

ОРТОДОНТІЯ

УДК 539.3; 616.3

П.С.Флис¹, А.Я. Григоренко², Н.Н. Дорошенко¹, Н.Н. Тормахов², В.В. Филоненко¹

СТАТИКА ОРТОДОНТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ С ПОДВИЖНОЙ НАКЛОННОЙ ПЛОСКОСТЬЮ ПРИ ЛЕЧЕНИИ МЕЗИАЛЬНОГО ПРИКУСА

¹Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев²Институт механики НАН Украины имени С.П. Тимошенко, г. Киев

Актуальность исследования

Лечение мезиального прикуса осуществляется с помощью ортодонтических аппаратов. В механически действующих аппаратах ортодонтические силы создаются с помощью элементов самих аппаратов: винтов, дуг, резиновых тяг, пружин и др. Они не контролируются пациентом и могут быть передозированы, что часто приводит к осложнениям. В функционально-направляющих аппаратах нет активно действующих элементов. Источником сил в них является сократительная способность жевательных мышц в период соприкосновения определённых зубов со стационарной наклонной плоскостью, накусочной площадкой или окклюзионными накладками. Дозирование этих сил выполняется самим пациентом, который руководствуется своей болевой рецепцией [1; 9].

Нами предложен ортодонтический аппарат с подвижной наклонной плоскостью (патент № 99388 от 25.05.2015), который является синтезом механических и функционально-направляющих аппаратов и состоит из пластмассового базиса, вестибулярной дуги, удерживающих кламмеров и наклонной плоскости, которая соединяется с базисом с помощью двух булавовидных пружин (пружин кручения) (рис. 1). Несмотря на то, что ортодонтический аппарат с подвижной наклонной плоскостью содержит упругие элементы, ортодонтические силы в нем создаются в основном жевательной мускулатурой пациента [2].

Для проведения комплексных исследований многих аспектов ортодонтического лечения применяются методы механико-математического моделирования. Создание и внедрение в медицинскую практику новых технологий лечения требует их механико-математического обоснования [3-6].



Рис. 1. Ортодонтический аппарат с подвижной наклонной плоскостью

Цель исследования

Совершенствование методики лечения сагитальных аномалий и деформаций зубочелюстного аппарата на основе механико-математического моделирования статики работы функционально-направляющего аппарата с подвижной наклонной плоскостью.

Материалы и методы исследования

Методами теоретической механики нами проведено моделирование статики зубочелюстного аппарата пациента в процессе лечения мезиального прикуса при использовании съёмного аппарата с подвижной наклонной плоскостью. В процессе исследования использованы параметры: угол наклонной плоскости аппарата, размер лицевого скелета (расстояние от точки, которая соответствует центру суставной головки височно-нижнечелюстного сустава, до контактной точки центральных резцов), угол осевого наклона фронтальных зубов, коэффициент трения между наклонной плоскостью и зубами пациента. Исследовали два типа булавовидных пружин (пружин кручения): 1 – которые создают амортизационный эффект при действии наклонной плоскости, но не изменяют угол её наклона (пассивные); 2 – которые стремятся увеличить угол наклона плоскости за счёт раскрытия завитка (активные).

Результаты и их обсуждение

На рис. 2а изображена схема зубочелюстного аппарата пациента в процессе лечения мезиального прикуса с помощью ортодонтического аппарата 1 с подвижной наклонной плоскостью 2. Аппарат 1 установлен на нижний зубной ряд 3. Верхняя и нижняя челюсти соединены между собой височно-нижнечелюстным суставом с диском 4 и жевательными, височными, медиальными и латеральными крыловидными мышцами, которые обеспечивают силовой контакт челюстей. Равнодействующая всех сил, которые создаются этими мышцами, показана вектором K_M . Верхняя и нижняя челюсти с височно-нижнечелюстным суставом и мышцами составляют механизм, который преобразует силу K_M в усилия жевания, а аппарат 1 – в ортодонтическую силу R_1 , которая путем перестройки костной ткани приводит к перемещению зубов и альвеолярного отростка, исправляя прикус пациента.

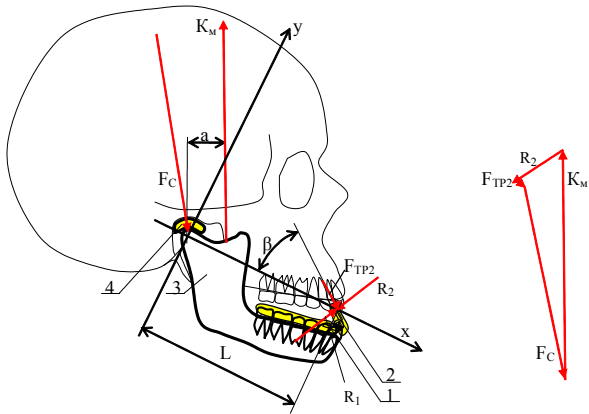


Рис. 2а, 2б. Усилия в зубочелюстном аппарате при лечении мезиального прикуса с помощью ортодонтического аппарата с подвижной наклонной плоскостью

Усилие R_1 приложено к режущему краю передних зубов верхней челюсти и направлено в вестибулярном направлении. Согласно третьему закону Ньютона, усилие R_1 вызывает силу реакции R_2 , равную силе R_1 и действующую через наклонную плоскость на нижнюю челюсть в обратном направлении [7]. Кроме сил R_1 и R_2 , в точке контакта передних зубов верхней челюсти с наклонной

плоскостью 2 возникают силы трения $F_{тр1}$, $F_{тр2}$, которые препятствуют взаимному скольжению зубов относительно наклонной плоскости. Сила $F_{тр1}$ (на рис. 2а не показана) действует на верхнюю челюсть, а равновеликая и противоположно направленная сила $F_{тр2}$ через наклонную плоскость – на нижнюю челюсть. Согласно закону Амонтона силы трения равны [7]:

$$F_{тр1} = kR_1, F_{тр2} = kR_2, \tag{1}$$

где: k – коэффициент трения.

Поскольку нижняя челюсть под действием приложенных к ней сил находится в равновесии, то алгебраическая сумма моментов сил, действующих на нее, будет равна нулю [7]. Если пренебречь весом нижней челюсти и трением в височно-нижнечелюстном суставе, который амортизируется синовиальной жидкостью, то на нижнюю челюсть будут действовать силы K_M , R_2 , $F_{тр2}$ и сила со стороны сустава F_C .

Расположим декартову систему координат таким образом, чтобы начало координат находилось в центре ВНЧС, а ось x проходила через точку контакта передних зубов верхней челюсти с наклонной плоскостью 2. Уравнение моментов сил, действующих на нижнюю челюсть относительно центра суставного бугорка, имеет вид [7]:

$$K_M a - R_2 L \cos \beta - F_{тр2} L \sin \beta = 0, \tag{2}$$

где: a – расстояние от центра вращения височно-нижнечелюстного сустава до вектора K_M , L – координата точки режущего края передних зубов верхней челюсти, β – угол между наклонной плоскостью и осью x .

Решив уравнение (2) относительно R_2 с учетом (1), получим:

$$R_2 = aK_M [L(\cos \beta + k \sin \beta)]. \tag{3}$$

Из (3) видно, что ортодонтическое усилие R_2 зависит от размеров лицевого скелета a и L , усилия мышц K_M , коэффициента трения k и угла β между наклонной плоскостью и осью x . В табл. 1 представлены значения ортодонтического усилия R_2 , рассчитанные по формуле (3), для различных величин угла наклона наклонной плоскости β . В расчете было положено, что $K_M = 10$ Н и отношение размеров $(a/L) = 0,23$.

Таблица 1
Значение ортодонтического усилия R_2 и силы трения $F_{тр2}$ для различных величин угла β

$\beta, ^\circ$	-30	-15	0	15	30
$R_2, \text{Н}$	2,9	2,47	2,29	2,28	2,43
$F_{тр2}, \text{Н}$	0,44	0,37	0,34	0,34	0,36

Продифференцировав (3) по углу β и приравняв эту производную нулю, определим, при каких значениях угла β ортодонтическое усилие R_2 будет экстремальным:

$$\beta = \arctg k \tag{4}$$

Если коэффициент трения k между пластмассой ортодонтического аппарата и зубами в условиях смазки слюной равен 0,15 [8], то минимальное значение ортодонтического усилия будет при угле $\beta = \arctg(0,15) = 8,5^\circ$.

Величину реакции сустава F_C можно опреде-

лить из условия равенства нулю суммы сил, действующих на нижнюю челюсть. Построив многоугольник сил (рис. 2б), действующих на нижнюю челюсть, получим, что при $\beta = 30^\circ$ реакция сустава $F_C = 8,40$ Н. Из приведенных данных можно видеть, что усилие мышц K_M и реакция сустава F_C значительно превосходят ортодонтическое усилие R_2 .

Ортодонтическое усилие R_2 можно разложить на две составляющие: силу, действующую вдоль оси зуба Q , и силу P , которая направлена в пер-

пендикулярном к этой оси направлении (рис. 3):

$$\begin{aligned} P &= R_2 \cos(\alpha - \beta), \\ Q &= R_2 \sin(\alpha - \beta), \end{aligned} \quad (5)$$

где: α – угол наклона оси зуба относительно оси X.

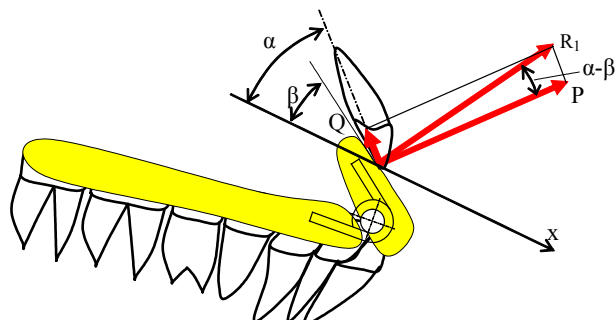


Рис. 3. Составляющие Q и P ортодонтического усилия R_1 при лечении мезиального прикуса

Подставляя (4) в (5), получаем следующие выражения для сил P и Q:

$$\begin{aligned} P &= a K_M \cos(\alpha - \beta) / [L(\cos\beta + k\sin\beta)], \\ Q &= a K_M \sin(\alpha - \beta) / [L(\cos\beta + k\sin\beta)]. \end{aligned} \quad (6)$$

Сила Q поступательно перемещает передние зубы в осевом направлении, а сила P поступательно-вращательно – в вестибулярном направлении. Задавая различные углы наклона наклонной плоскости β , можно изменять силы P и Q, меняя положение передних зубов и альвеолярного гребня. Угол наклона оси зуба в начале лечения α определяется анатомическими особенностями пациентов и может принимать значения в пределах 45° – 75° . Так как вектор ортодонтической силы направлен вестибулярно, то угол β находится в пределах от -30° до α . В табл.2 даны величины углов $(\alpha - \beta)$ между наклонной плоскостью и осью передних зубов, а также сил P и Q. Силы P и Q рассчитаны по формуле (6) для усилия $K_M = -10$ Н и отношения $a/L = 0,23$, углов β , равных -30° , -15° , 0° , 15° , 30° , и углов α , равных 45° , 60° , 75° .

Таблица 2
Зависимость усилий P и Q от углов α и β

$\alpha, ^\circ$		$(\alpha - \beta), ^\circ$			P, Н			Q, Н		
		45	60	75	45	60	75	45	60	75
$\beta, ^\circ$	-30	75	90		0,75	0		2,8	2,9	
	-15	60	75	90	1,24	0,64	0	2,14	2,39	2,47
	0	45	60	75	1,62	1,15	0,59	1,62	1,98	2,21
	15	30	45	60	1,97	1,61	1,14	1,14	1,61	1,97
	30		30	45		2,1	1,72		1,22	1,72

Из результатов расчета ортодонтических усилий, приведенных в табл. 2 видно, что сила P возрастает, а сила Q убывает с увеличением угла β . Величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов $(\alpha - \beta)$ влияет на соотношение между силами P и Q. При $(\alpha - \beta) < 45^\circ$ – усилие P превышает Q, если $(\alpha - \beta) = 45^\circ$, то $P = Q$, а при $(\alpha - \beta) > 45^\circ$ – усилие P будет меньше Q. Соотношение сил $P < Q$ является нежелательным, так как наклон зуба должен превалировать над его интрузией. Наиболее предпочтительной является величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов около 30° .

Анализ работы зубочелюстного аппарата с функционально-направляющим аппаратом с подвижной наклонной плоскостью и пассивными пружинами кручения показал, что в момент максимальных сил их распределение в звеньях зубочелюстного аппарата будет одинаковым как при наличии, так и при отсутствии пружин. Максимальный контакт между зубными рядами наблюдается во время глотания. В состоянии покоя (минимальный тонус жевательных и полная расслабленность мимических мышц, окклюзионные поверхности зубных рядов разъединены на 2-4 мм) данный аппарат с пассивными пружинами действует аналогично аппарату со стационарной наклонной плоскостью, не создавая никаких дополнительных сил. Однако наличие упругого шарнира между наклонной плоскостью и базисом аппарата

изменяет его жесткость, т.е. способность деформирования под действием механических нагрузок.

При использовании пружин, которые в состоянии покоя стремятся увеличить угол β , т.е. изменить угол $(\alpha - \beta)$, подвижная наклонная плоскость будет создавать дополнительную силу механического характера, влияющую на фронтальную группу зубов не только при глотании, но и в состоянии покоя.

Раскручивание завитков пружин создаёт контакт (силу) между аппаратом и фронтальными зубами в состоянии покоя и компенсирует угол $(\alpha - \beta)$ в процессе перемещения зубов. Аппарат с подвижной наклонной плоскостью способен поддерживать более длительное время заданный угол $(\alpha - \beta)$ по сравнению со стационарным аппаратом. В то же время, мы не можем дать точный временной промежуток изменения осевого наклона зубов α , так как он является индивидуальным параметром каждого пациента и зависит от качества ношения ортодонтического аппарата, а также особенностей строения и формирования зубочелюстного аппарата.

Выводы

Проведенные исследования показали, что ортодонтическое усилие в функционально-направляющих аппаратах зависит от угла наклонной плоскости аппарата, параметров лицевого скелета (расстояние от точки, которая соответствует центру суставной головки височно-

нижнечелюстного сустава, до контактной точки центральных резцов), угла осевого наклона фронтальных зубов, коэффициента трения между наклонной плоскостью и зубами пациента. Минимум ортодонтического усилия будет наблюдаться в том случае, когда угол между наклонной плоскостью и линией, соединяющей точку, которая соответствует центру суставной головки височно-нижнечелюстного сустава, и контактную точку резцов, будет равен арктангенсу коэффициента трения между зубами пациента и наклонной плоскостью.

Задавая различные углы наклона наклонной плоскости можно менять положение передних зубов и альвеолярного гребня от поступательного в направлении по оси зубов до поступательно-вращательного – в вестибулярном направлении. Наиболее предпочтительной является величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов около 30°.

Наличие упругих шарниров в функционально-направляющих аппаратах с наклонной плоскостью, в качестве которых используются булавовидные пружины, позволяет изменить жесткость аппаратов и более стабильно поддерживать ортодонтическое усилие в процессе лечения. Подвижная наклонная плоскость с активными пружинами воздействует на зубы не только во время акта глотания, но и в состоянии физиологического покоя. Параметры пружин, создающих механические силы, подлежат последующему изучению.

Литература

1. Фліс П.С. Ортодонція / П.С. Фліс. – Вінниця: Нова книга, 2007. – 312 с.

Резюме

Проведены комплексные исследования ортодонтического лечения предложенным аппаратом с подвижной наклонной плоскостью с применением методов механико-математического моделирования. В процессе исследования использованы параметры: угол наклонной плоскости аппарата, размер лицевого скелета, угол осевого наклона фронтальных зубов, коэффициент трения между наклонной плоскостью и зубами пациента. Установили, что наиболее предпочтительной является величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов около 30°. Наличие упругих шарниров в функционально-направляющих аппаратах с наклонной плоскостью, в качестве которых используются булавовидные пружины, позволяет изменить жесткость аппаратов и более стабильно поддерживать ортодонтическое усилие в процессе лечения. Подвижная наклонная плоскость с активными пружинами воздействует на зубы не только во время акта глотания, но и в состоянии физиологического покоя.

Ключевые слова: подвижная наклонная плоскость, механико-математическое моделирование, ортодонтическое усилие.

Резюме

Проведені комплексні дослідження ортодонтичного лікування запропонованим апаратом з рухомою похилою площиною із застосуванням методів механіко-математичного моделювання. У процесі дослідження використані параметри: кут похилої площини апарата, розмір лицевого скелета, кут осевого нахилу фронтальних зубів, коефіцієнт тертя між похилою площиною і зубами пацієнта. Установили, що для досягнення кращих результатів лікування доцільно використовувати кут між похилою площиною і віссю передніх зубів близько 30°. Наявність пружних шарнірів у функціонально-направляючих апаратах із похилою площиною, в ролі яких використовуються булавоподібні пружини, дозволяє змінити жорсткість апаратів і стабільніше підтримувати ортодонтичні зусилля в процесі лікування. Рухома похила площина з активними пружинами впливає на зуби не тільки під час акту ковтання, але і в стані фізіологічного спокою.

Ключові слова: рухома похила площина, механіко-математичне моделювання, ортодонтичне зусилля.

2. Пат. на корисну модель №UA 99388 (51)ПК А 61С 7/00. Ортодонтичний апарат П.С. Фліса, В.В. Філоненка, Н.М. Дорошенко з рухомою похилою площиною для лікування сагітальних та трансверзальних аномалій прикусу / П.С. Фліс, В.В. Філоненко, Н.М. Дорошенко. – Промислова власність, Бюл. № 10 від 25.05.15. – 5 с.
3. Моделювання процесу повороту зуба при апаратному лікуванні / [О.Я. Григоренко, С.І. Дорошенко, Н.І. Жачко та ін.] // Доповіді НАН України. – 1999. – №2. – С. 74 – 78.
4. О форме зубных дуг при ортогнатической окклюзии / [Я.М. Григоренко, А.Я. Григоренко, Н.Н. Тормахов и др.] // Доповіді НАН України. – 2010. – №1. – С. 188 – 194.
5. Механіко-математичне моделювання ортодонтичного лікування з використанням преортодонтичних трейнерів / [Я.М. Григоренко, О.Я. Григоренко, М.М. Тормахов та ін.] // Доповіді НАН України. – 2006. – №5. – С. 172 – 179.
6. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х.: Форт, 2010. – 468 с.
7. Кильчевский Н.А. Курс теоретической механики / Н.А. Кильчевский. – М.: Наука, 1977. – 480 с.
8. Ануриев В.И. Справочник конструктора-машиностроителя: в 3-х т. - Т. 1. – 9-е изд., перераб. и доп. / В.И. Ануриев; под ред. И.Н. Жестковой. – М.: Машиностроение, 2006. – 928 с.
9. Калвеллис Д.А. Биоморфологические основы ортодонтического лечения / Д.А. Калвеллис. – Рига, 1961. – 220 с.

**Стаття надійшла
27.05.2016 р.**

UDC 539.3; 616.3

STATIC OF ORTHODONTIC APPLIANCES WITH MOVABLE INCLINED PLANE FOR MESIAL BATE TREATMENT

Flis P.S.¹, Hryhorenko A.I.², Doroshenko N.M.¹, Tormakhov M.M.², Filonenko V.V.¹

¹O.O. Bohomolets National Medical University, Kyiv

²S.P. Timoshenko Institute of Mechanics, Kyiv

Summary

Urgency of an issue. An orthodontic appliance with a movable inclined plane, which consists of a plastic base, vestibular arc, retaining clasps and inclined plane, connected with the base via two clubshaped springs (torsion springs) was proposed. Creation and introduction of new treatment technologies into medical practice requires its mechanics and mathematical background.

The aim of the research. Mechanics and mathematical modeling of functionally directing appliance with a movable inclined plane static work for improving sagittal dentoalveolar anomalies and deformations treatment methods.

Materials and methods. Maxillofacial patient's static was modeled by the methods of theoretical mechanics during the treatment of mesial occlusion with the appliance with a movable inclined plane. The study used parameters: the angle of the inclined plane of the appliance, the size of the facial skeleton, axial angle of the anterior teeth inclination, the coefficient of friction between the inclined plane and the patient's teeth. Two types of clubshaped springs (torsion springs) was studied: 1 – the one, which create a cushioning effect of the inclined plane action, but do not change its angle of inclination (passive); 2 – one, that seek to increase the angle of the plane inclination due to the disclosure of the curl (active).

Results and discussion. Orthodontic forces occurring in the dentoalveolar complex while using orthodontic appliances can be decomposed into two components: the force acting along the axis of the tooth Q, and the force directed perpendicular to this axis direction P. The force Q progressively moves the frontal teeth in the axial direction, and the force P translational-rotationally in the vestibular direction. By setting different angles of inclined plane inclination β , the forces P and Q can be changed, changing the position of the frontal teeth and the alveolar process. The angle of the tooth axis inclination at the beginning of treatment α is determined by the anatomical characteristics of the patient and can take on values in the range 45-75°. Since the orthodontic force vector is in vestibular direction, the angle β is in the range from -30° to α .

Minimum orthodontic force will occur in the case where the angle between the inclined plane and a line connecting a point that represents the center of the articular head of the temporomandibular joint, and the incisors contact point will be equal to the arctangent of the coefficient of friction between the patient's teeth and the inclined plane.

Based on the orthodontic forces calculations results, the force P increases and Q force decreases with increasing of angle β . The angle between the inclined plane and the axis of the frontal teeth ($\alpha - \beta$) influences the ratio between P and Q. If $(\alpha - \beta) < 45^\circ$ the forces P exceeds the force Q, if $(\alpha - \beta) = 45^\circ$, then $P = Q$, and if $(\alpha - \beta) > 45^\circ$ the forces P will be less then forces Q. Ratio $P < Q$ is not eligible, since the inclination of the tooth must prevail over its intrusion. About 30° is the most preferred angle between the inclined plane and the axis of the frontal teeth.

Conclusion. The presence of elastic joints in functional-directing appliances with an inclined plane, which is used as clubshaped spring, allows us to change vehicles rigidity and to provide more stable support of orthodontic force during the treatment. The movable inclined plane with active springs acts on the teeth not only during the act of swallowing, but in a state of physiological dormancy also.

Key words: movable inclined plane, mechanics and mathematical modeling, orthodontic force.