

Статья написана в рамках программы повышения конкурентоспособности Томского государственного университета.

ЛИТЕРАТУРА

1. Чиликин В.Н. *Новейшие технологии в эстетической стоматологии*. Медпрессинформ; 2007.
2. Винниченко Ю.А., Барковский В.С. Влияние степени кривизны корневых каналов на качество инструментальной обработки. *Стоматология*. 1987; 5: 27–9.
3. Овсепян А.П. Современная эндодонтия – компромисс безопасности и эффективности. *Эндодонтия today*. 2003; 3(12): 47–50.
4. Крылова К.А., Гюнтер С.В., Звигинцев М.А. Экспериментальное исследование характеристик разработанных файлов из сплава на основе никелида титана. В кн.: *Биосовместимые материалы и новые технологии в стоматологии*. Красноярск; 2012: 37–42.
5. Патент РФ № 2280094, 2006. Технология получения и свойства поверхностно-пористой нити содержится в патенте.
6. Гюнтер В.Э., ред. *Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы*. Т. 1: *Медицинские материалы с памятью формы*. Томск; 2011.
7. Гюнтер С.В., Аникеев С.Г., Вотьяков В.Ф. Технология изготовления никелид-титановой проволоки с использованием ИК-излучения. *Имплантаты с памятью формы*. 2011; 59–62.

Поступила 05.03.14

REFERENCES

1. Chilikin V.N. *The Newest Technologies in Aesthetic Dentistry. [Noveyshiye tekhnologii v esteticheskoy stomatologii]*. Moscow: Representors; 2007. (in Russian)
2. Vinnichenko Yu.A., Barkovsky V.S. Effect of the degree of curvature of root canals on the quality tooling. *Stomatologiya*. 1987; 5: 27–9. (in Russian)
3. Ovsepyan A.P. Modern endodontics – compromise safety and efficiency. *Edontologiya today*. 2003; 3(12): 47–50. (in Russian)
4. Krylova K.A., Gyunter S.V., Zvigintsev M.A. *Experimental investigation of the characteristics of the developed files from an alloy on the basis of titanium nickelide. Biocompatible Materials and New technologies in dentistry. [Biosovmestimyye materialy i novyye tekhnologii]*. Krasnoyarsk; 2012: 37–42. (in Russian)
5. Patent РФ № 2280094, 2006. *Production Technology and Properties of Porous Surface Threads are contained in the patent. [Tekhnologiya polucheniya i svoystva poverghnostno poristoy niti]*. (in Russian)
6. Gyunter V.E., red. *Medical Materials & Implants with Shape Memory. Vol. 1: Tons of Medical Materials with Shape Memory. [Meditsinskiye materialy i implantaty s pamyat'yu formy. T. 2. Meditsinskiye materialy s pamyat'yu formy]*. Tomsk; 2011. (in Russian)
7. Gyunter S.V., Anikeev S.G., Votyakov V.F. *Technology of producing nickelid titanium wire with the use of IR radiation. Implantaty s pamyat'yu formy*. 2011; 59–62.

Received 05.03.14

© КАЛАМКАРОВ А.Э., СААКЯН Ш.Х.

УДК 616.314-089.28-018.4-07

Каламкарров А.Э.¹, Саакян Ш.Х.²

МЕХАНИЗМ ВОЗНИКНОВЕНИЯ СДВИГОВЫХ НАПРЯЖЕНИЙ В КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ОРТОПЕДИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ПАЦИЕНТОВ С ПОЛНЫМ ОТСУТСТВИЕМ ЗУБОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДЕНТАЛЬНЫХ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

¹ГБОУ ВПО Тверская государственная медицинская академия, 170100, г. Тверь; ²ГБОУ ВПО Российский университет дружбы народов, 117198, г. Москва

Реабилитация пациентов с полной потерей зубов, восстановление функции жевания и достижение высокого эстетического результата ортопедического лечения у данной категории больных остается актуальной проблемой. Целью нашего исследования было изучение биомеханических аспектов взаимодействия структур костной ткани челюсти с различными видами дентальных внутрикостных имплантатов, особенно при функциональных нагрузках, для разработки наиболее рационального метода и совершенствования существующих методов ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов. Изучено 9 вариантов протезирования у пациентов с полным отсутствием зубов с различными опорами (дентальные внутрикостные имплантаты стандартного диаметра и мини-имплантаты) под съемную ортопедическую конструкцию. Для каждого варианта были рассчитаны максимальные напряжения сжатия и растяжения, максимальные сдвиговые напряжения и вероятность разрушения биомеханической системы. Проведена сравнительная оценка данных показателей, на основе которых были сформулированы выводы о наиболее рациональном методе ортопедического лечения пациентов с полной потерей зубов и даны соответствующие рекомендации для практики.

Ключевые слова: полная потеря зубов; ортопедическая конструкция; дентальный имплантат; сдвиговые напряжения; костная ткань челюсти.

Kalamkarov A.E.¹, Saakian Sh.Kh.²

THE MECHANISM OF EMERGENCE OF SHIFT TENSION IN BONE FABRIC AT ORTHOPEDIC TREATMENT OF PATIENTS WITH TOTAL LOSS OF TEETH WITH USE THE DENTAL IMPLANTS.

¹State Budgetary Educational Institution of High Professional Education Tver State Medical Academy, 170100, Tver, Russian Federation; ²Peoples' Friendship University of Russia, 117198, Moscow, Russian Federation

Для корреспонденции: Каламкарров Армен Эдуардович (Kalamkarov Armen Eduardovich), e-mail: armenkalamkarov@mail.ru.

Rehabilitation patients with total loss of teeth and restoration of function of chewing and achievement of high esthetic result of orthopedic treatment at patients with total loss of teeth remains so far an actual problem. The purpose of our research was studying of biomechanical aspects of interaction of structures of bone tissue of a jaw with different types of dentalnykh of intra bone implants, especially at functional loadings, for development of the most rational and improvement of methods of orthopedic treatment of patients with total absence of teeth. In total 9 options of prosthetics of patients with total absence of teeth with various support (dentalny intra bone implants of standard diameter and miniimplants) under a removable orthopedic design are studied. For each option the maximum tension of compression and stretching, the maximum shift tension and probability of destruction of biomechanical system were calculated. The comparative assessment of these indicators on the basis of which conclusions about the most rational method of orthopedic treatment of patients with total loss of teeth were formulated is carried out and the corresponding recommendations for practice are made.

Key words: total loss of teeth; orthopedic design; dental implants; shift tension; bone tissue of a jaw.

В настоящее время в арсенале врача-стоматолога-ортопеда наряду с традиционными методами протезирования все чаще находят применение более современные, эффективные способы устранения полной потери зубов. Восстановление функции жевания и достижение высокого эстетического результата ортопедического лечения у данной категории пациентов остается актуальной проблемой. Существенный прогресс был достигнут благодаря внедрению метода дентальной имплантации, обеспечивающего высокие функциональные и косметические результаты [1, 2]. Спектр возможностей применения дентальных имплантатов весьма широкий – от замещения одного зуба до восстановления участка челюсти [3, 4]. С этим направлением связывают решение ряда проблем не только протезирования, но и профилактики распространенных стоматологических заболеваний. Однако сложность протезирования обусловлена особенностями строения альвеолярной кости беззубых челюстей [5, 6]. Раздел стоматологии, включающий ортопедическое лечение с использованием дентальных внутрикостных имплантатов, представляет собой сложный взаимозависимый комплекс медико-биологических и технических проблем. Имплантат для своего успешного функционирования должен обеспечить перераспределение жевательной нагрузки на опорные ткани полости рта таким образом, чтобы сохранить их нормальную функцию и не вызывать морфологических изменений в костной ткани [7, 8]. В результате остеоинтеграции устанавливается морфологическая и функциональная непосредственная связь между биологически активной, динамично обновляемой костной тканью челюсти и поверхностью дентального внутрикостного имплантата [9]. Одним из факторов, определяющих успех ортопедического лечения, является характер контактного взаимодействия имплантата с костной частью челюсти. При этом возникновение в системе имплантат/кость напряжений и деформаций, превышающих уровень функционального напряжения, может вызвать процессы резорбции костной ткани и вследствие этого увеличение подвижности и последующее удаление имплантата за счет уменьшения рабочей длины его внутрикостной части [10, 11].

Целью нашего исследования явилось изучение биомеханических аспектов взаимодействия структур костной ткани челюсти с различными видами дентальных внутрикостных имплантатов, особенно при функциональных нагрузках, для разработки наиболее рационального метода и совершенствования существующих методов ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов.

Материал и методы

Для проектирования оптимальных параметров зубного протеза важно знать распределение деформаций и напряжений при приложении нагрузки в процессе эксплуатации.

Для решения этой задачи была использована вычислительная система SPLEN-K, разработанная фирмой «КОММЕК Лтд». Система ориентирована на расчет неоднородных не-одноосевых конструкций специального назначения. Математическую основу системы составляет метод конечных элементов в форме перемещений с использованием треугольных симплекс-элементов. Для количественной оценки изменений в костной ткани челюсти применяли комплексный критерий, позволяющий оценить напряженно-деформированное состояние рассматриваемых участков челюсти как в целом, так и по отдельным составляющим. Наиболее достоверным в этом случае является критерий Шлейхера–Надаи. Показатель позволил оценить вероятность разрушения по всем элементам конструкции, определить максимальные значения вероятности разрушения, являющиеся комплексной характеристикой рассматриваемого зубочелюстного отдела.

Среднюю функциональную распределенную нагрузку, развиваемую челюстью здорового человека, приняли равной 2 кг/мм².

Оценивали целесообразность установки двух видов имплантатов различного диаметра: стандартного (4 мм) и мини-имплантата (2 мм), длина обоих видов имплантатов составляла 12 мм для опоры съемной ортопедической конструкции.

Свойства костных тканей челюсти и искусственных включений моделировали как локально однородную сплошную среду, характеризуемую представленными в таблице константами теории малых упруго-пластических деформаций (модуль Юнга, предел прочности на сжатие, предел прочности на растяжение, коэффициент Пуассона).

Рассматривали ситуации, наиболее часто встречающиеся в клинике ортопедической стоматологии: установку полного съемного протеза с опорой на 2 и 4 имплантата диаметром 2 и 4 мм.

Конструкциями зубных протезов в рассматриваемых системах были полные съемные протезы с опорой на дентальные внутрикостные имплантаты различного диаметра. Все модели имплантатов изготавливаются из титана ВТ6.

Всего изучено 9 вариантов модельных систем с различными опорами – дентальные внутрикостные имплантаты стандартного диаметра (4 мм) и миниимплантаты (диаметром 2 мм) под съемную ортопедическую конструкцию.

Результаты и обсуждение

Для принятия решений относительно опоры была рассмотрена модель полного съемного протеза, опирающегося на слизистую оболочку полости рта, без предварительной установки имплантатов. Вертикальная распределенная нагрузка прикладывалась ко всей плоскости протеза. Выполненные расчеты напряженно-деформированного состояния в костных тканях челюстей позволили получить максимальные и минимальные значения полей средних напряжений, характеризующие зоны сжатия (со знаком «-») и растяжения (со знаком «+»). В этом случае максимальное напряжение сжатия равно – 2,8 кг/мм².

Были получены поля интенсивности напряжений,

Свойства тканей, исследуемых в эксперименте

Ткань	Модуль Юнга (ε), кг/мм ²	Предел прочности на сжатие, (Q _{сж}), кг/мм ²	Предел прочности на растяжение, (Q _{рас}), кг/мм ²	Коэффициент Пуассона (ν)
Губчатая кость	750	8,2	1,5	0,45
Дентин	1 470	16,7	5,5	0,31
Периодонт	20	20,0	8,0	0,35
Титан	11 500	84,0	60,0	0,34
Керамика	2 240	32,0	30,0	

Примечание. Указаны значения, характеризующие свойства тканей, исследуемых в эксперименте, приведенные в работе [8].

характеризующие возникновение сдвиговых деформаций в рассматриваемой биомеханической композитной конструкции. Максимальное значение интенсивности напряжений для полного съемного протеза было равно 1,2 кг/мм².

Для анализа напряженно-деформированного состояния была рассчитана максимальная вероятность разрушения при выбранной ортогональной функциональной нагрузке – показатель Шлейхера–Надаи в губчатой кости, который для полного съемного протеза составил – 0,27.

Несмотря на то что показатели в целом значительно более благоприятные, тем не менее все максимальные значения напряжений в этом случае приходится на приконтактный слой и в слизистой оболочке становятся максимальными. Это может способствовать резорбции костных тканей на беззубой поверхности челюсти.

Эти результаты были приняты за основу последующего сравнения данных, полученных при моделировании различных вариантов использования имплантатов для установки на них несъемных ортопедических конструкций.

Рассматривали клинический случай полного отсутствия зубов. Данный дефект устраняется полным съемным протезом, укрепленным на имплантатах. Мы исследовали 4 варианта протезов, опорой для которых служили стандартные имплантаты и мини-имплантаты, в частности с опорой на 2 имплантата ø 4 мм, 4 имплантата ø 4 мм, 2 мини-имплантата ø 2 мм и 4 мини-имплантата ø 2 мм.

На данном этапе исследования были проведены расчеты биомеханической системы с относительной плотностью губчатой кости 0,7. Для анализа напряженно-деформированного состояния были рассчитаны поля интенсивности напряжений, поля средних напряжений и поля параметров разрушения ортогональной биомеханической системы.

Изначально сравнили показатели напряженно – деформированного состояния для стандартных дентальных внутрикостных имплантатов ø 4 мм. По выполненным расчетам определили экстремальные значения полученных напряжений. Основным и наиболее важным для анализа с точки зрения эксплуатации протеза и здоровья пациента является характер изменений губчатой кости, окружающей имплантат.

Максимальные значения интенсивности напряжений в области протезного поля составили: для 2 имплантатов ø 4 мм 2, 22 кг/мм², для 4 имплантатов ø 4 мм 1,67 кг/мм².

Далее были рассчитаны поля интенсивности напряжений для имплантатов ø 2 мм, которые составили соответственно для 2 имплантатов ø 2 мм – 2,78 кг/мм², для четырех имплантатов ø 2 мм – 1, 67 кг/мм². Данные

показатели свидетельствуют о том, что при переходе с двух мини-имплантатов ø 2 мм на 2 имплантата ø 4 мм запас прочности (по Мизесу) увеличится примерно на 20%, а при переходе с 4 мини-имплантатов ø 2 мм на 4 имплантата ø 4 мм запас прочности существенно не изменится.

Выполнили расчеты средних напряжений. Максимальные напряжения сжатия оказались равными в области 2 имплантатов ø 4 мм 3,32 кг/мм², для 4 имплантатов ø 4 мм 3,33 кг/мм².

Для клинического случая с мини-имплантатами ø 2 мм напряжения сжатия составили для 2 мини-имплантатов ø 2 мм – 4,16 кг/мм², для 4 мини-имплантатов ø 2 мм – 4,17 кг/мм². При совпадении максимальных значений сжатия распределение напряжений существенно различается.

Наиболее полным показателем, характеризующим напряженно-деформированное состояние нагруженного сегмента, который учитывает одновременно и интенсивность напряжений, и соответствующие им средние напряжения, возникающие при циклических нагрузках в костной ткани, является показатель разрушения Шлейхера–Надаи.

Этот показатель оказался равным для 2 имплантатов ø 4 мм 0,58, для 4 имплантатов ø 4 мм 0,42.

Были рассчитаны вероятности разрушения биомеханической системы, зафиксированной на мини-имплантатах ø 2 мм, которые составили для 2 мини-имплантатов ø 2 мм 0,75, для 4 мини-имплантатов ø 2 мм 0,53.

Выводы

1. При полной потере зубов оптимальной следует признать установку ортопедической конструкции (если нет медицинских противопоказаний) при частично потерявшей плотность (относительная плотность равна 0,7) губчатой кости на 2 имплантата ø 4 мм. В этом случае и средние напряжения, и интенсивность напряжений имеют меньшие значения, что существенно повышает износостойкость биомеханической системы при циклических нагрузках.

2. Вариант установки полного съемного протеза с опорой на 4 мини-имплантата ø 2 мм (как менее разрушающих костную ткань), не существенно отличающихся по запасу прочности от 4 имплантатов ø 4 мм, также является предпочтительным. В этом случае показатели напряженно-деформированного состояния имеют оптимальные значения, что обеспечивает механическую устойчивость к окклюзионным нагрузкам в данной клинической ситуации.

3. При полной потере зубов наименее предпочтительным является вариант протезирования с опорой на 2 мини-имплантата ø 2 мм. В данном клиническом случае и средние напряжения, и интенсивность напряжений имеют наибольшие значения, что приводит к снижению устойчивости биомеханической системы к циклическим нагрузкам. По всей видимости, это связано с возникновением вывихивающегося момента, проявляющегося во фронтальном участке альвеолярной кости.

4. Для достижения максимальных результатов ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов с использованием протезов с опорой на дентальные внутрикостные имплантаты целесообразно в каждом конкретном случае проводить расчет и анализ имплантационных систем с учетом индивидуальных особенностей строения челюсти пациента и клинической ситуации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Перова М.Д. Реабилитация тканей дентоальвеолярной области. Клинико-теоретические исследования в современной пародонтологии и имплантологии. Часть V. Характеристика ответных тканевых реакций на имплантацию различных знутрикостных внутренних опор. *Новое в стоматологии*. 2001; 3 (специальный выпуск): 63–84.
2. Чумаченко Е.Н., Лебедеко И.Ю., Чумаченко С.Е., Козлов В.А. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния металло-керамических конструкций зубных протезов. *Вестник машиностроения*. 1997; 10: 12–8.
3. Качанов Л.М. *Основы механики разрушения*. М.: Наука; 1974.
4. Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н., Копейкин В.Н., Козлов В.А., Лебедеко И.Ю. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния металлокерамических зубных протезов. *Стоматология*. 1997; 76(4): 47–51.
5. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки. *Стоматология*. 1999; 78(5): 4–8.
6. Саакян Ш.Х. *Применение штифтовых вкладок с эстетическим покрытием при полном разрушении коронковой части зуба*: Дисс. М.; 1984.
7. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю., Ильиных А.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов. *Клиническая стоматология*. 2002; 2: 44–8.
8. Демидова И.И., Лисенков В.В. Пародонт: биомеханические свойства. *Пародонтология*. 1998; 4(ч. 1): 6–8; 1999; 1(ч. 2): 22–6.
9. Чумаченко Е.Н., Арутюнов С.Д., Лебедеко И.Ю. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубных протезов. М., 2003: 181–2, 221.
10. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. М: Медицина; 1994.
11. Branemark P.-I. et al. *Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw Experience from a 10-year Period*. 1977: 64–72.

Поступила 22.01.14

REFERENCES

1. Perova M.D. Rehabilitation of fabrics of dentoalveolary area. *Kliniko-teoretichesky researches in a sovremenny parodontologiya and implantology. Part V. The characteristic of reciprocal fabric reactions to implantation various the znutrikostnykh internal bases. Novoe v stomatologii*. 2001; 3(special release): 63–84. (in Russian)
2. Chumachenko E.N., Lebedenko I.Yu., Chumachenko S.E., Kozlov V.A. Mathematical modeling intense the deformed condition of ceramic-metal designs of dentures. *Vestnik mashinostroyeniya*. 1997; 10: 12–8. (in Russian)
3. Kachanov L.M. *Heads of Mechanich of a Crush. [Osnovy mekhaniki razrusheniya]*. Moscow: Nauka; 1974. (in Russian)
4. Arutyunov S. D., Chumachenko E.N., Kopeykin V. N., Kozlov V.A., Lebedenko I.Yu. Mathematical modeling and calculation intense the deformed condition of ceramic-metal dentures. *Stomatologiya*. 1997; 76(4): 47–51. (in Russian)
5. Chumachenko E.N., Volozhin A.I., Portnoy V. K., Markin V.A. Gipotetich model of biomechanical interaction of teeth and basic tissues of a jaw at various values of chewing loading. *Stomatologiya*. 1999; 78(5): 4–8. (in Russian)
6. Saakyan Sh.Kh. *Application of Bayonet Tabs with an Esthetic Covering at Final Fracture of Crown Part of Tooth. [Primeneniye shtiftovykh vkladok s esteticheskim pokrytiem pri polnom razrushenii koronkovoy chasti zuba]*: Diss. Moscow; 1984. (in Russian)
7. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu. Il'nykh A.N. The analysis of distribution of loadings and probability of irreversible changes in bone tissues of a jaw at orthopedic treatment with use the dentalnykh of intra bone implants. *Klinicheskaya stomatologiya*. 2002; 2: 44–8. (in Russian)
8. Demidova I.I., Lisenkov V.V. Parodont: biomechanical properties. *Parodontologiya*. 1998; 4(p. 1): 6–8; 1999; 1(p. 2): 22–6. (in Russian)
9. Chumachenko E.N., Arutyunov S.D., Lebedenko I.Yu. Mathematical Modeling Intense the Deformed Condition of Dentures. [*Matematicheskoe modelirovaniye napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya zubnykh protezov*]. Moscow; 2003; 181–2, 221. (in Russian)
10. Schwarts A.D. *Biomechanics and occlusion of teeth* (Biomekhnika i okklyuziya zubov). Moscow: Meditsina; 1994. (in Russian)
11. Branemark P.-I. et al. *Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw Experience from a 10-year Period*. 1977; 64–72.

Received 22.01.14

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2014

УДК 616.31-018.73-02:616.61-008.64-036.12]-091

Майбородин И.В.¹, Миникеев И.М.², Ким С.А.³, Рагимова Т.М.¹

ВЛИЯНИЕ ХРОНИЧЕСКОЙ ПОЧЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ НА СОСТОЯНИЕ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ПОЛОСТИ РТА В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

¹ ФГБУН Институт химической биологии и фундаментальной медицины СО РАН, 630090, г. Новосибирск, Россия; ² Научный центр реконструктивно-восстановительной хирургии Министерства здравоохранения Кыргызстана, г. Бишкек, Кыргызстан; ³ Кыргызский государственный медицинский институт переподготовки и повышения квалификации, г. Бишкек, Кыргызстан

Методами световой микроскопии изучали морфологические изменения слизистой оболочки полости рта крыс при хронической почечной недостаточности (ХПН) различной степени. Через 6 мес после моделирования ХПН легкой и средней степени собственная пластинка слизистой оболочки полости рта была диффузно инфильтрирована лейкоцитами, возрастала объемная плотность компонентов кровеносного и лимфатического русла. При тяжелой ХПН у крыс наблюдались атрофия и гиперкератоз эпителия слизистой оболочки ротовой полости, собственная пластинка слизистой оболочки склерозировалась, в ней значительно увеличивалась численная плотность лейкоцитов, в первую очередь, нейтрофилов, моноцитов, макрофагов, и формировались мелкие лейкоцитарные инфильтраты. Кроме того, при ХПН средней и тяжелой степени в собственной пластинке слизистой оболочки полости рта возрастало количество эозинофилов и плазматических клеток, что указывало на возможное присутствие значительного аллергического компонента в инициации и поддержании воспаления в тканях ротовой полости при ХПН.

Ключевые слова: хроническая почечная недостаточность; слизистая оболочка ротовой полости; лейкоцитарная инфильтрация; склероз; эозинофилия.

Для корреспонденции: Майбородин Игорь Валентинович (Mayborodin I.V.), e-mail: imai@mail.ru.