УДК: 616.314-089.843

Механические аспекты зубных имплантатов и остеоинтеграции

Э.Р. Мусаев, Г.Э. Керимова, Г.М.Архмамедова
Азербайджанский медицинский университет,
кафедра Ортопедической стоматологии, г.Баку

Адрес электронной почты автора: eminmusayev1971@gmail.com

Açar sözlər: osseointeqrasiya, mexaniki, aspektləri, implantlar, dişsizlik
Ключевые слова: остеоинтеграция, механические, аспекты, импланты, адентия
Keywords: osseointegration, mechanical, aspects, implants, adentia

В настоящее время зубные импланты приобретают все большую популярность в восстановлении зубного ряда. Ежегодно число операций по установке зубных имплантов все больше возрастает. Поэтому все больше они используются у пациентов с полной и частичной адентией зубного ряда.

В связи с чем стоматологи-клиницисты задумываются над вопросом быстрого заживления и восстановления процесса имплантации. То есть это направление быстрого и непрерывного функционального применения их, например, как немедленная установка импланта и его нагрузка.

Особенно большое значение имеет материал изготовления. Титан был первым выбором в качестве материала для изготовления зубных имплантов. Уже больше 50 лет назад было обнаружено что при прямом контакте импланта из чистого титана с костью челюсти происходит его закрепление в нем [1]. Этот процесс и называется остеоинтеграцией [3].

Остеоинтеграция обеспечивает тем самым основу для функционирования импланта и изготовления желаемого зубного протеза [4]. В настоящее время Ti (титан) является документально подтвержденным благоприятным материалом для имплантов. Большинство мировых производителей предпочитают его из-за сочетания высокой прочности, коррозивной стойкости и износостойкости, полной инертности к среде организма и биосовместимости [5].

Тем не менее, заживление кости вокруг импланта до сих пор остается сложной проблемой ввиду того, что является сложным физиологическим процессом. Считается что эти процессы характеризуются клеточными реакциями и локальными стимулами. Для достижения быстрой остеоинтеграции было предпринято множество попыток изменить существующие материалы имплантатов на основе титана. Время заживления их составляет 3-6 месяцев до изготовления ортопедических конструкций, что не оправдывает ожидания пациентов. Кроме того, что касается долгосрочной стабильности, потеря маргинальной кости вокруг имплантов на основе титана является одной из проблем его выживаемости. Надо отметить, что механизм этой резорбции еще недостаточно изучен. Одной из предполагаемых причин является неправильная передача нагрузки от тела дентального имплантата на окружающую костную ткань [7].

Кость является одной из основных тканей организма для поддержки, защиты и движения. Она представляет собой композит, содержащий как органические, так и неорганические минералы. они оба в комплексе придают гибкость и прочность структуре кости.

Костная ткань включает различные уровни структур на макро-, микро- и нано- уровне, которые выполняют разнообразные механические, биологические и химические функции. На макроуровне кость может быть классифицирована как компактная (кортикальная) или трабекулярная (губчатая) кость. Строительными блоками на микроуровне компактной кости являются остеоны размером от 10 до 500 мкм, тогда как губчатая состоит состоит из пористой сети трабекул [8]. На определенном уровне агрегированный коллаген и гидроксиапатит образует коллагеновые фибриллы с вкраплениями керамики, которые являются универсальным строительным блоком как для компактного, так и для губчатого внеклеточного матрикса кости [8]. Именно эта специфическая комбинация наноразмерных кристаллов апатита и волокон коллагена обеспечивает легкие, но прочные механические свойства костной ткани.

Из-за значительных различий между компактной и губчатой кости с точки зрения жесткости, прочности на растяжение, плотности, изношенность механического свойства натуральной кости значительно различаются. Это зависит от возраста, анатомического расположения, от состояния и качества кости (рис.1)

а) б) в)

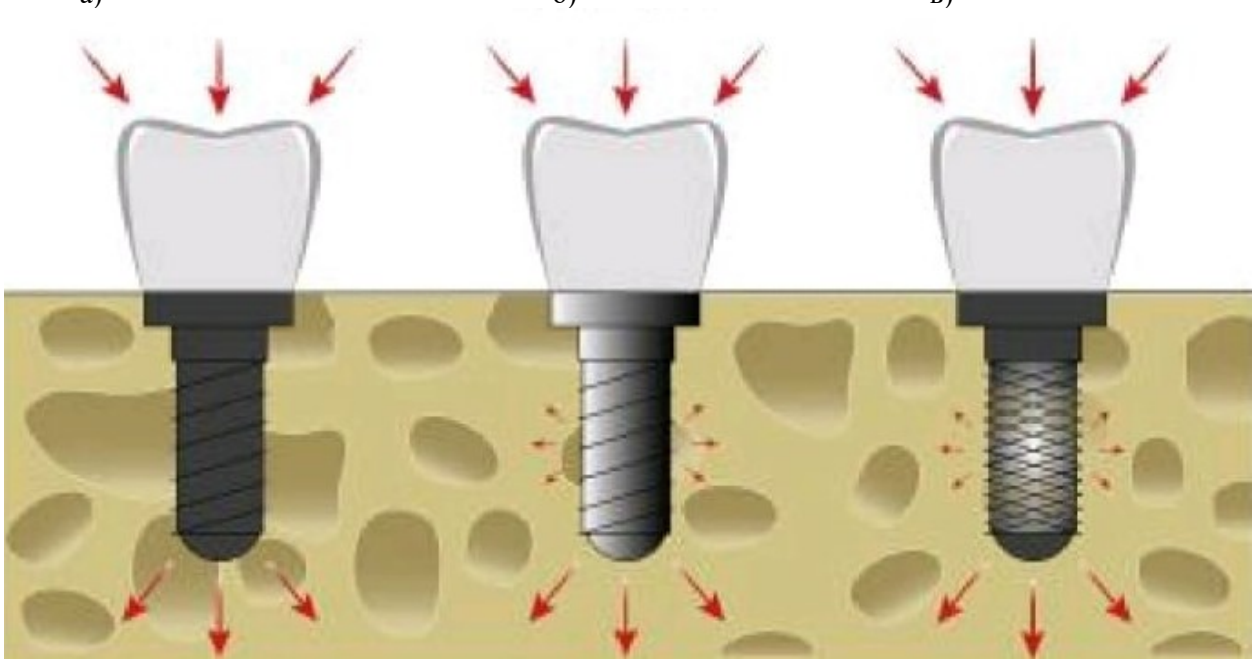


Рис 1. а) –обычный, б)низкий модуль упругости, в)пористая структура

От анализа качества альвеолярной области кости зависит как план дальнейшего лечения, так и фактор нагрузки, так как структура влияет на ее физическую стойкость [9].

Согласно [10], альвеолярная кость человека может быть классифицирована по четырем категориям плотности. От чего и зависит фактор успеха имплантации. Отмечено, что кости 1а и 2б типа состоят из плотной трабекулярной кости с толстым или тонким окружающим слоем компактной кости. Это обеспечивает благоприятную стабильность и условия для заживления имплантов.

Многие исследования отмечают, что кость 3в типа связана с отторжением импланта. У здоровых лиц нижние челюсти имеют более плотную кортикальную оболочку, чем верхние. Толщина же кортикального слоя обеих челюстей уменьшается, а пористость увеличивается от передней к задней области (рис.1). Это может способствовать более высокой частоте отторжения имплантантов в задних отделах.

Таким образом, эти различия в костной структуре, плотности и механических свойствах обеспечивают теоретическую основу для выбора конструкции импланта и технике его установки.

В процессе изготовления долговечность функциональных имплантатов в первую очередь зависит от механических свойств и биосовместимости материалов.

Механические свойства материалов имплантатов это способность противостоять приложенным нагрузкам и смещениям. Она измеряется с помощью растяжения разделенное на жесткость, прочность, пластичность и ударную вязкость [11]. Они должны быть достаточно прочными, чтобы гарантировать выполнение функции в течении всего срока службы.

Существует несколько типов напряжений, которые развиваются в зависимости от характера приложенных сил и формы имплантата, включая напряжение растяжения, напряжение сдвига и напряжение сжатия. Предел текучести это максимальное напряжение, которое материал может выдержать, не поддаваясь определенной пластической деформации. Предел прочности при растяжении отражает растягивающее напряжение в момент разрушения [9,10]. Изношенность связана с составом сплава и предшествующей термомеханической обработкой, на которую также влияют и обработка поверхности, отделка и обработка. Хорошо известно, что более высокая прочность приводит к увеличению срока службы имплантата [12].

Модель упругости описывает относительную жесткость или жесткость материала, рассчитываемую как отношение упругого напряжения к упругой деформации. Этот фактор же в свою очередь ведет к влиянию на прочность и изношенность материалов изготовленного имплантата.

Теоретически оптимальные материалы имплантатов представляют собой сочетание одинаковой жесткости с костной тканью и высокой прочности, эффективной для выдержки нагрузки на длительное время.

Как мы указывали выше, конструкция тела имплантата и геометрия поверхности резьбы/канавки являются частью механических свойств тела имплантата в кость (Рис. 2.)

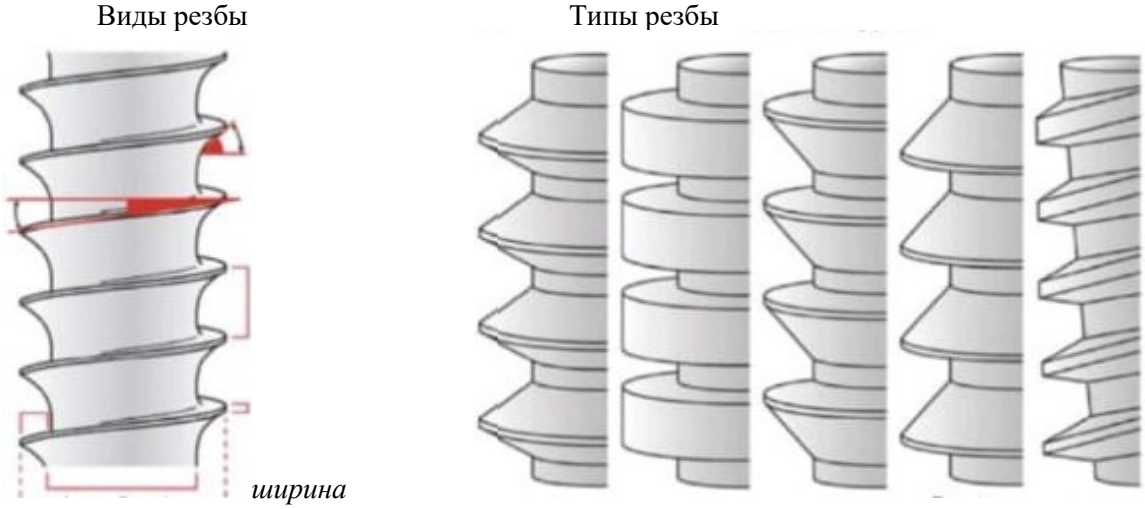


Рис. 2. Форма резьбы / канавки, глубины, ширины и шага

Таким образом, передача нагрузки от него к окружающей костной ткани зависит от характеристик формы резьбы/канавки, глубины, ширины и шага. Правильный дизайн резьбы/канавки будет стимулировать формирование кости и поддерживать стабильность импланта [13].

Большая часть клинических исследований показал более благоприятные показатели винтовых типов имплантов над цилиндрическими. Отказ от гладких цилиндрических имплантов связан с сдвиговыми нагрузками на границе кости и импланта, что в конечном счете приводит к неправильной нагрузке, меньшему контакту импланта с костью и более высокой степени отторжения. В целом кость наиболее прочна при сжимающих нагрузках, на 65% слабее при сдвиге и на 35% слабее при растягивающих усилиях. Надо отметить что это не зависит от материала и от типа фиксации (цемент,винт). Поэтому в большинстве современных конструкций корпусов имплантатов используется форма винтового типа. Преимущество при этом в увеличении площади поверхности за счет резьбы ,механической стабильности и передачи нагрузки. Особенности резьбы позволяют преобразовывать окклюзионные нагрузки в более благоприятные сжимающие нагрузки на границе кости. Распределенное напряжение, передаваемое через различные типы резьбы, дополнительно влияет на поведение клеток и тканей при заживлении кости в процессе остеоинтеграции.

Таким образом, тело имплантата представляет собой внутрикостную часть дентального имплантата, являющуюся центральной частью. Она взаимодействует с окружающей костью и способствует окончательной остеоинтеграции. Тело импланта при этом может представлять собой цилиндр ,конический цилиндр или их комбинацию. Как мы уже отмечали, в настоящее время почти все тела имплантов имеют резьбовую конструкцию, которая увеличивает площадь поверхности на 30-50% по сравнению с цилиндрическим имплантом без резьбы. Кроме того, резьбовая конструкция обеспечивает возможность первичной стабильности, преобразует окклюзионные нагрузки в более благоприятные сжимающие нагрузки и тем самым облегчает передачу напряжений на границе кость-имплантат. Имплантаты же с коническим винтом предназначались для немедленной имплантации и обеспечивали повышенную первичную стабильность.

Так как многие системы зубных имплантов имеют шейку имплантата с микроканавками/резьбой, который, как предполагают, уменьшает резорбцию альвеолярного гребня и поддерживает уровень маргинальной кости [4,5]. Авторы предполагают, что микроканавки/резба увеличивает сжимающие напряжение и снижает напряжение сдвига в области гребня.

Успешная остеоинтеграция имплантата и его клиническая долговечность зависят от того, как механические нагрузки передаются на окружающую кость. Помимо механических свойств материала, используемого для тела имплантата, и конструкции имплантата с резьбой, микро-/нанотекстура поверхности имплантата также играет роль в окончательной биологической реакции.

Таким образом, остеоинтеграция включает в себя серию биологических событий, на которые влияет множество факторов. Титановые сплавы продемонстрировали превосходную биосовместимость и могут обеспечивать быстрое формирование кости на границе кость-имплант. Мы согласны с авторами исследований, что титановые сплавы с пористой структурой обеспечивают быстрое врастание кости и улучшают остеоинтеграцию за счет увеличения площади контакта кость-имплант. Несмотря на механические свойства материалов имплантатов, конструкция тела имплантата может быть использована для оптимизации передачи нагрузки и влияния на наблюдаемую остеоинтеграцию.

Резюмируя вышесказанное, надо отметить, что необходимы дальнейшие долгосрочные клинические исследования, чтобы обосновать использование новых материалов в качестве заменителей существующих материалов для имплантатов на основе титана.

ЛИТЕРАТУРА

1. Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A., et al. The effect of thread pattern upon implant osseointegration // Clin. Oral Implant. Res., 2010, 21, p. 129-136

2. Brunski J.B. Biomechanical aspects of oral/maxillofacial implants // İnt. J.Prosthodont., 2003, 16 (Suppl. 1) p.30-32

3. Halldin A., Jimbo R., Johansson C.B. et al. Implant stability and bone remodeling after 3 and 13 days of implantation with an initial static strain // Clin. Implant Dent. Relat. Res., 16 (2014), p. 383-393

4. Rubin C.T., Sommerfeldt D.W., Judex S. et al. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-freguencymechanical stimuli // Drug Discov Today, 2001, 6, p.848-858

5. Huebsch N., Arany P.R., Mao A.S. et al. Harnessing traction-mediated manipulation of the cell/matrix interface tocontrol stem-cell fate // Nat. Mater., 2010, 9, p.518-526

6. Lin S.Q., Tian Q., Hedrick J.I. et al. Biomimetic hydrogels for chondrogenic differentiation of human mesenchymalstem cells to neocartilage // Biomaterials, 2010, 31, p.7298-7307

7.Huebsch N., Arany P.R., Mao A.S. et al. Harnessing traction-mediated manipulation of the cell/matrix interface to control stem-cell fate, Nat. Mater., 2010, 9, p.518-526

8. Wegst U.G.K., Bai H., Saiz E. et al. Bioinspired structural materials // Nat. Mater., 2015, 14, p.23-36

9. Winter W., SHeckmann.M., Weber H.P. A time-dependent healing function for immediate loaded implants // J. Biomech, 2004, 37, p.1861-1867

10. Norton M. Primary stability versus viableconstraint-a need to redefine // Int. J. Oral Maxillofac Implant., 2013, 28, p.19-21

11. Leucht P., Kim J.B., Wazen R. et al. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants // Bone, 2007, 40, p.4209-4218

12. Javed F., Rpmanos G.E. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review, // J.Dent, 2010, 38, p.612-620

13. Wennerberg A., Albrektsson T., Andersson B. et al. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies // Clin. Oral Implant. Res., 1995, 6, p.24-30

Xülasə
Diş implantlarının mexaniki aspektləri və osseointeqrasiya
E.R. Musayev, G.E. Kərimova, G.M.Arxməmmədova

Məqalədə diş implantlarının sümüyə inteqrasoyası prosesləri təsvir edilir. Titan implantların ətrafı sağalması –mürəkkəb fizioloji prosesdir. Mexaniki aspektlər implant materiallarının mexaniki xüsusiyyətləri və onların biouyğunudur. Sümük və implant materiallarının gərginliyində güc və elastik modulu təsvir edilir. Birincili və ikincili sabitlik və onların osseointeqrasiya ilə əlaqəsi haqqında biliklər, klinika həkimlərinə fərdi müalicə üçün qərarlar qəbul etməyə kömək edəcək.

Summury
Mechanical aspects of dental implants and asseointegration
E.R. Musayev, G.E. Karimova, G.M.Arkhmammadova

The article describes the process of integration of dental implants into the bone. The mechanical aspects of healing around titanium dental implants –are described. This is a complex physiological process. Mechanical aspects are the mechanical propertiet of the implant materials and their biocompatibility. Described moduls of strenght and elastiicty in tension of bone and implant materials. Know ledge of primary and secondary stability and their relationship to osseointegration helps clinicians make decisions for individualized treatment.

Daxil olub: 05.11.2024