

О.Ф. Сіренко

Експериментальне моделювання напружено-деформованого стану незнімної ортопедичної конструкції з опорою на дентальний імплантат та абатмента методом кінцевих елементів

Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

Мета: підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з дефектами зубних рядів за допомогою дентальних імплантатів за рахунок об'єктивізації оцінки напружено-деформованого стану ортопедичних конструкцій.

Матеріали та методи. Для перевірки математичних розрахунків здійснювали моделювання напружено-деформованого стану незнімної ортопедичної конструкції, абатменту та фіксуючого гвинта методом кінцевих елементів у комп'ютерній програмі ANSYS.

Результати. У ході математичних розрахунків та експериментального дослідження напружено-деформованого стану ортопедичних конструкцій з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати було встановлено, що напруження в концентраторі під кутом 90° у 2,6 разу більше, ніж з кутом 137° . Експериментально доведено, що оптимальний кут конусності абатмента складає $7,5^\circ$, а максимальні напруження, що виникають у такому абатменті, завдяки оптимізації конусності були зменшені у 1,4 разу порівняно з кутом конусності абатмента 14° .

Висновки. Застосування запропонованих оптимальних параметрів індивідуального абатменту для мінімізації оклюзійного навантаження на незнімні металокерамічні конструкції з опорою на дентальні імплантати допомагає знизити показники напружено-деформованого стану в зубних протезах, абатменті та фіксуючому гвинті.

Ключові слова: дефекти зубних рядів, незнімні зубні протези, напружено-деформований стан ортопедичних конструкцій на внутрішньокісткових дентальних імплантатах.

Одним з найважливіших факторів, що призводять до виникнення ускладнень після імплантації на етапі ортопедичного лікування, є нерациональний розподіл жувального навантаження. Для покращення розуміння розподілу жувального навантаження та можливості розрахунку параметрів ортопедичних конструкцій з опорою на імплантати з урахуванням стану оточуючих імплантат тканин було проведено ряд математичних та експериментальних досліджень із застосуванням сучасних комп'ютерних технологій, що в сукупності дозволяють знизити ризик виникнення ускладнень [2, 4, 7, 9, 10, 11]. З метою покращення фіксації незнімних ортопедичних конструкцій з опорою на імплантати було запропоновано ряд конструктивних рішень для посилення ретенції штучних коронок та покращення естетики [5, 6, 8, 12].

Мета дослідження – підвищення ефективності ортопедичного лікування пацієнтів з дефектами зубних рядів за допомогою дентальних імплантатів за рахунок об'єктивізації оцінки напружено-деформованого стану ортопедичних конструкцій.

Матеріали та методи дослідження

Для вивчення топографії руйнування незнімних ортопедичних конструкцій з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати було застосовано математичний аналіз напружено-деформованого стану зубів під дією жувальних сил [1, 3, 9], за допомогою якого вдалось визначити ймовірну топографію руйнації металокерамічних конструкцій та фіксуючого гвинта абатмента під дією навантаження у вигляді сил, що діють на ортопедичну конструкцію вертикально та під кутом γ до протезу.

Розрахунки проводились за методикою І.В. Кнетіса (1980), О.О. Баса (2003), яка передбачає припущення, що

сила P діє під кутом $\gamma = 200$, а точка її додатка на відстані однієї четвертої частини зовнішнього діаметра кореня (D) від центра.

Методика передбачає математичний розрахунок напружено-деформованого стану імплантату, абатмента та металокерамічних протезів під дією навантаження. Для розрахунку виходили з того, що на ортопедичну конструкцію з опорою на внутрішньокістковий дентальний імплантат діє найбільш несприятлива за напрямком сила P , що відповідає максимальному однократному жувальному навантаженню. Жувальне навантаження визначили таким, яке не може перевищувати витривалості пародонту зуба. Витривалість пародонту премоларів становить 150–220 Н. У верхніх перших молярів вона може досягати 370 Н. Виходячи з того що на кожний корінь багатокореневого зуба припадає частина навантаження, максимальне однократне жувальне навантаження на корінь молярів і премоларів прийняли 290 Н. Оскільки в разі протезування на імплантатах відсутній елемент зворотного зв'язку із тканинами періодонту, у дослідженні вивчали сили у 220 Н (як середнє значення) та 400 Н (як максимальне навантаження). Діючу силу P розкладали на дві складові: вертикальну $P_v = P \cos \gamma$ і горизонтальну $P_r = P \sin \gamma$. Виходячи з того що при збільшенні кута додатка сили до осі конструкції на імплантаті більше 15° призводить до травми тканин, оточуючих імплантат, з урахуванням запасу міцності, для розрахунку прийняли $\gamma = 200$ як найбільш несприятливий кут.

Для перевірки математичних розрахунків було проведено моделювання напружено-деформованого стану незнімної ортопедичної конструкції, абатмента та фіксуючого гвинта методом кінцевих елементів. Моделювання здійснювали в комп'ютерній програмі ANSYS [1, 3].

Результати дослідження та їх обговорення

У результаті проведеного математичного дослідження з урахуванням біомеханіки жувального апарату визначено напружено-деформований стан імплантату, абатмента та металокерамічних протезів під дією навантаження, що дозволило обрахувати математичну модель напружено-деформованого стану імплантату, абатменту та металокерамічних протезів у точній математичній постановці з урахуванням всіх конструктивних особливостей протезу.

За допомогою математичного аналізу була запропонована формула для визначення оптимального з точки зору міцності кута конусності абатмента:

$$\left\{ \begin{aligned} \beta &= 2\text{tan}^{-1} \left(\text{abs} \left(\sqrt{\text{abs} \left(\frac{0,32P \cos \gamma - 0,25[\sigma]_a d_b^2}{[\sigma]_a H^2} \right)} - \frac{0,5d}{H} \right) \right), \\ D_a &= d + 2H \text{tan} \frac{\beta}{2}; \quad d = D_a - 2H \text{tan} \frac{\beta}{2} \end{aligned} \right.$$

де P – сила жувального навантаження, H – висота абатмента, D_a – зовнішній діаметр абатмента, $[\sigma]_a$ – допустиме напруження матеріалу абатмента, d – діаметр верхньої частини абатмента, тобто діаметр на висоті H від основи конуса, d_b – діаметр головки фіксуючого гвинта, abs – позначення абсолютного (додатнього) значення виразу (рис. 1).

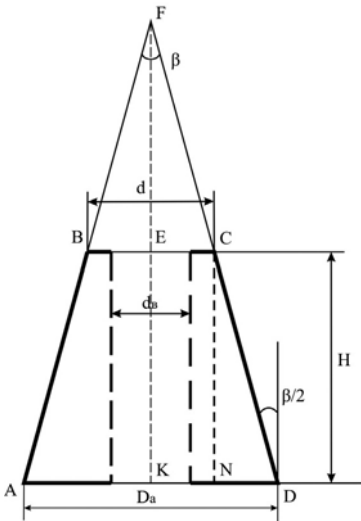


Рис. 1. Геометрична інтерпретація перерізу абатмента.

Для стабільної фіксації коронки на абатменті, щоб уникнути впливу крутного моменту, наносяться поздовжні пази на апроксимальних поверхнях абатмента. Розглянемо напружено-деформований стан абатменту з урахуванням пазів (рис. 2).

Запропоновано формулу, за якою можна визначити оптимальний з точки зору міцності радіус поздовжнього пазу:

$$r' \leq \sqrt{\frac{P \cos \gamma}{3,14[\sigma]_a} - R_a^2 - r_b^2},$$

де $[\sigma]_a$ – допустиме напруження матеріалу абатмента; P – жувальне навантаження; $R_a = 0,5D_a$ – зовнішній радіус абатмента; $r_b = 0,5d_b$ – внутрішній радіус отвору абатмента під головку фіксуючого гвинта; $r' = 0,5d'$ – радіус пазу.

Для дослідження отриманих аналітичних результатів був проведений ряд числових експериментів у програмі ANSYS на чотирьохядерному комп'ютері з тактовою частотою 12 ГГц та обсягом оперативної пам'яті 8 Гб. При вирішенні поставленої задачі методом кінцевих елементів була отримана дискретна модель. При дискретизації імплантату, абатмента та штучної коронки було отримано 950000 об'ємних кінцевих елементів у вигляді тетраєдрів (рис. 3).

У результаті дослідження були отримані графіки напружень, які виникають в ортопедичній конструкції з опорою на внутрішньокістковий дентальний імплантат під час дії жувального навантаження 220 Н (рис. 5–6).

За допомогою методу кінцевих елементів були отримані поля напруження в конструкції, які виявились найбільшими в ділянці з'єднання стержня та головки фіксуючого гвинта (рис. 5). Досить високі напруження виникають на внутрішньому боці штучної коронки в місці дотику з верхнім кутом абатмента, що також зростають при циклічному навантаженні і можуть призвести до руйнування конструкції.

Методом кінцевих елементів було встановлено, що граничні напруження, які виникають у каркасі штучної коронки, абатменті, фіксуючому гвинті та самому імплантаті, при зростаючому циклічному навантаженні до 400 Н дозволяють визначити всі критичні зони напруження, які не були виявлені при попередньому розрахунку в силі у 220 Н (рис. 6).

При аналізі даних, отриманих за допомогою моделювання конструкції методом кінцевих елементів з урахуванням більшої величини жувального навантаження, було встановлено поля еквівалентних напружень із зазначенням максимальних і мінімальних значень напруження та їх розташування (рис. 4). Мінімальні напруження були зареєстровані в апікальній частині імплантату. Максимальні напруження, які призводять до руйнування елементів ортопедичної конструкції та резорбції кісткової тканини, були виявлені в ділянці шийки імплантату, у фіксуючому гвинті абатмента, у самому абатменті, на внутрішній верхній частині каркасу коронки, на оклюзійній поверхні штучної коронки по центру та на схилах горбків, що підтвердило результати проведених математичних розрахунків.

Була проведена серія числових експериментів перерізу імплантату та абатмента з метою визначення оптимальної конусності абатмента та кута нахилу уступу абатмента. Методом кінцевих елементів отримано кінцево-елементна модель в перерізі, що складалась із 25000 кінцевих елементів. Спочатку була проведена

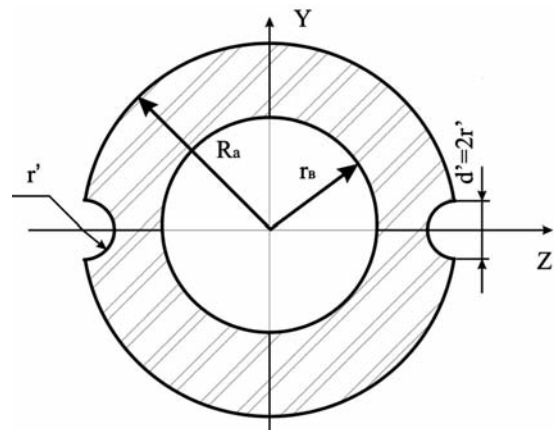
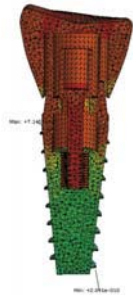
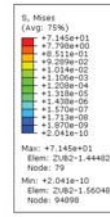
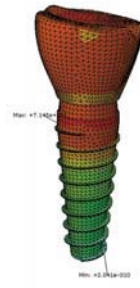
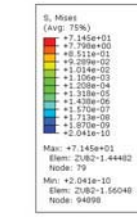


Рис. 2. Схема поперечного перерізу абатменту з поздовжніми пазами на апроксимальних поверхнях.



а

б

Рис. 3. Дискретна модель ортопедичної конструкції з опорою на внутрішньокістковий дентальний імплантат у точній математичній побудові.

Рис. 4. Схема еквівалентних напружень, що виникають у конструкції, із зазначенням максимальних та мінімальних значень напруження (а, б).

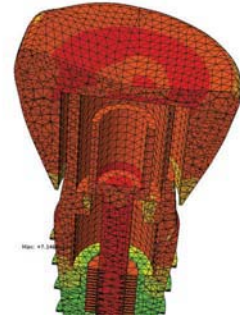
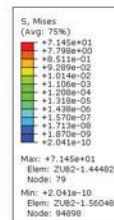
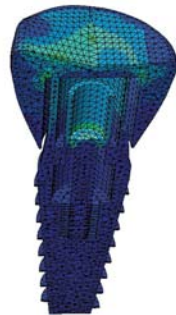
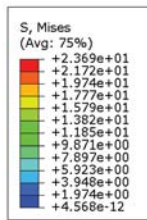


Рис. 5. Схема розподілу граничних напружень, які виникають у конструкції під дією жувального навантаження (220 Н).

Рис. 6. Схема граничних напружень, які призводять до руйнування ортопедичної конструкції з опорою на імплантат, визначених методом кінцевих елементів, при розрахунку жувального навантаження 400 Н.

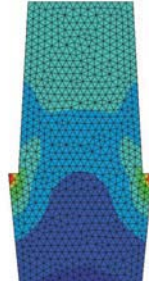
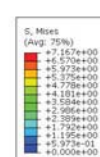
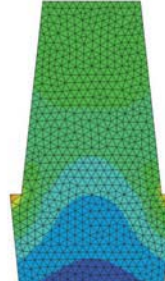
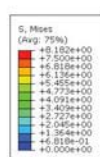
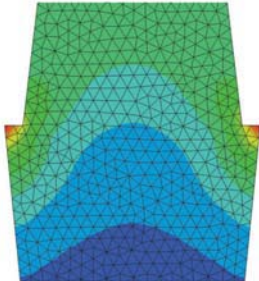
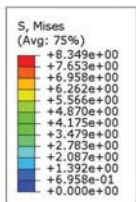
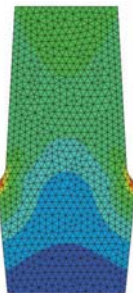
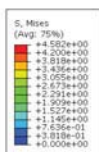


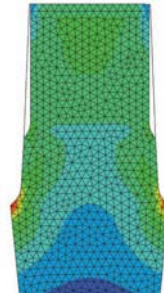
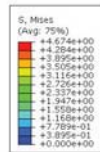
Рис. 7. Схема напружень, що виникають в абатменті з конусністю 14°.

Рис. 8. Схема напружень, що виникають в абатменті з конусністю 9°.

Рис. 9. Схема напружень, що виникають в абатменті з конусністю 7,5°.



а



б

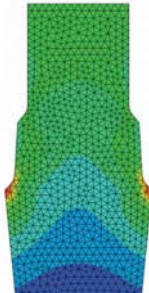
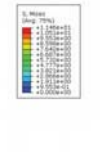


Рис. 10. Схема зменшення напруження в абатменті при уступі під кутом 137° з виконанням закруглення.

Рис. 11. Схема зменшення напружень створення додаткових ретенційних елементів покращення фіксації штучної коронки в абатменті, виготовленому за запропонованою методикою при навантаженні: а) 220 Н; б) 400 Н.

порівняльна оцінка напружень, що виникають у ділянці уступу, без урахування конусності абатмента при величині жувального навантаження у 220 Н. Була проведена порівняльна оцінка напружень, що виникають в абатменті з уступом під кутом 90° , але з різною конусністю абатмента у 14° , 9° і $7,5^\circ$ (рис. 7–9).

Максимально можливе зниження напруження в абатменті за рахунок варіювання конусністю було досягнуто при $7,5^\circ$ (рис. 9). Таким чином, максимальні граничні напруження, що виникають в абатменті, були зменшені приблизно в 1,4 разу в порівнянні з результатом при 14° .

Незважаючи на максимально можливе зменшення напруження в абатменті при конусності $7,5^\circ$, залишається зона граничного напруження в ділянці уступу абатмента, що може призвести до руйнування ортопедичної конструкції. З метою зменшення напруження в цій ділянці було розглянуто кілька варіантів конфігурації уступу, але саме уступ під кутом 137° з виконанням заокруглення показав найкращий результат зменшення напруження (рис. 10). Для попередження виникнення тріщин у концентраторі напруження, яким є вершина кута, необхідно виконувати заокруглення, що приводить до зниження напруження в цій ділянці.

При моделюванні методом кінцевих елементів абатмента на основі запропонованої вище геометрії був розглянутий числовий експеримент з урахуванням поздовжнього пазу на апроксимальних поверхнях абатмента, який забезпечує кращу ретенцію штучної коронки та попереджає виникнення розцементування ортопедичних конструкцій з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати (рис. 11).

На основі розрахованих вище кута нахилу та заокруглення доведено, що поздовжній раз істотно не збільшує напруження в абатменті й не є концентратором напруження. При побудові математичної моделі абатмента, виготовленого за запропонованою методикою, з урахуванням усіх діючих навантажень удалося зменшити напруження в абатменті в кілька разів і покращити фіксацію штучної коронки.

Таким чином, на основі математичних розрахунків навантаження, що діє під різними кутами (90° і 20°) на незнімні ортопедичні конструкції з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати, доведено та підтверджено експериментально, що граничні напруження в індивідуальному абатменті з конусністю $7,5^\circ$ у 1,4 разу менше, ніж напруження у стандартному з конусністю

14° . Для попередження руйнації ортопедичної конструкції з опорою на внутрішньокістковий дентальний імплантат рекомендується зменшення концентрації напруження в ділянці уступу абатмента шляхом його заокруглення.

На основі виведених математичних співвідношень створено комп'ютерну програму розрахунку оптимальних параметрів абатмента: конусності, конфігурації уступу, розміру ретенційного поздовжнього пазу на апроксимальних поверхнях.

На підставі проведених математичних та експериментальних досліджень встановлено, що оптимальним для виготовлення незнімних ортопедичних конструкцій з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати є застосування індивідуальних абатментів з конусністю $7,5^\circ$ та уступом під кутом 137° і створенням у ділянці уступу заокруглення, а також нанесенням поздовжнього пазу на апроксимальних поверхнях абатмента для посилення ретенції штучної коронки. Уступ повинен бути розташований вище рівня ясен на оральній та апроксимальних поверхнях, а на рівні ясен – на вестибулярній.

Висновки

Уперше було проаналізовано напружено-деформований стан зубощелепної системи після встановлення незнімного металокерамічного протезу з опорою на внутрішньокістковий дентальний імплантат з використанням індивідуального абатмента та створено математичну модель напружено-деформованого стану у точній математичній постановці з урахуванням всіх особливостей конструкції протезу. Доведено умови міцності для протезів у двох випадках навантаження вертикально діючої сили та під кутом. У ході математичних розрахунків та експериментального дослідження напружено-деформованого стану ортопедичних конструкцій з опорою на внутрішньокісткові дентальні імплантати з урахуванням концентраторів напруження – уступів під кутом 90° та 137° встановлено, що напруження в концентраторі під кутом 90° у 2,6 разу більше, ніж з кутом 137° . На основі методу кінцевих елементів імплантату доведено, що оптимальний кут конусності відповідає розробленій математичній моделі. Експериментально доведено, що оптимальний кут конусності абатмента складає $7,5^\circ$. Таким чином, максимальні напруження, що виникають в абатменті, завдяки оптимізації конусності були зменшені в 1,4 разу порівняно з кутом конусності абатмента 14° .

ЛІТЕРАТУРА

1. Галлагер Р. Метод конечных элементов / Р.Х. Галлагер. – М.: Мир, 1986. – 428 с.
2. Дяк І. Дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «коронка–циліндричний імплантат–кістка» на основі осесиметричної моделі / І. Дяк, М. Копитко, А. Коркуна // Фізико-математичне моделювання та інформаційні технології. – 2010. – Вип. 12. – С. 78–87.
3. Каплун А.Б. ANSYS в руках инженера: практическое руководство / А.Б. Каплун, Е.Н. Морозов, Н. А. Олферьева. – М.:УРСС, 2003. – 272 с.
4. Мандзюк Т. Огляд проблем комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології / Т. Мандзюк, В. Вовк // Вісник Львів. ун-ту; Сер. прикл. матем. та інформ. – 2008. – Вип. 14. – С. 105–122.
5. Миргазизов Р.М. Интегральная оценка качества соединений ортопедических конструкций с дентальными имплантатами / Р.М. Миргазизов // Институт стоматологии. – 2007. – №34. – С. 32–33.
6. Міняйло М.І. Методика застосування кукових вкладок замість стандартних абатментів / М.І. Міняйло, В.Є. Жданов, В.Є. Жданов, Б.С. Козлов // Современная стоматология. – № 1. – 2007. – С. 91–97.
7. Олесова В.Н. Напряженно-деформированное состояние кортикальной кост-

ной ткани в условиях трехмерной математической модели нижней челюсти при нагрузке внутрикостного имплантата в боковом отделе зубного ряда / В.Н. Олесова, Г.Н. Журули, Ю.М. Магаметханов и др. // Стоматология. – 2009. – № 6. – С. 60–61.

8. Фастовець О.О. Покращення ретенції незнімних протезів при низьких клінічних коронках унаслідок патологічного стирання зубів / О.О. Фастовець // Современная стоматология. – 2007. – № 4 (40). – С. 124–127.

9. Чуйко А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – 304 с.

10. Kwon B.-G. Finite element analysis of different bone substitutes in the bone defects around dental implants / B.-G. Kwon, S.-G. Kim // Implant Dentistry. – 2006. – Vol. 15. – N. 3. – P. 254–261.

11. Nagasawa S. Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method / S. Nagasawa, K. Hayano, T. Niino et al. // Dental Materials Journal. – 2008. – N. 27. – P. 633–639.

12. Serrano-Sanchez P. The influence of platform switching in dental implants. A literature review / P. Serrano-Sanchez et al. // Med. Oral. Patol. Cir. Bucal. – 2011. – N. 16. – P. 400–405.

Экспериментальное моделирование напряженно-деформированного состояния несъемной ортопедической конструкции с опорой на дентальный имплантат и абатмента методом конечных элементов

А.Ф. Сиренко

Цель: повышение эффективности ортопедического лечения пациентов с дефектами зубных рядов с помощью дентальных имплантатов за счет объективизации оценки напряженно-деформированного состояния ортопедических конструкций.

Материалы и методы. Для проверки математических расчетов проводили моделирование напряженно-деформированного состояния несъемной ортопедической конструкции, абатмента и фиксирующего винта методом конечных элементов в компьютерной программе ANSYS.

Результаты. В ходе математических расчетов и экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния ортопедических конструкций с опорой на внутрикостные дентальные имплантаты было установлено, что напряжения в концентраторе под углом 90° в 2,6 раза больше, чем с углом 137° . Экспериментально доказано, что оптимальный угол конусности абатмента составляет $7,5^\circ$, а максимальные напряжения, которые возникают в таком абатменте благодаря оптимизации конусности, были уменьшены в 1,4 раза по сравнению с углом конусности абатмента 14° .

Выводы. Применение предложенных оптимальных параметров индивидуального абатмента для минимизации окклюзионной нагрузки на несъемные металлокерамические конструкции с опорой на дентальные имплантаты помогает снизить показатели напряженно-деформированного состояния в зубных протезах, абатменте и фиксирующем винте.

Ключевые слова: дефекты зубных рядов, несъемные зубные протезы, напряженно-деформированное состояние ортопедических конструкций на внутрикостных дентальных имплантатах.

Experimental modeling of stress-strain state of non-removable dental prostheses on dental implant and abutment by finite element analysis

A. Sirenko

Aim: Improving the efficiency of orthopedic treatment of patients with defects of dentition using dental implants by objectivisation of evaluation of stress-strain state of dental prostheses.

Material and methods. Modeling of stress-strain state of non-removable orthopedic construction, abutment and fixing screw by finite element analysis in computer program ANSYS was used for verification of mathematical calculations.

Results. In the course of mathematical calculations and experimental research of stress-strain state of orthopedic constructions on dental implants it was studied that tension in the hub with the angle ledge at 90° is 2.6 times greater than with 135° angle. Experimentally proved that optimal abutment's conical angle is $7,5^\circ$, and maximum tension in such abutment by optimizing cone angle decreased in 1.4 times compared with angle of 14° .

Conclusions. Using offered optimal parameters of individual abutment to minimize the occlusal loading force on the non-removable metal-ceramic constructions on dental implants helps to reduce the stress/strain values in dental prostheses, abutment and fixing screw.

Key words: defects of dentition, non-removable dental prostheses, stress-strain state of dental prostheses on endosseous dental implants.

*Сиренко Олександра Федорівна – канд. мед. наук,
асистент кафедри стоматології НМАПО ім. П.Л. Шупика МОЗ України.
Адреса: вул. Пимоненка, 10-а, м. Київ, 04050. Тел.: (044) 4823281. E-mail: sirenko_a@ukr.net.*

НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ • НОВОСТИ

В XVII ВЕКЕ БЫЛ ИЗОБРЕТЕН ОДИН ИЗ САМЫХ ВАЖНЫХ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ

Разработанный известным французским стоматологом Этьеном Буржетом зубной ключ на долгие десятилетия и даже века стал главным подручным инструментом любого уважающего себя дантиста. Конструкция первых таких ключей была простой, но в то же время весьма эффективной. Это был обычный металлический прибор, напоминавший что-то среднее между штопором, «открывашкой» и обычным гаечным ключом. На конце оси красовался специальный крюк, с помощью которого удавалось плотно захватить нужный зуб. Таким образом, он даже не вырывался, а скорее выкручивался, словно шуруп. В дальнейшем зубной ключ претерпел множество доработок и модификаций (например, стало возможным захватывать зубы под разными углами), но не утратил при этом своей доступности и относительной простоты в использовании.

А как же удаляли зубы до появления этого приспособления? Скажем честно, этот процесс мог принести настоящие страдания и отчасти напоминал лотерею. Дело в том, что вырывали большой зуб, как правило, обычными щипцами. В самый ответственный момент он нередко скалывался под корень, а щипцы, соскочив, могли повредить еще и соседние зубы. Остатки того, что когда-то было зубом, выбивали долотом, что иногда приводило даже к смерти пациента от болевого шока.