

Rizaev J. A., Yangieva N. R., Lokes K. P.

**Abstract.** The health status of citizens is an important indicator of the success of a country's socio-economic policy. Age-related macular degeneration (AMD) is a serious medical and social problem, as it occurs from 25 to 40% among other eye pathologies and is one of the most common causes of blindness and visual impairment in the world. The severity of the disease is due to damage of two eyes, involvement in the pathological process of the central parts of the retina and a progressive course. Treatment of patients with AMD remains a complex problem of modern ophthalmology. Most authors acknowledge that conservative and surgical treatment in a significant proportion of patients with age-related macular degeneration in the later stages is ineffective.

*The aim of study* was to investigate the results of using of an electronic program for predicting the risk of occurrence and early detection of AMD.

*Object and methods of research.* To predict the risk of occurrence and early diagnosis of functional disorders of the macular region, we have used the electronic mass accessibility program that we developed, which makes it possible to use in cell phones, where each person can determine the risk of AMD and receive recommendations for further actions, as well as identify signs of macular region pathology.

The card consists of several parts: the first part, where passport data is entered; the second part – risk factors (with a list of the main studied conditions that affect the onset and course of AMD, including heredity); the third part with a group of questions to determine the presence or absence of manifestations of pathology of the macular region. The interviewee then conducts an Amsler test for himself and answers questions after it has been conducted. The program automatically calculates points according to the answers received. The analysis of responses with the determination of the number of points allows you to determine the risk group for AMD and identify AMD. The program has an appendix with brief literature data that helps to increase the awareness of the subject about AMD.

*Research results and discussion.* The age of people who have applied this program ranged from 35 to 75 years. There were 55 women and 45 men.

42 patients with an early stage of AMD, 10 patients with an intermediate stage of AMD, and 2 patients with a late stage of AMD were identified with the help of this program. According to a certain risk group for the occurrence of AMD, the respondent was offered recommendations on further tactics and lifestyle, as well as familiarization with the proposed information on AMD.

*Conclusions.* The electronic program that we developed can be used in large quantities, it does not require time spent on visiting medical institutions and economic costs, it is effective as a method for predicting the occurrence, early detection of AMD and providing primary information, recommendations for further tactics. The proposed registration card for examination on AMD, in our opinion, allows to clearly and completely (as part of the task) records the necessary information about both the patient and his condition.

**Key words:** age-related macular degeneration of the retina, diagnostic.

Рецензент – проф. Безкоровайна І. М.  
Стаття надійшла 19.02.2020 року

DOI 10.29254/2077-4214-2020-1-155-264-270

УДК 616.314.16-085.465:519.87

Янішен І. В., Білобров Р. В., Герман С. А., Бірюков В. А., Салія Л. Г.

### МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ КОРЕНЯ ЗУБА ПРИ УСТАНОВЦІ КУКСОВИХ ВКЛАДОК Харківський національний медичний університет (м. Харків)

stasmagstas@gmail.com

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Дослідження виконано у рамках науково-дослідної роботи кафедри ортопедичної стоматології Харківського національного медичного університету МОЗ України «Оптимізація методів діагностики та лікування основних стоматологічних захворювань», № державної реєстрації 0119U002899.

**Вступ.** Відновлення зруйнованих зубів з тотальним дефектом коронкової частини – одне з найпроблемніших питань ортопедичної стоматології. Широка розповсюдженість повної або часткової втрати коронкової частини зуба внаслідок каріозного процесу, некаріозних уражень та травматичних пошкоджень зубів серед населення України останнім часом має тенденцію до зростання. При значному дефекті або повній відсутності коронки зуба проводиться ендодонтичне лікування з наступним застосуванням внутрішньокороневих куксових вкладок та штифтових зубів [1,2].

На підставі даних клінічного дослідження стоматолог-ортопед повинен із великої кількості різноманітних штифтових конструкцій вибрати таку, яка б повністю відповідала клінічній ситуації. Вибір типу штифта значною мірою залежить від об'єму кореневого каналу після ендодонтичного лікування, а також від втрати дентинної маси коронки чи кореня зуба. Більшість стоматологів вважають, що при відновленні зуба після ендодонтичного лікування його обов'язково слід укріплювати штифтами, незважаючи на ступінь руйнування зуба [3].

Найсуперечнішими залишаються питання, пов'язані з підготовкою кореневої частини зуба, вибором оптимальної конструкції вкладки, матеріалу для її виготовлення. Проблема відновлення коронкової частини зуба вкрай загострюється за наявності порушень зубосясного прикріплення. У разі під'ясенного розташування виготовленої конструкції є висока ймовірність порушення її крайового приля-

гання, виникнення вторинного дефекту і розцементування вкладки [4].

В наш час на стоматологічному ринку є широкий вибір штифтових систем. Поверхня штифта може бути гладкою, рифленою, мати гвинтову нарізку або бути комбінованою. Більшість дослідників вважають, що літа штифтова вкладка з куксою залишається найефективнішим способом відновлення зубів з тотальним дефектом коронкової частини. Ці штифти досить міцні, що при бічному навантаженні створює стресову напругу в дентині зуба, що може призвести до перелому кореня [5].

У разі відновлення фронтальної групи зубів альтернативою металевим куксовим вкладкам стає високотехнологічна кераміка (діоксид цирконію), яка біосумісна й естетична. На противагу іншим керамічним матеріалам оксид цирконію має високі механічні властивості [6,7].

Іншою альтернативою є скловолоконні штифти основною перевагою яких є їх модуль еластичності, який за своїми значеннями близький до дентину. Це сприяє зниженню напруження у системі штифт-цемент-дентин і зменшує ризик перелому кореня зуба [8,9].

Оскільки зовнішні контури коренів зубів в переважній більшості випадків мають конічну форму то і внутрішній порожнині, що утворюється при проходженні кореневих каналів, також прагнуть надати аналогічну конічну форму. Але чисто конічні штифти мають «розклинювальний» ефект, що зовсім виключає застосування їх у активному вигляді з різьбою. Циліндричні штифти найпростіші у використанні та мають добру ретенцію, але їхня форма не збігається з формою зуба, тому є ризик перфорації. їх використовують зазвичай у коротких і масивних коренях. Циліндричні стандартні штифти, якщо застосовуються тонкими та довгими, то хоча і запобігають перфорації та достатньо міцно зціплюють штифт з коренем, але під час подальшого функціонування найчастіше сам штифт зламується у середині каналу від утомливих напружень при циклічних навантаженнях [10].

У конічних штифтів ретенція знижується, якщо збільшується кут конусу. Вони адаптованіші морфологічно, і тиск на рівні верхівки кореня зуба незначний. Вони міцні, але за рахунок своєї форми викликають відчуття вклинення. Пасивні штифти конічної форми мають «розклинювальний» ефект у значно меншому ступеню, але набувають ще один недолік – мала стійкість до розтягуючих зусиль [3,11].

У наступний час застосовуються і циліндричні і конічні, і циліндро-конічні штифти. Питання найліпшої форми залишається відкритим.

**Мета дослідження** полягала в аналізі та обчислюванні напружень, що виникають у змодельованій системі кореневої частини однокореневого зуба при підготовці каналу під штифтові конструкції різноманітних форм.

**Об'єкт і методи дослідження.** Проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану системи кореня зуба при установці куксових вкладок. Ми використовували широко відомий програмний пакет кінцево-елементного аналізу ANSYS для персональних комп'ютерів на базі WINDOWS [12]. Порівнювали геометричні об'ємні моделі відпрепарованих однокорневих зубів для штифтів різ-

ної форми з подальшим урахуванням форми куксової частини. Дані для порівняльного розрахунку ми взяли з методики об'ємного дослідження запропонованої Marxkors по сходино-циліндричним штифтам Optipost. За Marxkors довжина коренів верхніх центральних різців складає від 11,0 мм до 20,5 мм, а за Ш.Х. Саакян довжина кореню центрального верхнього різця менша від ікла на 4 мм [13].

**Результати дослідження та їх обговорення.** Досліджена модель стану системи кореня зуба при установці циліндро-конічного штифта (рис. 1), яку поділили на дві частини (рис. 2 та 3). Довжина штифта для досліджуваного зуба взята за 21,1 мм, радіус штифта 1,85 мм.

Для циліндро-конічного штифта:

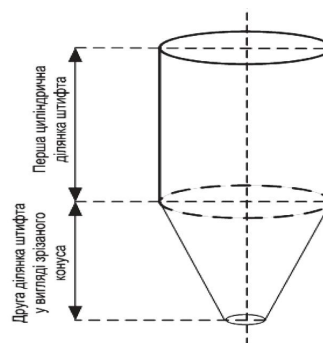


Рисунок 1 – Схема поверхні циліндро-конічного штифта.

**Перша ділянка** – циліндр з поверхнею:

$$R = 1,85 \text{ мм}; \ell_{\text{цил}} = 6,7 \text{ мм.}$$

$$S_1 = 2\pi R \ell_{\text{цил}} = 2 \cdot 3,14 \cdot 1,85 \cdot 6,7 = 77,84 \text{ мм}^2.$$

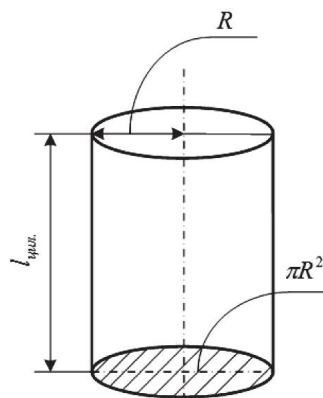


Рисунок 2 – Перша циліндрична ділянка штифта.

**Друга ділянка** – зрізаний конус з поверхнею

$$R = 1,85 \text{ мм}; r = 0,11 \text{ мм}; \ell_{\text{зр.кон.}} = 14,4 \text{ мм.}$$

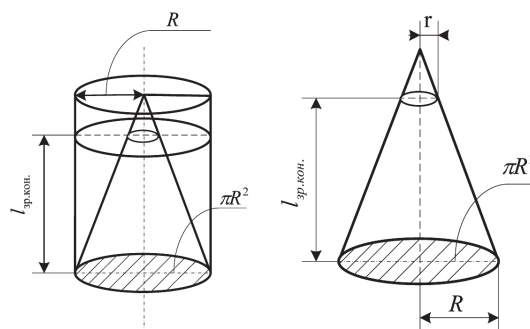


Рисунок 3 – Схема для обчислення площі контакту другої ділянки штифта у вигляді зрізаного циліндра.

Звідси формула:

$$S_{\text{зр.кон.}} = \pi(R+r)\ell_{\text{зр.кон.}} - \text{поверхня зрізаного конуса.}$$

$$S_2 = S_{\text{зр.кон.}} = \pi(R+r)\ell_{\text{зр.кон.}} = 3,14(1,85+0,11) \cdot 14,4 = 88,62 \text{ мм}^2.$$

Загальна площа контакту штифта:

$$S_{\Sigma} = S_1 + S_2 = 77,84 + 88,62 = 166,46 \text{ мм}^2.$$

Тоді, щоб зробити циліндр, з такою ж площею контакту

$$S_{\Sigma} = S_{\text{цил.}} = 166,46 = 2\pi R\ell.$$

Знаючи, що  $R = 1,85$  мм, одержимо  $166,46 = 2 \cdot 3,14 \cdot 1,85 \cdot \ell$ ;  $\ell = 14,33$  мм, без врахування нижньої поверхні циліндра, а з її врахуванням одержимо

$$S_{\Sigma} = S_{\text{цил.}(\Sigma)} = 2\pi R\ell + \pi R^2 = \pi R(2\ell + R) = 166,46,$$

$$(2\ell + R) = \frac{166,46}{\pi R}; \quad 2\ell = \frac{166,46}{\pi R} - R; \quad \ell = \frac{1}{2} \left( \frac{166,46}{\pi R} - R \right);$$

$$\ell = \frac{1}{2} \left( \frac{166,46}{3,14 \cdot 1,85} - 1,85 \right) = 13,3 \text{ мм.}$$

Вибираємо  $R = 1,85$  мм.

Перевірка

$$S_1 = 2\pi R\ell_{\text{цил.}} = 2 \cdot 3,14 \cdot 1,85 \cdot 13,3 = 154,5 \text{ мм}^2.$$

$$S_2 = \pi R^2 = 3,14 \cdot 1,85^2 = 10,75 \text{ мм}^2.$$

$$S_3 = 165,35 \text{ мм}^2 \cdot \frac{166,46 - 165,35}{166,46} \cdot 100\% = 0,66\%,$$

розходження <5%.

Якщо  $R = 2,15$  мм, то

$$\ell = \frac{1}{2} \left( \frac{166,46}{3,14 \cdot 2,15} - 2,15 \right) = \frac{1}{2} (24,815 - 2,15) = 11,3 \text{ мм.}$$

Якщо  $R = 1,54$  мм, то

$$\ell = \frac{1}{2} \left( \frac{166,46}{3,14 \cdot 1,54} - 1,54 \right) = 16,44 \text{ мм.}$$

Важливо правильно прикласти навантаження у моделі. Щоб пояснити це ми наводимо схеми (рис. 4 та 5).

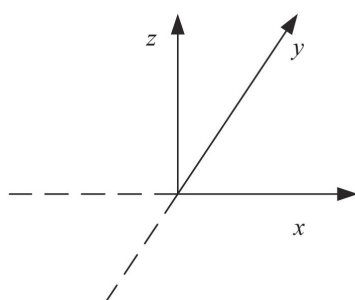


Рисунок 4 – Схема орієнтації всіх завантажень.

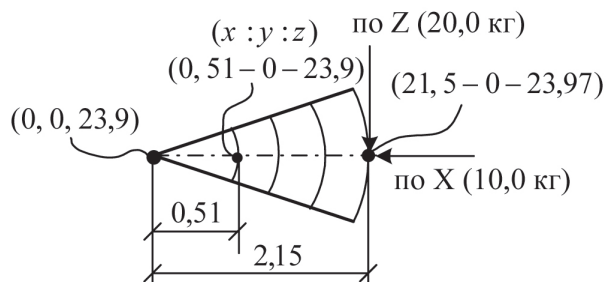


Рисунок 5 – Схема прикладення навантажень.

Перевіряємо математично правильність завдання зони прикладення навантажень, яка перерозподіляється у вигляді конусу, для цього знаходимо координати будь-якої точки у зоні пропорцією, а потім порівнюємо з вимірами схеми. Робимо це за координатою  $x$  (рис. 5).

Робимо розрахунок для випадку, коли штифт виконується у вигляді сходинок, що сходяться за кінцевою формою каналу (рис. 6).

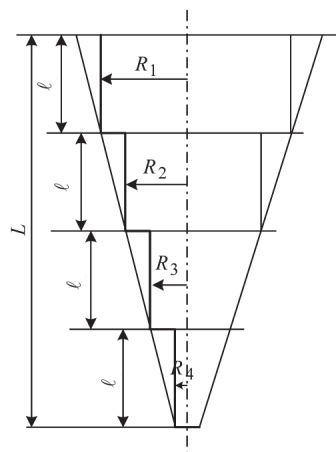


Рисунок 6 – Схема сходиноподібного штифта.

Врахуємо вихідні умови:

1. У всіх випадках матеріал штифта один і той же.
2. Площа фрикційного контакту повинна бути  $\approx$  однаковою. У нас вона складає  $166 \text{ мм}^2$ .
3. Початковий радіус  $R = 1,85$  мм. Повна висота  $L = \ell_1 + \ell_2 + \ell_3 + \ell_4$ . Умова, що  $\ell_1 = \ell_2 = \ell_3 = \ell_4 = \ell$ .

$$S_1 = 2\pi R_1\ell + (\pi R_1^2 - \pi R_2^2) = \pi(2R_1\ell + R_1^2 - R_2^2);$$

$$S_2 = 2\pi R_2\ell + (\pi R_2^2 - \pi R_3^2) = \pi(2R_2\ell + R_2^2 - R_3^2);$$

$$S_3 = 2\pi R_3\ell + (\pi R_3^2 - \pi R_4^2) = \pi(2R_3\ell + R_3^2 - R_4^2);$$

$$S_4 = 2\pi R_4\ell + \pi R_4^2 = \pi(2R_4\ell + R_4^2);$$

$$\Sigma S = \pi(2R_1\ell + R_1^2 - R_2^2 + 2R_2\ell + R_2^2 - R_3^2 + 2R_3\ell + R_3^2 - R_4^2 + 2R_4\ell + R_4^2)$$

$$\Sigma S = \pi[2\ell(R_1 + R_2 + R_3 + R_4) + R_1^2].$$

$$166 = 3,14[2\ell(1,85 + R_2 + R_3 + R_4) + 1,85^2];$$

$$52,87 = 2\ell(1,85 + R_2 + R_3 + R_4) + 3,42;$$

$$2\ell(1,85 + R_2 + R_3 + R_4) = 49,45;$$

$$\ell(1,85 + R_2 + R_3 + R_4) = 24,725 \text{ (мм)};$$

$$\ell = \frac{24,725}{1,85 + R_2 + R_3 + R_4} \quad (1).$$

Змінюючи  $R_i$  та  $\ell$ , домагаємося рівності.

При цьому  $\ell \leq \frac{16,5}{4}$  мм,  $R_i < 1,85$  мм.

Перевірка: для циліндра повна поверхня буде довірявати  $2\pi R \cdot L + \pi R^2 = 166$ , тобто  $2\pi R \cdot L = 166 - \pi R^2$

$$L = \frac{166 - \pi R^2}{2\pi R} = \frac{166 - 3,14 \cdot 1,85^2}{2 \cdot 3,14 \cdot 1,85} = \frac{166 - 10,746}{11,618} = 13,36 \text{ мм.}$$

Для нашого випадку проводимо обчислення величини сходинок штифта (рис. 7):

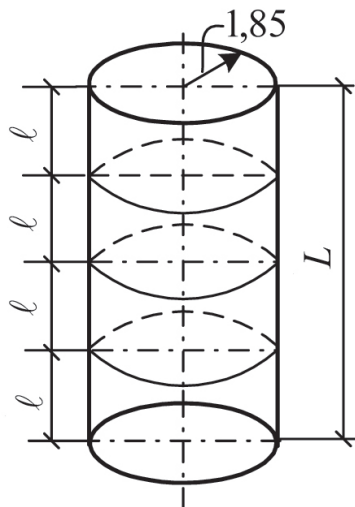


Рисунок 7 – Схема для обчислення величини сходинок штифта.

$$\ell = \frac{24,725}{1,85 + R_2 + R_3 + R_4}$$

Перевіримо формулу. Якщо  $R_2 = R_3 = R_4 = 1,85$ , тоді

$$\ell = \frac{24,725}{1,85 + 1,85 + 1,85 + 1,85} = \frac{24,725}{7,4} = 3,34 \text{ мм.}$$

Тоді  $L = 4\ell = 4 \cdot 3,34 = 13,36$  мм. Можливо зробити висновок, що виведена формула є вірною.

$$\ell \leq \frac{16,5}{4} = 4,1 \text{ мм} \approx 4 \text{ мм.}$$

При першій підстановці одержимо: Якщо сходинок  $\approx 0,46$  мм, тоді  $R_1 - 1,85$ ;  $R_2 - 1,39$ ;  $R_3 - 0,93$ ;  $R_4 - 0,47$ .

$$\ell = \frac{24,725}{1,85 + 1,39 + 0,93 + 0,47} = \frac{24,725}{4,64} = 5,32 > 4 \text{ мм.}$$

Умова не виконується.

При другій підстановці одержимо: Якщо сходинок  $\approx 0,3$  мм, тоді  $R_1 - 1,85$ ;  $R_2 - 1,5$ ;  $R_3 - 1,2$ ;  $R_4 - 0,9$ .

$\ell \approx 4,54 > 4$  мм. Умова не виконується.

Витримуємо  $\ell \approx 4,54$  при  $R_1 = 1,85$ ;  $R_2 = 1,5$ ;  $R_3 = 1,1$ ;  $R_4 = 0,67$ . Перерахувавши за формулою (1), одержимо, що  $\ell$  повинно бути 4,829 мм.

$$\frac{4,829 - 4,52}{4,829} \cdot 100\% = 6,3\% > 5\%.$$

Для досягнення необхідної точності збільшимо радіус  $R_1$  до 2,3 мм і перерахуємо контактну площу за формулою:

$$\begin{aligned} \sum S &= 3,14 [2 \cdot 4,54(2,3 + 1,5 + 1,1 + 0,4) + 2,3^2] = \\ &= 3,14(9,08 \cdot 5,3 + 5,29) = 167,7 \text{ мм}^2. \end{aligned}$$

$$\frac{167,7 - 166}{167,7} \cdot 100\% = 1,02\%. \text{ Помилка} < 5\%.$$

Остаточо вибираємо ступеневий штифт з розмірами:

$R_1 = 2,3$ мм	$R_2 = 1,5$ мм	$R_3 = 1,1$ мм	$R_4 = 0,4$ мм
$\ell_1 = 4,56$ мм	$\ell_2 = 4,54$ мм	$\ell_3 = 4,5$ мм	$\ell_4 = 4,5$ мм

При рівних поверхневих показниках площі контакту штифта і зуба є складність установки в такий канал сходиноподібного штифта. Запропонований штифт циліндрично-конічної форми має всі переваги при штифтуванні типових зубів без значних індивідуальних особливостей.

Усі процеси напружено-деформованого стану, які нас цікавлять знаходяться у цементі зуба на межі з фіксуючим цементом та штифтом. Невеликий за товщиною шар фіксуючого цементу на визначення оптимальної форми штифта майже зовсім не впливає і для коректності результатів його можливо не враховувати.

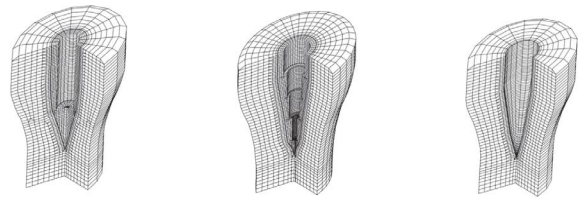


Рисунок 8 – Фрагменти моделей з різною формою штифта.

Щоб оцінити роботу вище перерахованих конструкцій, були створені математичні моделі цих штифтів із середніми показниками усіх характеристик для кожного з них (рис. 8). Навантаження було в усіх випадках ідентичним. Висота коронкової частини була однаковою, також урахувалась площа контакту штифта з цементом зуба, вона була приблизно однаковою. Метою даних розрахунків була необхідність встановити найкращий штифт у взаємодії з зубом. Критерій оцінки – це мінімальна величина напружень в цементі зуба і в самому штифті. Ураховувалась також втомленість матеріалу по довжині штифтової конструкції.

При першій оцінці, не виконавши розрахунків, можна сказати, що одним із головних геометричних показників є збіг геометричної форми штифта і кореневого каналу.

У природі побудови каналу кореня зуба немає строгої геометричної симетрії, а, значить і рівномірного розподілу напружень по усьому тілу зуба. Можна з достатньою упевненістю сказати, що при порушенні цілісності зуба, якщо не прийняти кардинальних заходів, відбувається його швидке руйну-

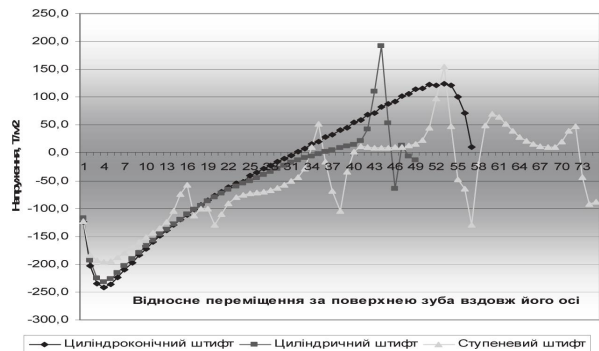


Рисунок 9 – Розподіл напружень  $N_x$  у цементі кореню зуба вздовж його поверхні в напрямку від коронкової частини у кореневу (зона стискання L).

вання. Це обумовлено зміною форми навантаження, а також властивостей складових природного зуба. З курсу опору матеріалів відомо, що коло чи еліпс – це найбільш прийнятна форма для перерозподілу навантажень. Це стосується і штифтових конструкцій у середині зуба.

Найбільш просте рішення – це створення кола по перерізу. В просторі це вид циліндра. Створюючи математичну модель, можна помітити слабку вписаність штифта до кореневого каналу. Та й за висотою, нижня частина циліндра дуже близько підходить до стінки зуба, тільки одне це значно обмежує сферу застосування цієї конструкції.

Виконавши розрахунки за вищенаведеними розрахунковими схемами, можна побачити, що зміна в цементі зуба показує характер зміни нормальних напружень  $N_x$  вздовж осі зуба (рис. 9).

Треба обов'язково обмовитися, що у наведених графіках вісь абсцис відображає порядкові номери елементів за поверхнею штифта вздовж осі, а конфігурації поверхонь різні, тому на порівняння висот штифтів не можна орієнтуватися, ціль дослідження полягає у іншому. На верхній частині зуба напруження має приблизно однакову величину з невеликими (в кращу сторону) показниками для ступеневих штифтів. Однак, по довжині стержня, напруження переходить із стискаючої в розтягуючу величину. Падіння напруження для циліндричної і конусної моделей здійснюється плавно, а ступенева модель штифта до основи зуба збільшує амплітуду зростання на дуже обмежену просторі (стрибокподібно).

Амплітуда сходиноподібної моделі  $|+1,55|$  МПа +  $|-1,29|$  МПа = 2,84 МПа – при навантаженні. При розвантаженні на тому ж ступені маємо  $|+0,25|$  МПа +  $|-1,23|$  МПа = 1,48 МПа. При циліндричній моделі ці показники наступні  $|+1,91|$  МПа +  $|-0,64|$  МПа = 2,55 МПа на навантаженій області.

Для конусної моделі ці показники незначні.  $|+0,71|$  МПа +  $|-0,10|$  МПа = 0,61 МПа. Якщо проаналізувати, можна зробити висновок, що найбільшу амплітуду (2,84 МПа) маємо на сходиноподібній моделі, що негативно позначиться на втомленому зносі елементу. Найбільше напруження в 1,91 МПа проти 1,55 МПа сходиноподібної ми маємо в циліндричній моделі. Для конуса = 1,24 МПа.

Таким чином, в горизонтальному напрямку швидше за все зруйнується цемент кореня з циліндричною формою штифта. По втомленому зруйнуванню перше місце займає сходиноподібний штифт.

Розглянувши напруження за вертикаллю ( $N_z$ ), маємо (рис. 10)

циліндр = -6,18 МПа амплітуда = 5,82 МПа  
 конус = -6,13 МПа амплітуда = 4,13 МПа  
 ступені = -4,84 МПа амплітуда = 4,17 МПа.

Найкращі показники – циліндр, майже такі ж показники ми маємо і для конуса – спрацював розклинювальний ефект. За цими даними можна зробити висновок, що для конуса необхідно в самій нижній точці виконати заокруглення, для зняття вертикальних напружень  $N_z$ . За амплітудою найкращі показники ми маємо для циліндра, потім ступеневий елемент, згодом конус. Можемо зробити висновок, що найбільші напруження виникають в конструкція сходиноподібного типу.

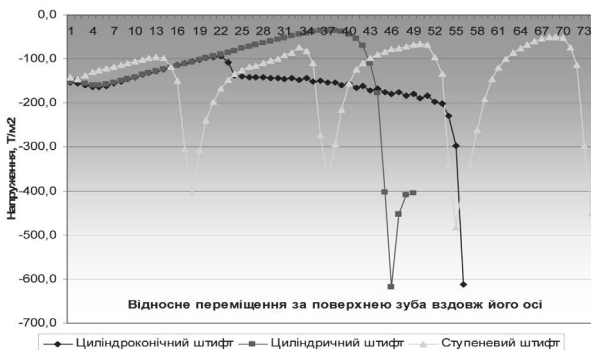


Рисунок 10 – Розподіл напружень  $N_z$  у цементі кореню зуба вздовж його поверхні в напрямку від коронкової частини у кореневу (зона стискання L).

$\max(N_x)$ стискання сходиноподібної	-13,57 МПа
$\max(N_x)$ стискання конусно-цил.	-3,81 МПа
$\max(N_x)$ стискання циліндричної	-4,21 МПа

При цьому в сходинках спостерігається колосальний перерозподіл з + (плюс) на – (мінус). Амплітуда сходини =  $|+3,64|$  МПа +  $|-13,57|$  МПа = -17,21 МПа. Для інших моделей вона складає всього біля 0,2 + 0,1 МПа.

$\max(N_z)$ стискання сходиноподібної	-102,8 МПа
$\max(N_z)$ стискання конусно-цил.	-77,3 МПа
$\max(N_z)$ стискання циліндричної	-51,46 МПа

Для повного аналізу виконаємо розрахунки за 4-ою теорією міцності. Теорія питомої енергії формозміни

$$\sigma_e = \sigma_i = \left\{ \frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right\}^{1/2};$$

$$\sigma_s = \sigma_e.$$

Цей розрахунок враховує комплексний вплив на досліджуваний елемент усіх  $\sigma_i$ . Ми одержуємо деяке еквівалентне напруження.

Для лівої частини (L(left)).

Циліндр = +2,57 МПа – 0,52 МПа  
 Амплітуда = 3,09 МПа.  
 Ступеневий = +2,1 МПа – 0,77 МПа  
 Амплітуда = 2,87 МПа.  
 Конічний = +1,84 МПа  
 Амплітуда = 0,04 МПа.

Для розтягнутої зони характер і величина зусиль змінюється в незначних межах.

**Висновок.** За результатами проведеного дослідження нами виявлено, що циліндрична конструкція штифта найгірша в порівнянні з показниками сходиноподібної конструкції з перемінними циліндрами, а саме найбільші горизонтальні напруження для штифта глибиною 21,1 мм було визначено в циліндричній конструкції 1,91 МПа проти 1,55 МПа сходиноподібної та 1,24 МПа конусної. Найкращі показники за напруженням за вертикаллю має циліндр 6,18 МПа, майже такі ж показники має конус 6,13 МПа, менші показники у сходиноподібної конструкції 4,84 МПа. Тож для конуса необхідно в найнижчій точці виконати заокруглення, для зняття вертикальних напружень. При установці сходиноподібного штифта

залишається проблема переходу від однієї ступені до другої, звідси дуже високий коефіцієнт амплітуди напружень, що в результаті призведе до втомленого злому кореня зуба. Найбільші напруження виникають при циліндричній конструкції штифта, в її нижній частині. Для сходиноподібної конструкції руйнування стінок зуба можливе у зоні 2/3 висоти штифта, при цьому зусилля необхідно прикладати більш значне, ніж для циліндричного штифта. Для конусної конструкції буде потрібно ще більше зусилля для руйнування кореня, при цьому воно більш можливе в апікальній зоні штифта.

Отже, запропоноване математичне моделювання дозволить у подальшому урахувати напруження в системі кореня відпрепарованого зуба згідно правил біомеханіки за рахунок правильного розташування осі, товщини, глибини та форми препарування, що дозволить збільшити термін користування конструкцією та запобігти перелому кореня зуба.

**Перспективи подальших досліджень.** В подальшому планується прорахувати коефіцієнт розширення матеріалу куксової вкладки та їх вплив на стійкість стінок кореня зуба.

### Література

1. Rehachev VM. Primenenie endokanalnyh shtiftov "Bioloren" (Italiya) dlya vosstanovleniya koronkovoy chasti zuba. *Sovremennaya stomatologiya*. 2013;2:18-9. [in Russian].
2. Petrushanko VM, Lobach LM, Lyashenko LI, Tkachenko IM. Porivnyannya effektivnosti zastosuvannya sklovolokonnih ta metalevih shtiftiv dlya vidnovlennya koronkovoy chastini zuba. *Visnik problem biologiyi i medicini*. 2019;4(1):201-4. [in Ukrainian].
3. Kovalov YeV, Petrushanko VM, Sidorova AI, Pavlenko SA, Pavlenkova OV. Vidnovlennya zrujnovanih koronok zubiv iz vikoristannyam shtiftovih konstrukcij. *Ukrayinskij stomatologichnij almanah*. 2013;6:27-9. [in Ukrainian].
4. Gunovska RP. Klinichne obruntuvannya zastosuvannya sklovolokonnih shtiftovih sistem u restavratsiyi frontalnoyi grupi zubiv. *Ukrayinskij stomatologichnij almanah*. 2012;5:16-9. [in Ukrainian].
5. Klepach MM, Silenko BYu, Hmil TA, Hrebor MV, Silenko Yul. Biomehanichne doslidzhennya odnokorenevih zubiv pri restavratsiyi yih kuksovimi shtiftovimi vkladkami. *Ukrayinskij stomatologichnij almanah*. 2015;6:41-5. [in Ukrainian].
6. Pavlichko RR, Didik NM. Prichini viniknennya uskladnen pislya armuvannya zubiv shtiftovimi konstrukcijami za rezultatami viddaleni klinichnih sposterezhen. 2015;3(4):138-9. [in Ukrainian].
7. Vorobyova EV. Cirkonievaya keramika kak biomaterial v stomatologii i implantologii. *Mizhnarodnij naukovij zhurnal*. 2016;6(3):105-7. [in Russian].
8. Gunovska RP. Eksperimentalna ta klinichna ocinka vidnovlennya koronkovoy chastini zuba z zastosuvannyam sklovolokonnih shtiftiv. *Novini stomatologiyi*. 2011;4:62-6. [in Ukrainian].
9. Zajcev DV, Grigorev SS. Dentin cheloveka kak obekt issledovaniya fizicheskogo materialovedeniya. *Problemy stomatologii*. 2013;3:12-22. [in Russian].
10. Yanishen IV, Bilobrov RV, Shepenko AG, Andriyenko KYu. Porivnyalna charakteristika vikoristannya dopomizhnih materialiv pri modelyuvanni shtiftovih konstrukcij na etapah ortopedichnogo likuvannya sucilnolitim kuksovimi vkladkami pri totalnomu defekti koronki zuba. *Ukrayinskij zhurnal medicini, biologiyi ta sportu*. 2019;4(1):214-8. [in Ukrainian].
11. Kordiyak AYu, Didik NM, Pavlichko RR. Doslidzhennya stanu periapikalnih tkanin zubiv zalezno vid tipu zastosovanih shtiftovih konstrukcij iz vidnovlennyyam abo bez vidnovlennya koronkovoy chastini shtuchnimi koronkami. *Ukrayinskij stomatologichnij almanah*. 2016;3(1):55-8. [in Ukrainian].
12. Chujko AM, Levandovskij RA, Ugrin MM, Byelikov OB. Osoblivosti pidboru implantativ z vikoristannyam kompleksu MIMICS-ANSYS. *Novini stomatologiyi*. 2013;1:50-5. [in Ukrainian].
13. Marxkors D, Marxkors R, Neumeyer S. Optipost – usovershenstvovannaya sistema kornevyyh shtiftov. *Novoe v stomatologii*. 2004;5:35-49. [in Russian].

### МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ КОРЕНЯ ЗУБА ПРИ УСТАНОВЦІ КУКСОВИХ ВКЛАДОК

Янішен І. В., Білобров Р. В., Герман С. А., Бірюков В. А., Салія Л. Г.

**Резюме.** У статті представлений математичний аналіз та обчислювання напружень, що виникають у модельованій системі кореневої частини однокореневого зубу при підготовці каналу під штифтові конструкції різноманітних форм. За результатами аналізу геометричних об'ємних моделей встановлено, що циліндрична конструкція штифта має найгірші показники в порівнянні з показниками сходиноподібної конструкції з перемінними циліндрами. Найбільше горизонтальні напруження для штифта глибиною 21,1 мм було визначено в циліндричній конструкції 1,91 МПа проти 1,55 МПа сходиноподібної та 1,24 МПа конусної. Найкращі показники за напруженням за вертикаллю має циліндр 6,18 МПа, майже такі ж показники має конус 6,13 МПа, менші показники у сходиноподібної конструкції 4,84 МПа. За цими даними можна зробити висновок, що для конуса необхідно в самій нижній точці виконати заокруглення, для зняття вертикальних напружень. Найбільші напруження виникають при циліндричній конструкції штифта, в її нижній частині. Для сходиноподібної конструкції руйнування стінок зуба можливе у зоні 2/3 висоти штифта, при цьому зусилля необхідно прикладати більш значне, ніж для циліндричного штифта. Для конусної конструкції буде потрібно ще більше зусилля для руйнування кореня, при цьому воно більш можливе в апікальній зоні штифта.

**Ключові слова:** куксова штифтова вкладка, математичне моделювання, штифтові конструкції, тотальний дефект коронки зуба, напруження в корені зуба.

### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ КОРНЯ ЗУБА ПРИ УСТАНОВКЕ КУЛЬТЕВЫХ ВКЛАДОК

Янішен І. В., Білобров Р. В., Герман С. А., Бірюков В. А., Салія Л. Г.

**Резюме.** В статье представлен математический анализ и вычисления напряжений, возникающих в смоделированной системе корневой части однокорневого зуба при подготовке канала под штифтовые конструкции различных форм. По результатам анализа геометрических объемных моделей установлено, что цилиндрическая конструкция штифта имеет худшие показатели по сравнению с показателями ступенчатой конструк-

ции с переменными цилиндрами. Больше всего горизонтальные напряжения для штифта глубиной 21,1 мм был определен в цилиндрической конструкции 1,91 МПа против 1,55 МПа ступенчатой и 1,24 МПа конусной. Лучшие показатели по напряжению по вертикали имеет цилиндр 6,18 МПа, почти такие же показатели имеет конус 6,13 МПа, меньшие показатели в ступенчатой конструкции 4,84 МПа. По этим данным можно сделать вывод, что для конуса необходимо в самой нижней точке выполнить закругления, для снятия вертикальных напряжений. Наибольшие напряжения возникают при цилиндрической конструкции штифта, в ее нижней части. Для ступенчатой конструкции разрушения стенок зуба возможно в зоне 2/3 высоты штифта, при этом усилие необходимо прикладывать более значительное, чем для цилиндрического штифта. Для конусной конструкции потребуется еще больше усилия для разрушения корня, при этом оно более вероятно в апикальной зоне штифта.

**Ключевые слова:** культевые штифтовой вкладки, математическое моделирование, штифтовые конструкции, тотальный дефект коронки зуба, напряжение в корне зуба.

### MATHEMATICAL MODELING OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE TOOTH ROOT SYSTEM OF PIN CONSTRUCTIONS Yanishen I. V., Bilobrov R. V., German S. A., Biryukov V. A., Saliya L. G.

**Abstract.** Restoration of destroyed teeth with total defect of the crown part is one of the most problematic issues of orthopedic dentistry. Based on the clinical trial data, the orthopedic dentist should choose from a large number of different pin designs that would be fully suited to the clinical situation. The most controversial questions remain related to the preparation of the root part of the tooth, the choice of the optimal design of the insert, the material for its manufacture. In the future, both cylindrical and conical and cylindrical conical pins are used. The question of the best form remains open.

*The purpose of the work* was to provide the analysis and calculation of stresses arising in the modeled system of the root part of a single root tooth in the preparation of the canal for pin designs of various shapes.

*Object and methods.* Mathematical modeling of the stress-strain state of the tooth root system with the installation of stump inserts was performed. We used the widely known ANSYS finite element analysis software package for WINDOWS. Geometric volumetric models of repurposed single root teeth for pins of various shapes were compared, followed by the shape of the stump. The data for comparative calculation we have taken from the methodology of the three-dimensional survey of the proposed Marxkors on hub cylindrical Optipost pins. For Marxkors, the measured root lengths of the upper central incisors are from 11.0 mm to 20.5 mm, and for Sahakyan root length of the central upper incisor is less than the fang by 4 mm.

*The results and discussion.* The results of the analysis of geometric bulk models are established that the cylindrical design of the pin has worse performance compared to the stepped design with variable cylinders. Most of all, horizontal stresses for a pin with a depth of 21.1 mm were determined in a cylindrical structure of 1.91 MPa versus 1.55 MPa stepwise and 1.24 MPa conical. The cylinder has a better vertical stress of 6.18 MPa, a cone of 6.13 MPa has almost the same performance, and a lower rate of 4.84 MPa in a stepped design.

*Conclusion.* According to these data, it can be concluded that for a cone it is necessary to perform rounding at the lowest point to relieve vertical stresses. The greatest stresses arise with the cylindrical design of the pin in its lower part. For a stepwise structure of the destruction of the tooth walls, it is possible in the area of 2/3 of the height of the pin, while the force must be applied more than for a cylindrical pin. The conical structure will require even more effort to destroy the root, while it is more likely in the apical area of the pin.

**Key words:** pin constructions, mathematical modeling, pin designs, total defect of the tooth crown, tension in the root of the tooth.

*Рецензент – проф. Гасюк П. А.  
Стаття надійшла 20.01.2020 року*

DOI 10.29254/2077-4214-2020-1-155-270-273

УДК 616.089-616.31-006.2

Яців Т. З., Рожко М. М.

### КЛІНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ВИКОРИСТАННЯ РАДІОХВИЛЬОВОЇ ЦИСТОТОМІЇ ЯК МЕТОДУ ЛІКУВАННЯ РАДИКУЛЯРНИХ КІСТ ЩЕЛЕП

«Івано-Франківський національний медичний університет» (м. Івано-Франківськ)

iatsivv@gmail.com

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.** Стаття є фрагментом НДР «Комплексна оцінка та оптимізація методів прогнозування, діагностики та лікування стоматологічних захворювань у населення різних вікових груп», № державної реєстрації 0114U001788.

**Вступ.** Головним завданням хірургічного лікування радикулярних кіст щелеп є збереження зубів, розташованих в зоні кісти, і відновлення їх функції [1,2]. Основним методом оперативного лікування, на думку деяких авторів [2,3,4], залишається цистоек-

томія з одномоментною резекцією верхівки кореня причинного зуба. Хірургічне втручання проводиться при знаходженні верхівки кореня зуба в порожнині кісти не більше, ніж на 1/3 його довжини. Більш глибоке знаходження кореня в порожнині кісти робить такі зуби непридатними в функціональному відношенні і спричиняє ранню їх втрату. Крім того, після видалення радикулярних кіст залишаються кісткові порожнини, які знижують міцність щелепних кісток і можуть викликати функціональні та естетичні порушення [2,4,5].