

რბილი ქსოვილები, თვით იმპლანტი და ხელოვნური გვირგვინი; იმპლანტის სუპრასტრუქტურის ზედაპირი მაქსიმალურად გაიწმინდა და გაპრი-
აღდა, რაც მნიშვნელოვანი პირობაა პათოგენური
ბაქტერიების პოპულაციათა აქტივაციის შესამ-
ცირებლად. აპარატ Vector-ის კარბომიდის ბოჭკო-
სგან დამზადებული ინსტრუმენტები სუსპენზია
Vector Fluid Polish-სთან კომბინაციაში, წარმატებით
ადეზინფიცირებენ და აპრიანებენ იმპლანტს.

პაციენტებისთვის (21%) ჩატარებულმა აუცილე-
ბელმა ქირურგიულმა ჩარევამ Vector-თერაპიის
შემდეგ ჩაიარა ასეპტიკურ პირობებში, შემცირდა
ინფიცირების რისკი, შეიქმნა აუცილებელი პი-
რობები ქსოვილების შეხორცების პროცესის
მაქსიმალური დაჩქარების, პათოლოგიური ჯიბე-

ების რეგულარული კონტროლისა და რეინ-
ფიცირების პრევენციისთვის.

კომპლექსური მკურნალობა მეორედობდა იმპლან-
ტის გარშემო ანთებითი პროცესის გამოვლენის
შემთხვევაში. პერიიმპლანტიტის პრევენციისა და
არასასურველი ცვლილებების დროული დიაგ-
ნოსტიკის, ასევე, იმპლანტებისა და მათ ირგვლივ
რბილი ქსოვილების სიჯანსაღის შესანარჩუნე-
ბლად მიზანშეწონილია წელიწადში სამ-ოთხჯერ
პირის ღრუსა და იმპლანტატის ხელმისაწვდომი
ნაწილის პროფესიონალური ჰიგიენის ჩატარება
აპარატ Vector-ის საშუალებით.

ჩატარებული კვლევის შედეგები მიუთითებენ
სისტემა Vector-ის მაღალეფექტურობაზე.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ШИНИРОВАНИЯ ПОДВИЖНЫХ ЗУБОВ С СОХРАНЕНИЕМ ИХ ПОДВИЖНОСТИ НА УРОВНЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ

¹Беликова Н.И., ²Петрушанко Т.А.

¹Буковинский государственный медицинский университет, Черновцы; ²Высшее государственное медицинское учреждение «Украинская медицинская стоматологическая академия», Полтава, Украина

Распространенным способом укрепления подвижных резцов является их шинирование с использованием различных видов арматуры и ее размещения по отношению к шинированным зубам [1,2,4,7,9]. К основным факторам, на которые необходимо обращать внимание, можно отнести: степень резорбции межзубных перегородок, величина анатомической коронки зубов, степень подвижности и наклона зубов во фронтальном участке [14]. Предлагаемые способы шинирования подвижных резцов с размещением арматуры на внутренней стороне зубов имеют существенные эстетические преимущества [9,11]. Однако, при любом способе шинирования особое значение имеет определение оптимального (наиболее рационального с точки зрения биомеханики) места размещения ретенционной борозды и арматуры в зависимости от высоты коронки зуба. Максимальные окклюзионные нагрузки (внешняя сила), возникающие при жевании, зависят от индивидуальных возможностей мускулатуры и болевого порога [6]. Исходя из вышеизложенного, увеличить стабильность зуба можно за счет снижения плеча силы (L), например, укоротив зуб, или увеличив сопротивление (PX) в пародонте за счет шинирования соседних зубов. С целью направления силы реакции на нижние фронтальные зубы аксиально, режущая поверхность этих зубов должна быть

наклонена примерно на 20° вестибулярно. Подобное моделирование окклюзионной поверхности позволит минимизировать момент силы, опрокидывающей зуб, направляя жевательную нагрузку аксиально.

Вышеизложенное указывает на актуальность биомеханического подхода к шинированию, позволяющего сохранять подвижность зубов на уровне физиологической, равномерно распределять и демпфировать нагрузку, вовлекать в регулирование периодонто-мышечный рефлекс; гарантирует сохранение целостности конструкции во время жевания и проведение лечебных мероприятий, сохраняя при этом высокие функционально-эстетические качества шины.

Целью данного исследования явилось биомеханическое обоснование шинирования подвижных зубов при пародонтите с учетом высоты и наклона коронок зубов, степени их подвижности, вида прикуса.

Материал и методы. При биомеханических расчетах рассматривали модель с интактными тканями пародонта и модельные случаи, где высота коронки - $h \geq 6$ мм. Величина данного параметра является необходимой составляющей для получения достоверных данных. В

качестве модели исследования при вертикальных нагрузках был принят стержень, испытывающий действие осевого сжатия, а при горизонтальных - консольную балку, прочно закрепленную в сагиттальной плоскости. По рентгенологическим данным определяли основные геометрические параметры опорных зубов: длину корней, разницу внеальвеолярной и внутриальвеолярной частей зуба. Внутренние усилия конструкции определяли по оценке действий суммарно приведенных вертикальных и горизонтальных внешних компонентов нагрузки. На основании определения функциональных напряжений тканей пародонта опорных зубов и их соотношения с минимальными и максимально допустимыми разработан алгоритм выбора расположения на зубах шинирующей конструкции с учетом рационального распределения жевательной нагрузки в биомеханической системе «шина - опорные зубы - пародонт».

Результаты и их обсуждение. Результаты исследования показали, что в норме расчетная схема резца представляет собой жестко зажатую консольную конструкцию, воспринимающую вертикальную и горизонтальную нагрузки, которые возникают при откусывании пищи. В качестве расчетной высоты зуба h принимается размер, равный сумме высоты коронковой части зуба и третьей части длины его корня.

Следует учитывать, что зубы в лунках находятся в упруго-фиксированном состоянии, имеют некоторую подвижность [8]. Независимо от направления силы, зависимость смещения зуба от нагрузки носит сложный характер. При патологической подвижности резцов I и II степени жестко ущемленная опора превращается в пружинно-шарнирную, а расчетная схема - в геометрически переменную систему, при добавлении нагрузки к которой последнюю можно рассматривать как механизм. Для восприятия внешней нагрузки такой схемы требуется дополнительная связь, которой и является шина, закрепленная на клыках (рис. 1).

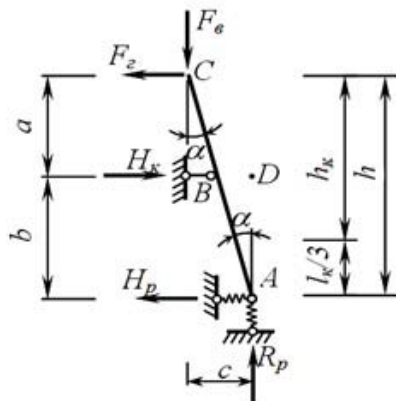


Рис. 1. Расчетная схема подвижного резца
 F_e - вертикальная составляющая внешней нагрузки;
 F_z - горизонтальная составляющая внешней нагрузки;
 α - угол наклона резцов во фронтальном участке;

h - расчетная высота зуба; h_k - вертикальная проекция коронковой части зуба; l_k - вертикальная проекция корня резца; H_k - горизонтальное усилие, которое воспринимает арматура шины; H_p - горизонтальное реактивное усилие в резце; R_p - вертикальное реактивное усилие в резце.

Основным критерием оптимального размещения ретенционной борозды по высоте коронковой части зуба является усилие в корне резца и горизонтальное усилие, передаваемое непосредственно шиной на клыки при действии вертикальной и горизонтальной нагрузок на резцы. Угол наклона центральных резцов во фронтальном участке определяли с использованием параллелометрии. Для этого на моделях определяли результирующую кривой F.G. Spee для каждой из сторон. Перпендикулярно плоскости, образованной этими результирующими, действует сила F .

Таким образом, разделив глубину поднутрения P_e вестибулярных поверхностей центральных резцов нижней челюсти к вектору силы F на длину коронковой части центрального резца, получаем $\sin \alpha$, а отношение глубины поднутрения P_e к вертикальной проекции высоты коронки центрального резца h'_k равен tg .

Значение угла наклона центральных резцов α во фронтальном участке может быть соответственно определено как:

$$\alpha = \arcsin \frac{P_e}{h'_k} \quad \alpha = \arctg \frac{P_e}{h_k}$$

или

Для определения численных значений усилий, передаваемых шиной на клыки, и усилий, возникающих в корне резца от действия вертикальной нагрузки, использованы уравнения равновесия:

$$\sum M_A = 0 \quad F_z \cdot h + F_e \cdot c - H_k \cdot b = 0 \quad (1.1)$$

$$H_k = \frac{F_z \cdot h + F_e \cdot c}{b} = \frac{F_z \cdot h + F_e \cdot h \cdot tg \alpha}{b} \quad (1.2)$$

$$\sum Y = 0 \quad R_p - F_e = 0 \Rightarrow R_p = F_e$$

$$\sum M_D = 0 \quad F_z \cdot a + F_e \cdot c - H_p \cdot b = 0$$

$$H_p = \frac{F_z \cdot a + F_e \cdot c}{b} = \frac{F_z \cdot a + F_e \cdot h \cdot tg \alpha}{b} \quad (1.3)$$

Как видно из полученных зависимостей (1.1), (1.2) и (1.3), значения реактивных усилий, возникающих в резцах, и усилий, передаваемых на клыки, зависят от

анатомических размеров коронковой части резцов, их наклона и положения арматуры шины по высоте зуба. При этом, чем выше устанавливается шина (увеличивается размер b на рис. 1), тем меньше горизонтальное усилие H_p , возникающее в резце и усилие H_k , передаваемое через арматуру шины на клык (т.к. b в выражениях 1.1 и 1.2 находится в знаменателе).

Величины горизонтального усилия в шине и горизонтального реактивного усилия в резце зависят не только от значений горизонтальной составляющей нагрузки, но и от вертикальной. Вертикальная составляющая реактивного усилия в резце, согласно 1.2, независимо от положения шины, всегда равна значению вертикальной нагрузки.

Таким образом, согласно выражениям 1.1, 1.2 и 1.3, наиболее рациональное размещение шины соответствует максимально возможному приближению ее к режущей кромке резцов. Размещение ретенционной борозды на расстоянии 2-3 мм от верхнего среза резца обусловлено технологией изготовления шины и стремлением как можно меньше изменить форму внутренней поверхности возле режущей кромки резца. С точки зрения передачи горизонтальной нагрузки от резцов через шину на клыки положение ретенционной борозды в зоне крепления арматуры к клыку должно быть как можно ниже (ближе к нижнему краю коронковой части зуба) для уменьшения значения опрокидывающего момента в клыках, вызванного горизонтальными нагрузками, передаваемыми шиной.

Поэтому, наиболее оптимальным вариантом шинирования резцов, с точки зрения биомеханики, можно считать расположение ретенционной борозды и соответственно рабочей арматуры в верхней части первых резцов с последующим постепенным опусканием арматуры и ретенционной борозды к нижнему краю коронковой части клыков. Именно такое расположение арматуры следует считать целесообразным.

Следует также отметить, что максимально возможное верхнее положение арматуры при прогеническом прикусе определяется окклюзионным положением режущей кромки резцов верхней челюсти. Симметричность шинирования зубного ряда и прикладываемой нагрузки позволяет перейти от объемной расчетной схемы к ее плоской проекции, спроецировав все приложенные и возникающие усилия на сагитальную плоскость (рис. 2).

В результате шинирования резцов и клыков с использованием арматуры и полимера все шинированные зубы, с точки зрения механики, можно считать жестким диском (деформациями которого можно пренебречь ввиду их незначительности), закрепленным подвижными шарнирно-пружинными опорами по продольным осям

резцов и в месте соединения шины с клыками (точки A , B и D рис. 2) и шарнирно-неподвижной опорой в точке C . В качестве нагрузки F воспринимается сосредоточение нагрузки на один резец (в случае незначительных габаритных размеров пищевого комка, не превышающих ширины резца) или равнодействующая от распределенной по всей длине зубного ряда или некоторой его части нагрузка (при размерах пищевого комка, превышающего ширину одного резца). Менее благоприятным вариантом загрузки является случай, при котором равнодействующая нагрузка F расположена между центральными резцами. При этом степень наклона зубов во фронтальном участке по отношению к нагрузке задается углом α , а степень резорбции и анатомическая величина зубов - соответственно размерами h_k и l_k .

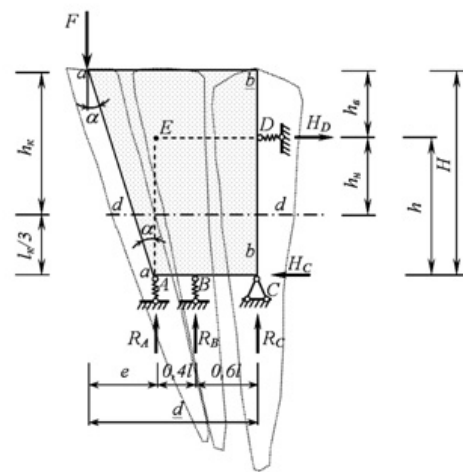


Рис. 2. Расчетная схема шинирования зубов

где h_k - высота коронковой части клыка; l_k - длина корня клыка; F - вертикальная нагрузка, возникающая при откусывании на центральном резце; $a-a$ - наклонная ось центрального резца; α - угол наклона центральных резцов во фронтальном участке по отношению к нагрузке; $b-b$ - ось клыка; e - эксцентриситет приложенной силы F относительно центральных резцов; $d-d$ - уровень нижней кромки коронковой части клыка; l - расстояние между центрами сопротивления нижнего клыка и нижнего центрального резца; R_A - вертикальное реактивное усилие центрального резца; R_B - вертикальное реактивное усилие латерального резца; R_C - вертикальное реактивное усилие клыка; H_D - горизонтальное усилие, передаваемое арматурой шины на клык; H_C - горизонтальное реактивное усилие, возникающее в корне клыка; E - точка пересечения линий действия сил H_D и R_A ; h_e - расстояние от режущей кромки коронковой части зубов к оси ретенционной борозды; h_n - расстояние от нижнего края коронковой части зубов к оси ретенционной борозды; h - расстояние от оси ретенционной борозды к точке A ; H - расчетная высота зуба.

Учитывая совместную работу всех зубов, включенных в шину, величина вертикальной нагрузки на резцы мало зависит от начальной степени подвижности резцов,

и определяется, в основном, подвижностью клыков, которые и воспринимают нагрузку, передаваемую от резцов шиной. При действии нагрузки F жесткий диск возвращается соответственно точки C (пренебречь вертикальным перемещением клыков позволяет тот факт, что клык является опорой для всей конструкции шины), вызывая реактивные усилия в упругих опорах, которые прямопропорциональны их удалению от центра вращения C . Как видно из рис. 2, сила F вызывает реакцию корня резца R_A , вращающая шину относительно оси поворота C . При этом шина передает нагрузку H_D на клык. Предполагаем, что сила реакции самого клыка, которая представлена на рисунке силой H_C , (вследствие его большой жесткости) намного меньше реакции пародонта,

$$\text{следовательно: } \frac{R_A}{l} = \frac{H_D}{h} \quad \text{отсюда: } R_A = \frac{H_D \cdot l}{h}$$

$$\text{Аналогично: } \frac{R_B}{0,6l} = \frac{H_D}{h} \quad \text{отсюда: } R_B = \frac{H_D \cdot 0,6l}{h}$$

Размер l можно выразить через H как $l = H \cdot \operatorname{tg} \alpha$. Для определения значений вертикальных и горизонтальных усилий, возникающих в зубах, используются уравнения равновесия. С учетом того, что при проецировании на сагиттальную плоскость всех усилий, проекции реактивных усилий, возникающих в зубах правой и левой сторон зубного ряда, накладываются друг на друга (т.е. количество реактивных усилий удваивается) имеем нижеуказанные показатели (1.4 - 1.7). Полученные показатели (1.4), (1.5), (1.6) и (1.7) связывают реактивные усилия, возникающие в зубах, со значениями внешней нагрузки F . Точное значение геометрического размера l может быть определено с помощью кронциркуля, как расстояние от линии, соединяющей центры тяжести поперечных сечений клыков, внешней режущей кромки первых резцов d за вычетом значения (или примерно как расстояние между центром продольного валика оральной поверхности нижнего клыка и язычным бугорком нижнего центрального резца), что возможно в клинических условиях.

$$\sum M_c = 0 \quad F(e+l) - 2R_A \cdot l - 2R_B \cdot 0,6l - 2H_D \cdot h = 0$$

$$H_D = \frac{0,5F(H \cdot \operatorname{tg} \alpha + l) \cdot h}{1,36l^2 + h^2}$$

$$R_A = \frac{H_D \cdot l}{h} = \frac{0,5F(H \cdot \operatorname{tg} \alpha + l) \cdot l}{1,36l^2 + h^2}$$

$$R_B = \frac{H_D \cdot 0,6l}{h} = \frac{0,3F(H \cdot \operatorname{tg} \alpha + l) \cdot l}{1,36l^2 + h^2}$$

$$\sum M_A = 0 \quad -Fe - 2R_C \cdot l - 2R_B \cdot 0,4l + 2H_D \cdot h = 0$$

$$R_C = \frac{H_D \cdot h - 0,4R_B l - 0,5FH \operatorname{tg} \alpha}{l}$$

Величина максимального значения нагрузки F может быть определена из выражения 1.4, как

$$F = \frac{2H_D(1,36l^2 + h^2)}{(H \cdot \operatorname{tg} \alpha + l) \cdot h}$$

где вместо значения H_D подставляется предельно допустимая величина горизонтального усилия на клык в зависимости от его клинического состояния

$$H_D = F_z^n \frac{h_k}{h_H}$$

F_z^n (выбрана из соответствующей таблицы) [5] с учетом высоты приложенного усилия.

$$F = \frac{2F_z^n (1,36l^2 + h^2) h_k}{(H \cdot \operatorname{tg} \alpha + l) \cdot h \cdot h_n}$$

Тогда: (1.8)

Независимо от длины зуба, соотношение длины коронки и корня для всех зубов в среднем равно 1:2. Более точно Д.В. Корляков представляет соотношение длины коронки клыка к длине его корня как 1: 1,5 [10]. Однако возрастные изменения и возможное наличие патологической стираемости не позволяют считать высоту коронки достоверной величиной. В свою очередь для этих целей можно воспользоваться схемой расчета, предложенной Л.М. Ломиашвили [12]. Так высота клыка нижней челюсти (H_{cor}) соотносится с мезиодистальным (MD_{cor}) и вестибуло-лингвальным (VL_{cor}) размерами его коронки как 1,40:1,00:1,11. Учитывая вариабельность форм патологической стираемости, достоверным размером для расчета можно считать только VL_{cor} . Итак, искомое длины корня клыка можно рассчитать по формуле:

$$l_k = 2 \cdot H_{cor} = \frac{2 \cdot 1,4 VL_{cor}}{1,11} = 2,522 VL_{cor}$$

Выразив все размеры через VL_{cor} получим:

$$h_k = \frac{1,4 VL_{cor}}{1,11} = 1,261 VL_{cor}$$

$$h = h_k + \frac{l_k}{3} - h_e = 1,261 VL_{cor} + 0,841 VL_{cor} - h_e = 2,102 VL_{cor} - h_e$$

$$H = h_k + \frac{l_k}{3} = 1,261 VL_{cor} + 0,841 VL_{cor} = 2,102 VL_{cor}$$

$$h_n = h_k - h_e = 1,261 VL_{cor} - h_e$$

и подставив в (1.8) получим:

$$F = \frac{2,522 F_z^n (1,36l^2 + (2,102 VL_{cor} - h_e)^2) VL_{cor}}{(2,102 VL_{cor} \cdot \operatorname{tg} \alpha + l)(2,102 VL_{cor} - h_e)(1,261 VL_{cor} - h_e)} \quad (1.9)$$

К основным преимуществам выражения (1.9) можно отнести то, что для вычисления величины максимально допустимого значения нагрузки F на шинированный резец достаточно определить вестибуло-лингвальные размеры коронки клыка VL_{cor} и значение угла наклона

центральных резцов во фронтальном участке к линии действия нагрузки. Существенными недостатками выражения (1.9) являются отсутствие возможности учета клинической высоты коронок зубов (учтены только анатомические размеры коронки), величины их возможной патологической стираемости и степени атрофии костной ткани лунок зубов.

Таким образом, применение расчетной схемы (1.9) допустимо только в случаях, проведения полной анатомической реставрации всей фронтальной группы зубов. Поэтому, как правило, на практике для расчетов более целесообразным представляется использование выражения (1.8). Окончательно величина максимально допустимого значения нагрузки F на шинированный резец определяется как меньшее из двух значений: полученного по (1.8) по Г.А. Макееву [13] и выбранного из таблицы предельно допустимых величин вертикальных усилий на опорные зубы в зависимости от их клинического состояния.

Вышеприведенная методика достоверна для клинических случаев с патологической подвижностью центральных и латеральных резцов I и II степени, с величиной атрофии менее $\frac{2}{3}$ лунки и отсутствием патологической подвижности клыков. При патологической подвижности клыков I степени с целью уменьшения значений расшатывающего момента, возникающего в клыке от нагрузки, передаваемой шиной, ретенционная борозда должна быть размещена как можно ниже по высоте коронковой части клыка. Максимальное значение нагрузки, передаваемой на клык шинированными резцами, определяется по формуле (1.4).

Выводы.

1. Создана аналитическая модель математического обоснования распределения жевательной нагрузки на передние зубы с различной степенью патологической подвижности с учетом состояния опорных зубов и выносимости тканей пародонта в зависимости от изменений в полости рта.
2. Обоснован способ шинирования фронтальных зубов с патологической подвижностью с размещением армирующего элемента шины на основе неорганического матрикса на вестибулярной поверхности зуба с учетом биомеханической целесообразности, степени подвижности зубов, резорбции межзубных перегородок и высоты клинических коронок.
3. Обоснована рациональность шинирующей конструкции, ее расположение соответственно математическим расчетам и учетом высоты клинических коронок, наклона зубов и вида прикуса после предварительного изучения гипсовых моделей в параллелометре.

ЛИТЕРАТУРА

1. Акулович А.В. Клинико-лабораторное исследование применения современных иммобилизационных систем для шинирования в комплексном лечении заболеваний пародонта. Автореф. дисс... кан. мед. наук. Санкт-Петербург: 2010; 18.
2. Андреева В.А., Чухрай И.Г. Современные технологии шинирования и микропротезирования зубов. Современная стоматология 2007; 3: 23–27.
3. Гризодуб Е.В. Усовершенствование методов шинирования подвижных зубов при заболеваниях тканей пародонта. Український стоматологічний альманах 2006; 2: 34-36.
4. Делец А.В. Клинико-лабораторное обоснование шинирования подвижных зубов передней группы при малых дефектах зубного ряда с помощью авторской конструкции. Автореф. канд. мед. наук. Екатеринбург: 2010; 25.
5. Дронг В.И., Дубинин В.В., Ильин М.М. и др. Курс теоретической механики: Учебник для вузов; Под общ. ред. К.С. Колесникова. 3-е изд., стереотип. М.: Изд-во МТУ им. Н.Э. Баумана: 2005; 736.
6. Золотарева Ю.Б., Гусева И.Е. Влияние окклюзионных нарушений на течение воспалительного процесса в тканях пародонта. Стоматология 2001; 4: 21–23.
7. Казеко Л.А., Борисеева О.А., Барановская М.С. Волоконные системы в терапевтической стоматологии: учеб.-метод. пособие. Минск: БГМУ; 2010: 24.
8. Капытов А.А. «Податливость и устойчивость как факторы, обуславливающие подвижность зубов. Пародонтология. Научно-практический журнал 2009; 1(50): 31-33.
9. Кирсанова Н.В. Волоконное армирование композитной реставрации everStick. Стоматология сегодня [Электронная версия] 2011; 1(101) - <http://www.dentoday.ru>.
10. Корляков Д.В. Профилактика атрофии альвеолярного отростка челюсти после удаления зуба. Автореф. канд. мед. наук. Пермь: 2007; 19.
11. Королев А.А., Ибрагимов Т.И., Абрамян А.А., Тарасюк М.А. Армирующие ленты на основе моноволокон фторсополимеров и полиэтилена для шинирования зубов при пародонтите. Российский стоматологический журнал 2006; 6: 19-20.
12. Ломиашвили Л.М., Аюпова Л.Г. Художественное моделирование и реставрация зубов. М.: Медицинская книга; 2004: 252.
13. Макеев Г.А. Суммарная выносимость пародонта зубов к вертикальной и горизонтальной нагрузке у лиц различного возраста. Изменения в тканях пародонта до и после зубного протезирования. Мат-лы. научно-практической конференции. М.: 1972; 36-38.
14. Ряховский А.Н., Логинова Н.К., Котенко С.А. Влияние биомеханической нагрузки на ткани пародонта. Стоматология 2010; 3: 72-75.
15. Чуйко А.Н. О некоторых особенностях биомеханики пародонта. Часть II. Пародонтология 2006; 4:16-23.

SUMMARY

BIOMECHANICAL BASIS SPLINTING OF LOOSE TEETH WHILE PRESERVING THEIR MOBILITY AT PHYSIOLOGICAL

¹Belikova N., ²Petrushanko T.

¹Bukovinian State Medical University, Chernivtsi; ²Graduate state health establishment of "Ukrainian Medical Stomatological Academy", Poltava, Ukraine

The aim of this study was biomechanical rationale for splinting mobile teeth with periodontitis according to the height and slope of teeth crowns, their degree of mobility, and type of occlusion. The research studied the effect of axial vertical and horizontal loads on the functioning of the proposed method of splinting. Set clear indications and contraindications for the use of the method of splinting. Biomechanically proven unreasonableness includes teeth with III degree of mobility in the splinted construction. Clinical variant of splinting is only possible at the height of the anatomical crowns of the teeth of at least 7 mm, otherwise the preferred laboratory methods for the manufacture of tires.

Keywords: tooth mobility, splinting construction adhesive splinting, biomechanical rationale.

РЕЗЮМЕ

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ШИНИРОВАНИЯ ПОДВИЖНЫХ ЗУБОВ С СОХРАНЕНИЕМ ИХ ПОДВИЖНОСТИ НА УРОВНЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ

¹Беликова Н.И., ²Петрушанко Т.А.

¹Буковинский государственный медицинский университет, Черновцы; ²Высшее государственное медицинское учреждение «Украинская медицинская стоматологическая академия», Полтава, Украина

Целью исследования явилось биомеханическое обоснование шинирования подвижных зубов при пародонтите. Разработана конструкция с учетом высоты и наклона коронок зубов, степени их подвижности, вида прикуса; изучено влияние осевых вертикальных и горизонтальных нагрузок на их функционирование.

Установлены показания и противопоказания при использовании предложенного способа шинирования. Проведены биомеханические исследования.

Исследование показало, что зубы с подвижностью III степени не должны быть включены в шинирующую конструкцию. Установлено, что шинирование возможно только при высоте анатомической коронки всех зубов не менее 7 мм, в противном случае предпочтение отдается лабораторным методам изготовления шин.

რეზიუმე

მოძრავი კბილების შინირების ბიომექანიკური დასაბუთება ფიზიოლოგიურ დონეზე მათი მოძრაობის შენარჩუნებით

¹ნ. ბელიკოვა, ²ტ. პეტრუშანკო

¹ბუკოვინის სახელმწიფო სამედიცინო უნივერსიტეტი, ჩერნოვცი; ²უმაღლესი სახელმწიფო სამედიცინო დაწესებულება "უკრაინის სამედიცინო სტომატოლოგიური აკადემია", პოლტავა, უკრაინა

გამოკვლევის მიზანს წარმოადგენდა მოძრავი (მორყეული) კბილების შინირების ბიომექანიკური დასაბუთება პაროდონტიტის დროს მათი სიმაღლის, გვირგვინის დახრილობის, მოძრაობის ხარისხის და თანაკბილის ტიპის გათვალისწინებით. შესწავლილია ღერძული ვერტიკალური და ჰორიზონტალური დატვირთვის გავლენა შემოთავაზებული მეთოდით შინირების ფუნქციონირებაზე, დადგენილია მისი გამოყენების მკაფიო ჩვენებები და უკუჩვენებები. დასაბუთებულია მორყევის III ხარისხის მქონე კბილების შინირებაში ჩართვის ბიომექანიკური მიზანშეუწონლობა. სადღეისოდ საჭრელების შინირების სხვადასხვა კონსტრუქციული მეთოდის გამოყენების შესაძლებლობა, რომელთაც თავისი უპირატესობები და ხარვეზები აქვთ, ექიმს საშუალებას აძლევს ინდივიდუალური თავისებურებების გათვალისწინებით შეარჩიოს შინირების ოპტიმალური მეთოდი. შინირების კლინიკური ვარიანტი დასაშვებია, თუ ყველა კბილის ანატომიური გვირგვინის სიმაღლე არაუმცირეს 7 მმ-ია; წინააღმდეგ შემთხვევაში უპირატესობა ენიჭება შინირების ლაბორატორიულ მეთოდებს.