

Рубникович С.П., Миронович Я.И.

ВЛИЯНИЕ ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ НА ОСТЕОИНТЕГРАЦИЮ

Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск

Актуальность. В последние десятилетия наблюдается значительный рост интереса к исследованию биосовместимых материалов, способных обеспечить эффективную остеоинтеграцию. Среди множества металлических материалов титан и его сплавы

занимают ведущее место благодаря высокой прочности, коррозионной стойкости и биоинертности. Однако титановые имплантаты обладают рядом недостатков, связанных с различием в модулях упругости между имплантатом и костью, что приводит к эффекту «экранирования напряжений» и постепенной резорбции костной ткани вокруг имплантата. Чистый титан и его сплавы, такие как Ti-6Al-4V, широко применяются для изготовления имплантатов в ортопедии и челюстно-лицевой хирургии [1]. Пористые структуры титана обладают схожими с костной тканью биомеханическими свойствами и создают благоприятные условия для адгезии, пролиферации и дифференцировки остеогенных клеток. Наиболее перспективными в этом отношении являются трёхмерные пористые каркасы, получаемые методами аддитивного производства. Однако до сих пор не достигнуто единого мнения относительно оптимальной структуры пор.

Целью данного исследования было провести анализ современных источников по вопросу остеоинтеграции титановых имплантатов, изготовленных различными технологическими методами – аддитивным и традиционными (литьё, порошковая металлургия, механическая обработка).

Материал и методы. Поиск литературы производился с использованием библиотек PubMed, Medline, ScienceDirect, ResearchGate, Национальной библиотеки Беларуси, Республиканской научно-технической библиотеки.

Результаты исследования и их обсуждение. Одним из ключевых факторов, влияющих на остеоинтеграцию, является структура поверхности и материал имплантата. Традиционные монолитные имплантаты имеют значительно больший модуль упругости, чем костная ткань (до 110 ГПа против 10–30 ГПа), что вызывает эффект «stress shielding» – перераспределение нагрузки и постепенную атрофию окружающей кости. Введение контролируемой пористости позволяет уменьшить этот эффект, повысив биомиметичность имплантата и обеспечив оптимальное сочетание механических и биологических свойств. Использование пористого титана позволяет не только снизить модуль упругости по сравнению с компактным металлом, но и создать благоприятные условия для врастания костной ткани, ангиогенеза и передачи механических нагрузок, приближенных к физиологическим [2].

Геометрия пор, включая их размер, форму и взаимосвязанность, является ключевым фактором, влияющим на адгезию клеток, пролиферацию и ангиогенез. Ряд исследований показал, что оптимальный размер пор для роста и васкуляризации костной ткани находится в пределах 400–620 мкм, при этом высокая пористость (до 75–80%) обеспечивает наилучшую метаболическую активность клеток и формирование минерализованного матрикса. Однако чрезмерное увеличение размера пор может приводить к снижению механической прочности каркаса и преждевременному его разрушению [3].

В исследовании [4] продемонстрировано, что имплантаты, изготовленные методом DLMS, обладают более выраженной шероховатостью и пористостью поверхности по сравнению с анодированными, что способствует ускоренной остеоинтеграции даже в условиях метаболических нарушений, таких как сахарный диабет. Также отметили, что 3D-печатные имплантаты из Ti6Al4V обеспечивают более интенсивный рост костной ткани. Высокопористый титан, созданный с использованием аддитивных технологий используемый при изготовлении вертлужных компонентов для тотального эндопротезирования тазобедренного сустава, показал себя наиболее благоприятным материалом для остеоинтеграции [4]. Это обусловлено сходством структуры и биомеханических свойств этого материала с костной тканью.

Имплантаты из титана, изготовленные методом 3D-печати, обладают лучшей остеоинтеграцией по сравнению с изделиями, полученными традиционным способом с плазменным покрытием [5]. Высокопористая структура, создаваемая с помощью аддитивных технологий, способствует более выраженному росту остеобластов и образованию новой кости как *in vitro*, так и *in vivo*.

Данные литературы о влиянии размера пор в изделиях из титана на процесс и качество остеоинтеграции противоречивы. Исследования *in vitro* на остеоблестах человека

показали, что миграция клеток в поры блоков из никель-титанового сплава лучше происходит в порах малого размера (277 и 337 мкм), чем в порах большого размера (566 мкм). Также в исследовании на человеческих остеообластах с меньшими порами (400-620 мкм) наблюдалась самая высокая метаболическая активность и вращение кости в поры по сравнению с более крупными порами (700 мкм). Исследование *in vivo* показало, что больший размер пор и более высокая пористость положительно влияют на объем прироста новой кости, оцениваемый с помощью гистоморфологического исследования, хотя в исследовании было указано, что мелкие поры (180 мкм) были более заполнены, чем крупные (300 мкм) [5].

Механические свойства имплантатов зависят от пористости, размера пор и взаимосвязанности порового каркаса. Увеличение пористости приводит к снижению модуля упругости и прочности, но улучшает биологическую интеграцию. Оптимальный баланс между механикой и остеоиндукцией, по данным различных авторов, достигается при пористости 40–65 % и размере пор 400–800 мкм. При увеличении пористости титана с 30 до 40 % существенно возрастает объем костной ткани, прорастающей в имплантат, где размер пор около 600 мкм обеспечивал наилучшую адгезию остеообластов, минерализацию и механическую фиксацию имплантата [2]. Однако увеличение размера пор и пористости может привести к снижению механических свойств имплантата. Таким образом, необходимо найти баланс между механическими и биологическими свойствами.

Заключение.

Анализ современных исследований показывает, что применение пористого титана в стоматологии открывает широкие возможности для улучшения остеоинтеграции и долговременной стабильности дентальных имплантатов. Наиболее важными параметрами являются размер пор (400–800 мкм) и пористость 40–65 %, обеспечивающие баланс между механической прочностью и биологической активностью.

Литература

1. Li J. и др. (2020). Rational design and biological performance of hybrid additive manufactured titanium implants. *J Mech Behav Biomed Mater.*
2. Ran X., et al. Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 2018.
3. Taniguchi N., et al. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing. *Mater. Sci. Eng. C*, 2016.
4. Chen H, Han Q, Wang C, Liu Y, Chen B, Wang J. Porous Scaffold Design for Additive Manufacturing in Orthopedics: A Review. *Front Bioeng Biotechnol* 2020; 8: 609.
5. Bondarenko S. и др. (2023). Comparative study *in vivo* of the osseointegration of 3D-printed and plasma-coated titanium implants. *World J Orthop.*

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«Белгородский государственный национальный
исследовательский университет»
Стоматологическая Ассоциация России
Белгородская региональная общественная организация
«Стоматологическая ассоциация»

СТОМАТОЛОГИЯ СЛАВЯНСКИХ ГОСУДАРСТВ

Сборник трудов
XVIII Международной научно-практической конференции



Белгород 2025