

АНАЛІТИЧНА ОЦІНКА МІЦНОСТІ ЗУБА, ВІДНОВЛЕНОГО ПРЯМОЮ ЧИ НЕПРЯМОЮ РЕСТАВРАЦІЄЮ

О. В. Бульбук, А. С. Величкович¹, В. В. Мазуренко²

Івано-Франківський національний медичний університет;

¹*Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу;*

²*Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника;*

76018, м. Івано-Франківськ, вул. Галицька, 2;

e-mail: bulbuk85@gmail.com.

Виконано аналітичну оцінку напружено-деформованого стану твердих тканин відновленого зуба з урахуванням їх контактної взаємодії з монолітною пломбою чи вкладкою. Зуб з дефектом моделюється суцільним ізотропним циліндричним тілом з ненаскрізним отвором, а пломба чи вкладка – пружним деформівним циліндром. Контактну взаємодію зуба і пломби (вкладки) описано співвідношеннями ідеального контакту. Остаточну оцінку міцності здійснено за енергетичним критерієм.

Загалом отримані у статті результати будуть корисними при застосуванні у стоматології, адже успіх реставрації зуба з дефектом найперше залежить від правильного вибору способу виконання реставрації.

Побудована механіко-математична модель контактної взаємодії пломби (вкладки) з твердими тканинами зуба дозволила одержати чіткі якісні і кількісні оцінки поведінки відновленого зуба під дією жувального навантаження.

Ключові слова: *контактна взаємодія, напружений стан, зуб, пломба, вкладка.*

Ускладнення, що виникають після проведення різних видів реставрації часто зумовлені помилками, які допускають лікарі-стоматологи на етапі вибору методу лікування. Таким чином, проблема вибору методу лікування дефектів твердих тканин зубів потребує досконалого вивчення та розробки нових підходів згідно принципів доказової медицини [4, 5, 6, 7, 8].

Допомогу при виборі методу відновлення зруйнованої коронки зуба та постановці діагнозу може надати запропонований В. Ю. Мілікевічем (1984) індекс руйнування оклюзійної поверхні зуба (ІРОПЗ), який був розрахований на основі аналітичних механіко-математичних моделей. Цей індекс використовується і сьогодні в «країнах пострадянського простору» для постановки діагнозу і вибору методу лікування дефектів

твердих тканин зубів. Ще кілька робіт були присвячені даній тематиці [1, 2, 3].

На наш погляд, досліджувані у попередніх роботах аналітичні механіко-математичні моделі системи «зуб – пломба» є дещо спрощеними і не враховують низку важливих чинників. Насамперед, маємо на увазі нехтування величини об'єму дефектів твердих тканин зуба, а у числових розрахунках нехтування стисливістю пломби та неврахування ефектів Пуассона для тканин зуба, що спотворює показники напружено-деформованого стану і не дозволяє оцінити можливість навантаження системи «зуб – пломба» розтягуючими напруженнями. Такі спрощення можуть суттєво вплинути на адекватний вибір методу відновлення коронки зуба.

Мета дослідження – удосконалення методик аналітичної оцінки показників напружено-деформованого стану системи «зуб – пломба», або «зуб – вкладка» для вироблення практичних рекомендацій щодо обґрунтованого вибору методу відновлення зруйнованої анатомічної коронки зуба.

Матеріали і методи дослідження.

Досліджуємо поведінку кусково-однорідної пружної композиції під дією жорсткого штамп, яка моделює поведінку відновленого шляхом пломбування (чи встановлення вкладки) зуба під дією жувального навантаження. Поперечний переріз моделі є двозв'язною областю, де параметри пружності та міцності змінюються від шару до шару, тобто є кусково-сталими функціями від радіальної координати. Вирази напружено-деформованого стану для усіх шарів матеріалу записуємо на основі однакових статичних та кінематичних гіпотез лінійної теорії пружності. Вважаємо, що властивості матеріалів однорідних областей визначаються модулями Юнга, коефіцієнтами Пуассона та межами текучості чи міцності. Властивості твердих тканин зуба вважаємо сталими величинами, а властивості реставраційного матеріалу – дискретно-змінними.

Як матеріал для відновлення зуба вибрали поширений композитний пломбувальний матеріал світлового твердіння (фотополімерний композит типу *Gradia Direct*), для якого модуль пружності $E = 1,2 \text{ ГПа}$, а коефіцієнт Пуассона $\mu = 0,43$, та кераміку для вкладок (типу *Vitablocs*) – $E = 6,0 \text{ ГПа}$, $\mu = 0,4$. Усереднені константи пружності для твердих тканин зуба прийняли такими: $E_0 = 95 \text{ ГПа}$, $\mu_0 = 0,32$.

Зважаючи на складність рельєфу оклюзійної поверхні жувального зуба та шарувату будову його тканин, застосуємо у ході досліджень низку припущень. Відновлений пломбуванням (чи встановленням вкладки) зуб представляємо як циліндричне тіло I з ненаскрізним отвором (рис. 1). Тіло гладко вперте в жорстку перепону, товщина його вертика-

льної стінки h , а зовнішній поперечний габарит D . Глибина отвору є величиною одного порядку з поперечним габаритом зуба. Порожнина отвору щільно заповнена пружним деформівним циліндром 2 з характерними лінійними розмірами R та a . Тканини зуба моделюємо суцільним ізотропним середовищем з усередненими константами пружності. Жувальну поверхню зуба представляємо плоскою гладкою площадкою. Жувальне зусилля Q вважаємо прикладеним до поверхні зуба через жорсткий штамп, середній тиск під штампом $p = Q/(F + F_0)$, тут F – площа поперечного перерізу пломби (чи вкладки), F_0 – площа поперечного перерізу твердих тканин зуба з дефектом. Крайовим ефектом в області днища циліндричного тіла на початковому етапі досліджень нехтуємо. Напружено-деформований стан описаної системи досліджуємо у циліндричних координатах.

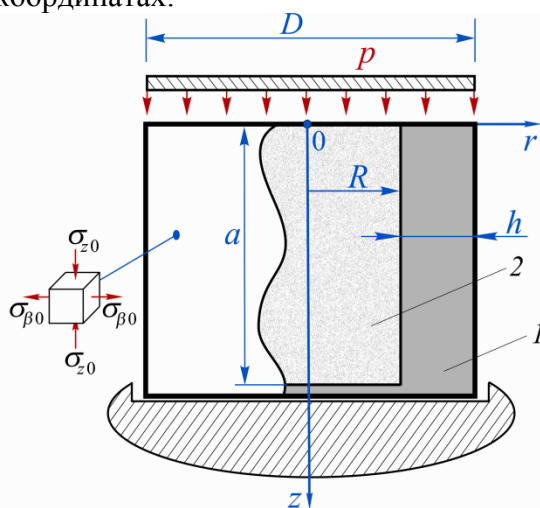


Рис. 1. Розрахункова схема відновленого зуба: 1 – тверді тканини зуба; 2 – пломба (вкладка)

Результати та їх обговорення

Основні аналітичні результати, що були нами розраховані, подаємо далі у формулах 1-4.

Осьові напруження в матеріалі пломби

$$\sigma_z = -\frac{Q}{F_0} \cdot \zeta, \quad (1)$$

де

$$\zeta = \frac{\frac{1}{E_0}(\lambda - \mu_0)}{\frac{1}{E}(\lambda - \mu) + \frac{1}{E_0} \frac{F}{F_0}(\lambda - \mu_0)}, \quad \lambda = \frac{2E \frac{F}{F_0} + (1 - \mu)E_0}{2 \left(\mu E_0 + \mu_0 E \frac{F}{F_0} \right)}$$

Осьові напруження у твердих тканинах зуба

$$\sigma_{z0} = -\frac{Q}{F_0} \cdot \left(1 - \frac{F}{F_0} \zeta \right). \quad (2)$$

Нормальні напруження на контактних поверхнях пломби і зуба (контактний тиск)

$$\sigma = \frac{Q}{2 \frac{F}{E_0} + (1-\mu) \frac{F_0}{E}} \cdot \left(\frac{\mu_0}{E_0} - \zeta \left(\frac{\mu}{E} + \frac{\mu_0}{E_0} \frac{F}{F_0} \right) \right). \quad (3)$$

Кільцеві напруження у твердих тканинах зуба

$$\sigma_{\beta 0} = -2\sigma \frac{F}{F_0}. \quad (4)$$

Проілюструємо отримані аналітичні результати у конкретних практичних випадках. Для аналізу числових даних застосуємо ЛППЗ $k = h/D$. Такий індекс зручний для практичного застосування, оскільки його легко отримати шляхом прямих вимірювань товщини стінки зуба h та зовнішнього поперечного габариту D (рис. 1).

На рис. 2 подано залежності осьових напружень у твердих тканинах відновленого зуба від ЛППЗ. Як бачимо, чим жорсткіший матеріал використано для пломби, тим більшу частку зовнішнього осьового навантаження він сприймає на себе. Граничні переходи із використанням виразу (2) показують наступне:

- для зуба з дефектом (без відновлення) $E \rightarrow 0$ та $\mu \rightarrow 0$, отримаємо $\sigma_{z0} = -Q/F_0$;
- для здорового зуба $E = E_0$ та $\mu = \mu_0$, отримаємо $\sigma_{z0}/p = -1$;
- при $k = h/D = 0,5$, що також відповідає здоровому зубу $\sigma_{z0}/p = -1$.

Тобто, ми можемо стверджувати, що великі осьові напруження, що виникають у нелікованих зубах із дефектами твердих тканин зуба, призводять до їх переломів. Також варто відмітити, що при великих дефектах краще використовувати жорсткіший матеріал (зокрема кераміку, макронаповнений композит), тому що більшу частку зовнішнього осьового навантаження він сприймає на себе.

На рис. 3 представлено залежності контактного напруження між бічною поверхнею пломби чи вкладки і внутрішньою поверхнею коронки зуба від ЛППЗ. Відзначимо, що як при застосуванні фотополімерної пломби, так і при використанні керамічної вкладки, контактні напруження виявились від'ємними, тобто стискаючими. Додатковий аналіз формули (3) показує наступне:

– якщо для реставрації зуба застосувати пломбу для якої $\mu < \mu_0$, то контактні напруження змінять свій знак – стануть розтягуючими, що може призвести до погіршення адгезії чи навіть до відриву (відлипання) пломби від зуба. Тобто, для збереження адекватної адгезії важливий вибір матеріалу;

– для здорового зуба $E = E_0$ та $\mu = \mu_0$, отримаємо $\sigma = 0$;

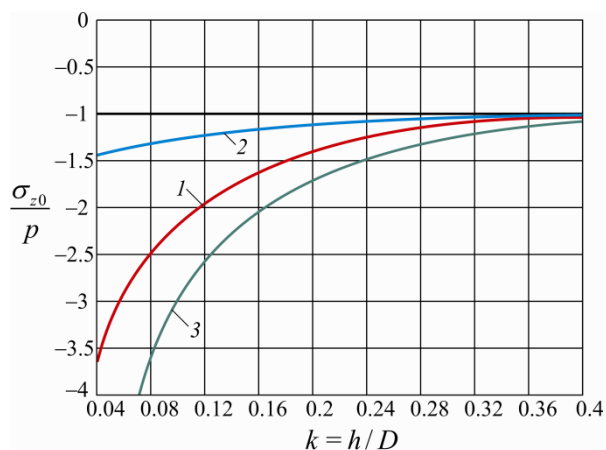


Рис. 2. Осьові напруження в коронці зуба: 1 – відновленого композитом світлового твердіння; 2 – відновленого встановленням керамічної вкладки; 3 – невідновленого (з дефектом).

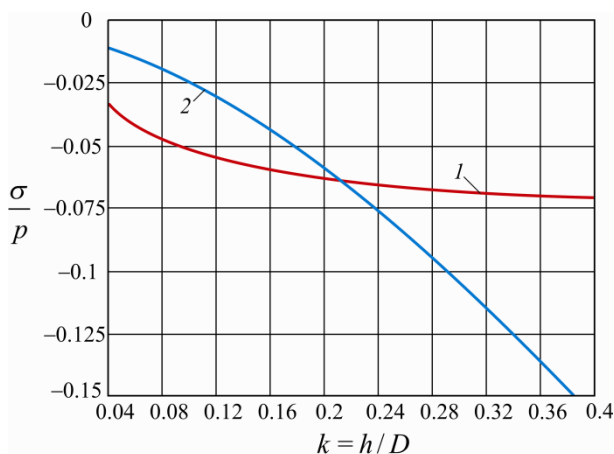


Рис. 3. Контактні напруження між пломбою і зубом: 1 – відновленим композитом світлового твердіння; 2 – відновленим встановленням керамічної вкладки.

– контактні напруження виявились значно меншими порівняно з осьовими, тому при оцінці міцності ними можна знехтувати (одне з головних напружень в матеріалі зуба прийняти рівним нулеві). Хоча кон-

тактні напруження малі, вони викликають суттєві кільцеві напруження, які ми враховуємо при оцінці міцності композиції;

– якщо використати спрощену модель зуба, яка не враховує ефект Пуассона, тобто $\mu_0 = 0$, то одержимо суттєво завищені результати щодо контактних напружень. У своїх дослідженнях В. Ю. Мілікевич не врахував ефект Пуассона для тканин зуба, через це результати його розрахунків, можливо, більш яскраво демонструють якісну картину процесу, однак вони менш реалістичні і менш точні щодо кількісних оцінок.

На рис. 4 подано залежності кільцевих напружень у тканинах коронки відновленого зуба від ЛППЗ. Ці напруження виявились додатними, тобто розтягуючими. В обидвох розглянутих випадках прослідковується наступне: чим меншою є товщина стінки коронки зуба h , тим вищими є кільцеві напруження; інтенсивність зростання кільцевих напружень від зміни індексу k підвищується при зростанні коефіцієнту Пуассона реставраційного матеріалу.

Отже, чим менша товщина стінки коронки тим за інших однакових умов у тканинах зуба виникають більші кільцеві напруження. Темпи зростання кільцевих напружень підвищується при зростанні коефіцієнта Пуассона реставраційного матеріалу, причому, вони зростають стрімкіше із збільшенням величини дефекту.

Тверді тканини відновленого зуба при його навантаженні знаходяться в складному напруженому стані. Тому для оцінки міцності слід скористатись однією із теорій міцності, а власне оцінку проводити за величиною максимальних еквівалентних напружень σ_{eq0} . Для їх знаходження ми скористались критерієм Губера-Мізеса

$$\sigma_{eq0} = \sqrt{\sigma_{\beta 0}^2 + \sigma_{z 0}^2 - \sigma_{\beta 0} \sigma_{z 0}}.$$

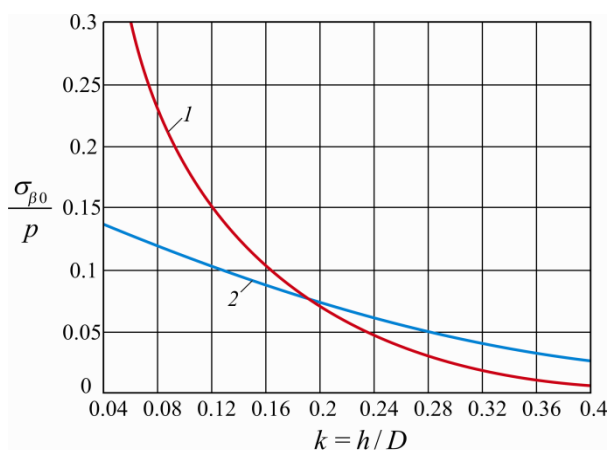


Рис. 4. Кільцеві напруження в коронці зуба: 1 – відновленого композитом світлового твердіння; 2 – відновленого встановленням керамічної вкладки.

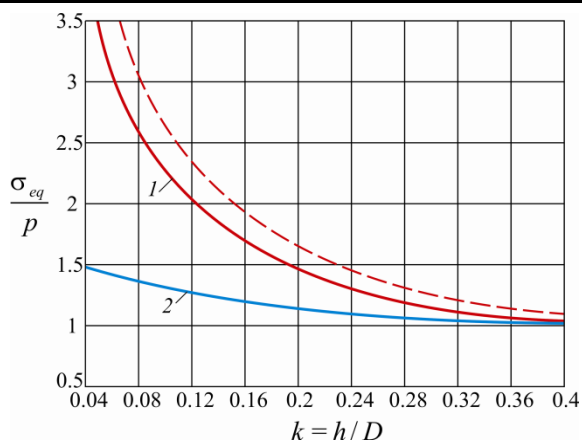


Рис. 5. Еквівалентні напруження в коронці зуба: – відновленого композитом світлового твердіння; 2 – відновленого встановленням керамічної вкладки.

За аналогічним виразом з використанням результатів (1) та (3) можна обчислити еквівалентні напруження в матеріалі пломби чи вкладки. На рис. 5 подано залежності еквівалентних напружень в тканинах коронки відновленого зуба від ЛППЗ. Бачимо, якщо еквівалентні напруження не перевищують допустимих значень (визначених в експерименті), то міцність тканин зуба буде забезпечена. Однак, у процесі кількарічної експлуатації в режимі циклічних навантажень та температурних напружень матеріал пломби змінює свої властивості – деградує, зокрема поступово може втрачати стисливість. Для граничної оцінки цього явища робилось припущення, що матеріал пломби став нестисливим (деформування відбувається лише за рахунок формозміни), тобто $\mu = 0,5$. У такому разі значення еквівалентних напружень у тканинах зуба суттєво зростають. На рис. 5 це явище проілюстроване для кривої 1, де пунктиром зображено залежність еквівалентних напружень для нестисливої пломби. На керамічну вкладку такі явища чинять значно менший вплив і ними можна нехтувати. Отже, старіння реставраційного матеріалу призводить до збільшення еквівалентних напружень у тканинах зуба, знижуючи міцність реставрації.

Для остаточної оцінки міцності композиції «зуб – пломба» чи «зуб – вкладка» для конкретного випадку пропонується зобразити на одному координатному полі дві графічні залежності $f_0(k) = [\sigma]_0 / \sigma_{eq0}(k)$ та $f(k) = [\sigma] / \sigma_{eq}(k)$ (рис. 6). Представлені функції $f_0(k)$, $f(k)$ є розподілами коефіцієнта запасу міцності відповідно зуба і пломби (чи вкладки), а $[\sigma]_0$, $[\sigma]$ – допустимі нормальні напруження для тканин зуба і матеріалу пломби. Якщо такі графіки мають точку взаємного перетину, то вона вказуватиме на зону рівномірної

конструкції «зуб – пломба». Значення k , за яких $f_0(k) < 1$ чи $f(k) < 1$ (або значення обидвох функцій одразу менше одиниці), визначають область ризику швидкого руйнування конструкції. На рис. 6 представлена оцінка міцності зуба відновленого фотополімерним пломбувальним матеріалом. Виявлено, що композиція «зуб – фотополімерна пломба» залишається міцною при $k \geq 0,175$. Це означає наступне: якщо прийняти, що зовнішній поперечний габарит зуба $D = 10 \text{ мм}$, то для забезпечення міцності товщина стінки повинна задовольняти умову $h \geq 0,175D = 1,75 \text{ мм}$; за меншої товщини стінки пломбування буде неефективним, у такому разі для відновлення зуба слід застосувати керамічну вкладку.

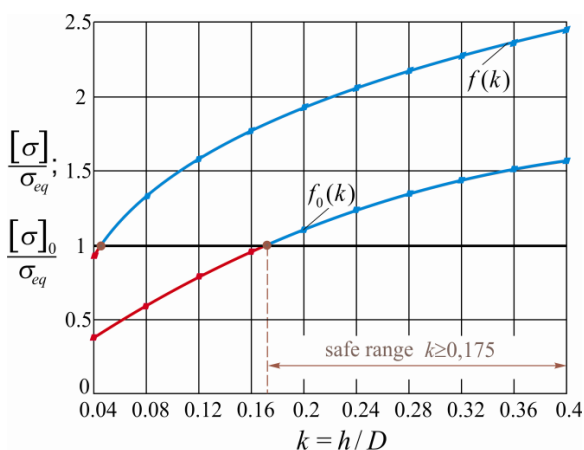


Рис. 6. Оцінка міцності зуба відновленого композитом світлового твердіння

Висновки

Для забезпечення міцності товщина стінки пошкодженого зуба повинна задовольняти умову $h \geq 0,175D$. Чим менша товщина стінки коронки, тим за інших однакових умов у тканинах зуба виникають більші кільцеві напруження. Темпи зростання кільцевих напружень підвищуються при зростанні коефіцієнта Пуассона реставраційного матеріалу, причому, вони зростають стрімкіше із збільшенням величини дефекту.

За меншої товщини стінки використання пломбувальних матеріалів буде неефективним, у такому разі для відновлення зуба слід застосувати керамічну вкладку. Крім того, нехтування ефектом Пуассона може суттєво вплинути на значення еквівалентних напружень. У своїх дослідженнях В. Ю. Мілікевич не врахував ефект Пуассона для тканин зуба, через це результати його розрахунків, можливо, більш яскраво демонструють якісну картину процесу, однак вони менш реалістичні і менш точні щодо кількісних оцінок.

На основі проведеного аналізу, ми можемо стверджувати, що великі осьові напруження, що виникають у нелікованих зубах із дефектами твердих тканин зуба, призводять до їх переломів. Побудована механіко-математична модель контактної взаємодії пломби (вкладки) з твердими тканинами зуба справджується у випадках більшого оклюзійного навантаження, що сприймає сама реставрація. Чим більший об'єм дефекту – тим більш чутлива відновлена структура до фізико-механічних характеристик реставрації. Також варто відмітити, що при великих дефектах важливий вибір матеріалу. Старіння реставраційного матеріалу (що актуальніше для пломбувальних матеріалів) призводить до збільшення еквівалентних напружень у тканинах зуба, знижуючи міцність реставрації.

Література

1. Миликевич В. Ю. Показатели прочностных свойств коронок жевательных зубов после пломбирования полостей первого класса [Текст] / В. Ю. Миликевич, Т. Ф. Данилина, А. С. Краев // *Стоматология*. – 1981. – Т. 60. – № 4. – С. 15–17.
2. Павленко О. В. Аналіз впливу реставраційного матеріалу на напружений стан твердих тканин відновлюваного зуба на прикладі моляра / О. В. Павленко, О. П. Листопад, М. А. Долгов // *Современная стоматология*, 2013. – Т. 4, № 68. – С. 168–172.
3. Терещенко Е. Н. Результаты применения дифференцированного подхода к выбору метода лечения дефектов твердых тканей коронок витальных зубов [Текст] / Е. Н. Терещенко // *Стоматологический журнал*. – 2005. – № 2. – С. 36–38.
4. *Endoprosthodontics – Clinical Guide for Dental Practitioners* [Text] / M. Zarow, C. D'arcangelo, G. Paolone, L. Felipe, G. Paniz. – Warsaw: Quintessence Int, 2013.
5. Listl S. Global Economic Impact of Dental Diseases [Text] / S. Listl, J. Galloway, P. A. Mossey, W. Marcenes. // *Journal Dental Research*, 2015. – Vol. 94, Issue 10. – P. 1355–1361. doi: 10.1177/0022034515602879
6. Oral Health, Information sheet, April 2012 [Electronic resource] / World Health Organization (WHO). – Access mode : http://www.who.int/oral_health/publications/factsheet/en/ – Accessed on: 15/03/2018.
7. Ropyak L. Influence of technological parameters of centrifugal reinforcement upon quality indicators of parts / L. Ropyak, I. Schuliar, O. Bohachenko // *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 2016. – Vol. 1, Issue 5. – P. 53–62. doi: 10.15587/1729-4061.2016.59850
8. Tsakos G. A sober look at the links between oral and general health [Text] / G. Tsakos, C. Quinonez // *Journal Epidemiol Community Health*. – 2013. – Vol. 67, Issue 5. – P. 381–382. doi: 10.1136/jech-2013-202481.

*Стаття надійшла до редакційної колегії 15.11.2018 р.
Рекомендовано до друку д.м.н., професором Пюриком В.П.,
д.м.н, професором Копчею В.С. (м. Тернопіль)*

ANALYTICAL ESTIMATION OF THE TOOTH STRENGTH RESTORED BY DIRECT OR INDIRECT RESTORATIONS

O. Bulbuk, A. Velychkovych¹, V. Mazurenko²

Ivano-Frankivsk National Medical University;

¹*Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas;*

²*Vasyl Stefanyk Precarpathian National University;*

2 Galitska St, , Ivano-Frankivsk, Ukraine, 76018;

e-mail: bulbuk85@gmail.com

This work presents the results of analytical estimation of stress-strain state of reconstructed tooth hard tissues with consideration their contact interaction with a monolithic filling or a dental onlay. The tooth with a defect was simulated as a continuous isotropic cylindrical body with a non-through hole, and the filling or onlay is an elastic deformable cylinder. The ideal contact relations describe the contact between the tooth and the fillings (onlay). The final strength estimation was carried out according to the energy criterion. The mechanical and mathematical model of the system "tooth-filling (onlay)" was developed, which make possible to take into account the influence of elasticity and strength and formulating the boundary-contact problem in a form suitable for analytical solving on the object of study.

The stress-strain state parameters were calculated, in particular the axial, contact and circumferential stresses (analytical expressions (1 - 4), which take into account the elastic-mechanical properties of the hard tissues of the tooth and the material of the filling or onlay). Based on these data, plots of these indicators related the TLDI index was obtained. This index is convenient for practical application, because it is easy to obtain by direct measurements.

Analysis showed that increasing the stiffness of the filling (onlays) reduces the axial stresses in the tissues of the tooth. Therefore, the restoration material with the larger Young's module should be used in case of the TLDI index decreasing. In addition, the contact stress between the filling (onlay) and the tissues of the tooth can be both compression and stretching, depending on the ratio of their Poisson's coefficients. For this reason, it is impractical to use filling materials with for tooth restoration, because contact stresses will become stretched, which may lead to deterioration of adhesion or even to tear off the filling from the tooth. In addition, the contact stresses are, averagely, two orders less than the axial ones, so they can be neglected when evaluating the tooth strength.

The restored tooth strength assessment was made on the basis of the Guber-Mises energy criterion by the magnitude of the maximum equivalent stresses. The strength of the wall thickness should be no less than; if wall thickness is less the filling is not effective and the ceramic onlay should be used to restore the tooth. In addition, the neglect of the Poisson effect can significantly affect the values of equivalent stresses.

Based on the analysis, practical recommendations for damaged tooth crown reconstructions were developed.

Key words: *contact interaction, stress-strain state, tooth, filling.*