Супле. При виготовленні повних знімних пластинкових протезів отримували декомпресійні функціональні відбитки з протезного ложа з довільним підходом до визначення площі перфораційних отворів в індивідуальній ложці.

У наших дослідженнях ми використовували силіконовий відбитковий матеріал середньої в'язкості «Стомасіл».

Другу підгрупу А<sub>2</sub> склали 10 пацієнтів з I та II типом атрофії беззубої в/щ за Шрьодером та I та II типом атрофії беззубої н/щ за Келером з 2 класом слизової оболонки за Супле. При виготовленні повних знімних пластинкових протезів пацієнтам підгрупи А<sub>2</sub> ми використовували удосконалену методику отримання функціонального декомпресійного відбитку враховуючи математичне моделювання та розрахунок діаметру перфораційних отворів в індивідуальній відбитковій ложці.

Пацієнти обох груп ідентичні за статевим та віковим складом.

#### Результати досліджень та їх обговорення.

Нами були виготовлені ПЗПП за загальноприйнятою методикою. На стадії накладення готового протеза ми проводили пришліфовування міжкльозійних контактів у всіх можливих оклюзіях. В наступне відвідування при необхідності ми проводили корекцію базису протеза. Якість виготовленого ПЗПП ми оцінювали за кількістю проведених корекцій базису протеза, які безпосередньо залежать від якості відображення протезного ложа на функціональному відбитку. Результати представлені в таблиці 1.

Таблиця 1.

**Порівняльна оцінка кількості корекцій меж базису  
повного знімного пластинкового протезу**

Кількість корекцій	Підгрупи пацієнтів							
	А <sub>1</sub>		В <sub>1</sub>		А <sub>2</sub>		В <sub>2</sub>	
	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%
1	2	14,3	6	42,85	1	10	3	30
2	5	35,7	6	42,85	2	20	5	50
3	5	35,7	2	14,3	6	60	2	20
4	2	14,3	0	0	2	20	0	0
загалом	14	100	14	100	10	100	10	100

Отримані результати показали, що середня кількість корекцій в контрольній групі перевищує кількість корекцій в основній групі в 1,56 разів (на 35,7%). У підгрупі А<sub>1</sub> - в 1,46 разів більше корекцій, ніж у підгрупі В<sub>1</sub>; а в підгрупі А<sub>2</sub> - в 1,63 разів більше корекцій, ніж у підгрупі В<sub>2</sub> (таблиця 2.).

При використанні удосконаленої методики отримання функціонального декомпресійного відбитку, враховуючи математичне моделювання та розрахунок діаметру перфораційних отворів в інди-

видуальній відбитковій ложці, середня кількість корекцій ПЗПП скорочується на 32-39%, що дозволяє поліпшити і прискорити адаптацію пацієнтів до ПЗПП.

Покращення результатів в основній групі пояснюється використанням математичного обґрунтування діаметрів перфораційних отворів в індивідуальній відбитковій ложці для отримання функціональних відбитків протезного ложа з різним ступенем компресії в залежності від стану слизової оболонки протезного ложа.

**Показники середньої кількості корекцій меж базису повного знімного пластинкового протезу**

підгрупи	A <sub>1</sub>	B <sub>1</sub>	A <sub>2</sub>	B <sub>2</sub>
Середня кількість корекцій	2,5±0,25	1,7±0,3	3,1±0,3	1,9±0,3
Вірогідність		$p_1 < 0,05$		$p_2 < 0,01$

**Примітка:**

-  $p_1$  - достовірність відмінностей при порівнянні показників середньої кількості корекцій меж базису ПЗПП в підгрупі A<sub>1</sub> та в підгрупі B<sub>1</sub>.

-  $p_2$  - достовірність відмінностей при порівнянні показників середньої кількості корекцій меж базису ПЗПП в підгрупі A<sub>2</sub> та в підгрупі B<sub>2</sub>.

**Висновки.** Проведене дослідження в корені відрізняється від інших досліджень, а також не має аналогічних, описаних раніше в літературі. Ми досліджуємо якість повних знімних пластинкових протезів, виготовлених з використанням удосконаленої методики отримання функціонального декомпресійного відбитку, враховуючи математичне моделювання та розрахунок діаметру перфораційних отворів в індивідуальній відбитковій ложці, порівнюючи їх з протезами, виготовлених із довільним підходом до визначення площ перфораційних отворів в індивідуальній ложці і доводимо емпіричним шляхом, що, використовуючи запропоновану методику, ми досягаємо більшої відповідності протеза протезному ложу, а це явно позначається на скороченні терміну адаптації, зменшення кількості корекцій і поліпшення жувальної ефективності. Отримані результати показали, що середня кількість корекцій в контрольній групі перевищує кількість корекцій в основній групі на 35,7%. Отже, згідно проведених досліджень використовувати математичне обґрунтування визначення діаметрів перфораційних отворів індивідуальної ложки для отримання функціональних відбитків потрібно вважати актуальним та доцільним.

**Список літератури:**

1. Биргер И.А., Мавлютов Р.Р. Сопротивление материалов: Учебное пособие. - М.: Наука, 2006. - 560с.

2. Брехлічук П.П. Відбитки в ортопедичній стоматології, їх характеристики та способи дезінфекції / П.П. Брехлічук // Вісник проблем біології і медицини. – Полтава, Київ: Українська академія наук, УМСА. – 2012. – № 4. – С. 9-13.

3. Гмурман В.Е. Теория вероятности и математическая статистика. Изд. 4-е. Учебное пособие для вузов. М.: В. Школа. - 2002. - 368с.

4. Коваленко А. Ю. Причины и профилактика осложненной применения несъемных лечебных средств у лиц с частичным отсутствием зубов / А. Ю. Коваленко, Е. С. Ирошникова, Ю. В. Кресникова // Dental Forum. – 2007. – № 4 (24). – С. 22-26.

5. Коннов В.В. Качественный функциональный оттиск – основная составляющая эффективного ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов / В.В. Коннов, Д.Х. Разаков, М.И. Кленкова // Фундаментальные исследования. – 2014. – №10. – С. 1729-1731.

6. Кубланов М.С. Математическое моделирование. Методология и методы разработки математических моделей механических систем и процессов: Учебное пособие. Часть I. Третье издание. – М.: МГТУ ГА, 2004. – 108 с.