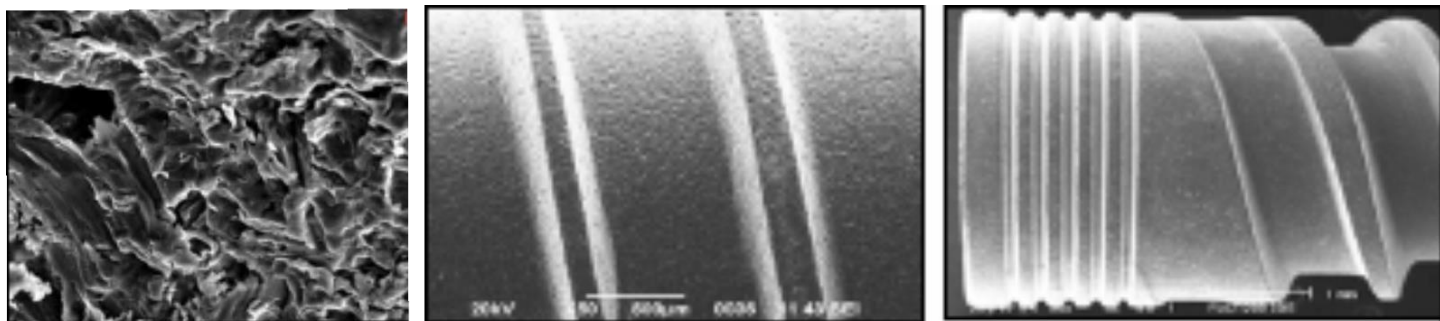
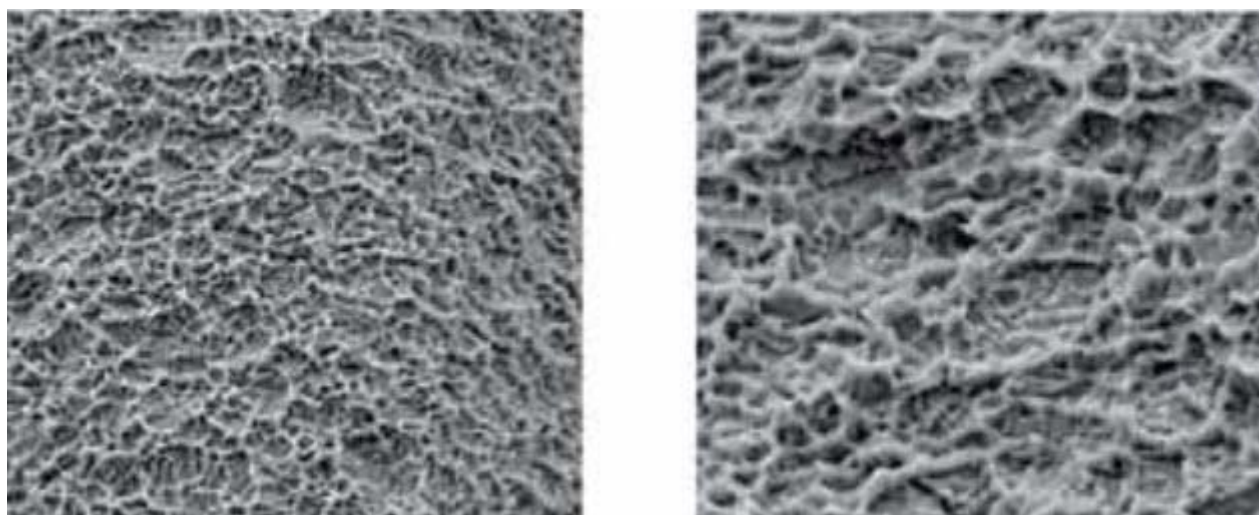


СРАВНЕНИЕ ПОВЕРХНОСТЕЙ ИМПЛАНТОВ RBM И SLA



Преимущества RBM над SLA

Сегодня очень актуален вопрос о качестве поверхности имплантов. Чем они отличаются? Какую выбрать? И вообще, что зависит от качества поверхности? Давайте попробуем ответить на эти вопросы, сравнив поверхности RBM и SLA. и структура внутрикостных дентальных имплантов играет ключевую роль в достижении положительной клинической картины и длительной механической стабильности. Эти факторы обеспечивают надёжную остеоинтеграцию имплантата и повышают эффективность лечения пациентов. Именно поверхность определяет прочностные свойства имплантов и условия для адсорбции биомолекул, а также адгезии клеток, окружающих имплантат тканей. От формы и структуры поверхности внутрикостной части имплантов существенно зависит способность к согласованному взаимодействию биомеханической системы «зубной протез-имплантат-костная ткань».



Рядом исследователей доказано, что шероховатая поверхность титановых сплавов, используемых в хирургической стоматологии, обладает большей энергией и смачиваемостью, по сравнению с гладкой поверхностью. Наличие шероховатости, пор или углублений, определенного размера, на поверхности

внутрикостной части дентального имплантата способствует адсорбции белков, механическому прикреплению к поверхности материала волокон фибрина и коллагена, адгезии остеогенных клеток, фибро и остеобластов, а также синтезу специфических белков и факторов роста, что в конечном итоге позволяет достичь увеличения площади костной интеграции. Рельеф позволяет значительно увеличить удельную площадь поверхности имплантата взаимодействующей с костью, что повышает силу его интеграции с последней и снижает уровень механического напряжения в окружающих структурных единицах кости.

Рассмотрим поверхность SLA:

SLA – аббревиатура англоязычного наименования «Sand-blasted, Large grit, Acid-etched» (крупнозернистая пескоструйная обработка и травление кислотой).

Она образуется в результате грубой пескоструйной обработки корундовыми частицами (оксидом алюминия Al_2O_3), благодаря которой достигается макрошероховатость титановой поверхности. Затем в течение нескольких минут следует интенсивное травление в кислотой ванне со смесью из HCl и H_2SO_4 при повышенной температуре. За счет этого появляются тонкие микроуглубления размером 2–4 микрона в виде включений в обработанную грубым пескоструйным способом поверхность. Поверхность не является микропористой и поэтому не предоставляет место тканевым включениям, что уменьшает подверженность бактериальной колонизации. Такая технология обработки поверхности интенсивно изучалась в последние годы, как *In-vitro*, так и *In-vivo*. Тесты на клеточных культурах, гистологические исследования кости и опыты на животных по извлечению имплантатов показали, что поверхность **SLA** является неплохим выбором в отношении контактных поверхностей имплантатов. Тенденция к улучшению и ускорению костной интеграции **SLA**-имплантатов на начальной стадии заживления, описанная многими авторами, базируется на увеличении формирования локальных цитокинов и факторов роста. В результатах исследований *In-vivo* документально представлено подавляющее преимущество поверхности **SLA** в отношении интеграции и закрепления имплантатов, по сравнению с другими поверхностями (такими как титано-плазменное напыление, машинно-фрезерная обработка, гидроксиапатитное покрытие и т.п.), особенно на начальной стадии заживления после установки имплантата.

Поверхность разрабатывалась для того, чтобы добиться высокого процентного показателя в отношении контакта кости с имплантатом при дескриптивных гистоморфометрических исследованиях, а также высокого крутящего момента вывинчивания при функциональных исследованиях.

И многие исследования как *in vitro* так и *in vivo* подтвердили ее

преимущества над гладкими поверхностями по прочности контакта с костью и по моменту расцепления, а, следовательно, и по ранней нагрузке. Исследования на клеточных культурах показали, что эти поверхности модифицируют фенотипическое поведение остеобластов, так что предположительно эффективность гистологического и биомеханического соединения может быть объяснена поверхностно-модулированными клеточными процессами. Наиболее важным свойством этой поверхности **SLA**, играющим значительную роль в разработке и практическом применении имплантатов, является возможность высокой нагрузки на нее, продемонстрированная на опытах по вывинчиванию.

Недостатки SLA.

Остатки оксида алюминия.

При обработке поверхности оксидом алюминия на поверхности могут оставаться его остатки, что подтверждают многие исследования и это можно увидеть на снимках при сравнении различных поверхностей при спектральном анализе, эти остатки значительно ухудшают остеоинтеграцию. Поскольку алюминий и его соединения обладают политропным действием на организм, выраженность которого не находится в прямой зависимости от его концентрации, при проведении имплантации следует принимать во внимание возможность возникновения осложнений в постимплантационном периоде, вызванных сенсбилизацией им организма. Оксид алюминия вымывается только при высокой концентрации кислоты. Протравливание кислотой.

Протравливание кислотой создаёт до некоторой степени номерную микропористую текстуру на поверхности имплантата, которая варьируется в зависимости от кислоты [соляная кислота (HCl)/серная кислота (H₂SO₄) или фтористоводородная кислота (HF)/азотная кислота (HNO₃)]. Использование HCl/H₂SO₄ обычно даёт микропоры диаметром 1–2 микрона, в то время как использование HF/HNO₃ даёт микропоры диаметром 5–10 микрон. В публикациях было показано, что оптимальное усиление прикрепления кости происходит при микропорах 5–10 микрон. На специфические характеристики поверхности могут влиять различные факторы, такие как, крепость/концентрация кислоты, температура, длительность погружения и даже частота смены ванны с кислотой.

Было показано, что процесс протравливания кислотой иногда настолько агрессивен, что мог вызывать металлургический распад, который может неблагоприятно влиять на усталостную прочность, кислота «смазывает» шероховатость, которая образовывается при пескоструе. При процедуре протравливания кислотой также есть вероятность того, что остатки кислоты сохраняются.

Учитывая недостатки поверхности **SLA**, мы обратили свое внимание на особенности и свойства поверхности **RBM**.

RBM имеет ряд преимуществ в сравнении с **SLA**.

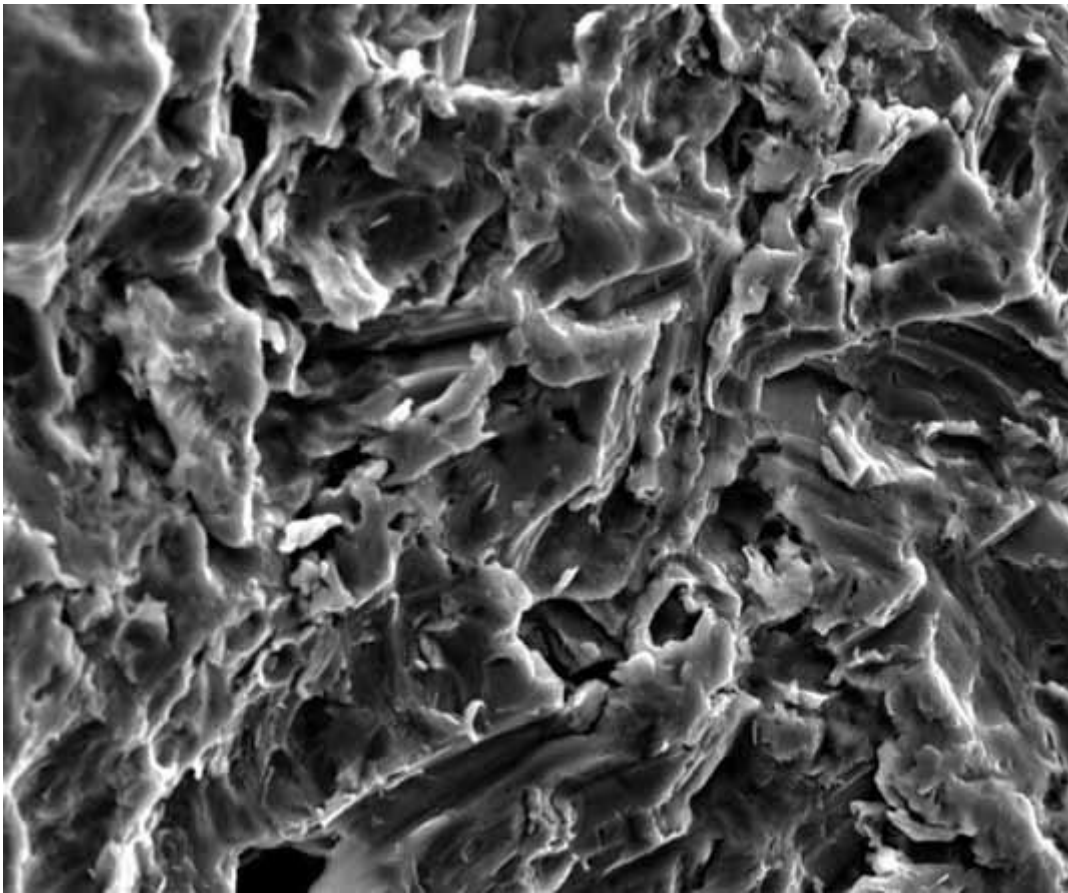
RBM (Resorbable Blast Media) – английская аббревиатура; R – резорбируемый, B – струйная, M – средняя.

Методика **RBM** состоит в том, что поверхность имплантанта подвергается пескоструйной обработке частицами Бета-Трикальций фосфата ($\text{Ca}_3\text{O}_8\text{P}_2$) определенной плотности, массы и размера. После механической обработки поверхность протравливается в органической низко концентрированной кислоте, оставляя поверхность чистой (без остатков частиц $\text{Ca}_3\text{O}_8\text{P}_2$), не меняя строение титанового «рисунка». Такой метод позволяет достигать на поверхности имплантанта микропоры большей глубины, чем при обработке классическим методом **SLA** (оксидом алюминия (Al_2O_3)). Тем самым, площадь поверхности имплантанта за счет увеличенной глубины пор (кратеров) возрастает, соответственно и его остеокондуктивность. Для примера, такая система обработки поверхности применяется в производстве имплантантов: BioHorizons, Adin Implants, Lifecore, Osstem Implant, AB Dental, Perio Type, Alpha Dent, APOLONIA, MegaGen.

Бета-Трикальций фосфата ($\text{Ca}_3\text{O}_8\text{P}_2$) — резорбируемый материал, который не внедряется в поверхность имплантата при обработке им поверхности надолго, прежде всего из-за использования метода пассивации, а если какая-либо частица фосфата кальция внедрится в поверхность имплантата, то в костном ложе под воздействием окружающей среды полностью резорбируется, образуя дополнительную пору в поверхности имплантата.

Недавние опасения, связанные с занесением посторонней среды вследствие гранулирования стекла и струйной обработки обострил интерес к развитию такого метода, который позволил бы избежать подобного загрязнения. Главную опасность представлял остеолитизис, который, как было доказано, связан с занесением инородных микрочастиц.

Процесс изготовления поверхности **RBM** является оптимальным. Он создаёт поверхность более шероховатую, чем у многих других имплантантов, не оставляя при этом никаких загрязняющих частиц.



Поверхность RBM

Преимущества RBM:

1. Отсутствие загрязнений. Безкислотное придание шероховатости – на имплантате нет остатков кислоты.
2. Попадает в диапазон оптимальной шероховатости и диаметра микропор. Оптимальная шероховатость составляет 2.00–4.00 микрон, у **RBM** – 2.05–3.09 мкм, оптимальный диаметр микропор составляет 3–11 микрон, у **RBM** – 5–10 мкм. **RBM** является несомненным лидером шероховатости по сравнению с другими видами обработки поверхностей. Особенно при установке имплантатов, когда возможна недостаточная начальная механическая фиксация, структура поверхности **RBM** будет предпочтительной. Диаметр гомогенетических пор и единообразие микропористой поверхности имплантатов **RBM** ещё больше способствует росту новой кости при первичном прикреплении на «благоприятной» поверхности. Оптимальный размер пор для формирования минерализованной кости на имплантате составляет 3–11 микрон.
3. Увеличенная площадь поверхности. Придание шероховатости увеличивает площадь поверхности имплантата и даёт возрастающий процент контакта кости с имплантатом, предоставляя, таким образом, большую поверхность для прикрепления костных клеток.

4. Способствуют ускоренному/форсированному прикреплению кости. Импланты с оптимальной шероховатостью могут обеспечить фиксацию на ранней стадии благодаря более полному контакту кости с поверхностью импланта, а размер микропор **RBM** (5–10 микрон) оптимальный для формирования костных клеток на ранней стадии. Адаптация кости на такой поверхности происходит гораздо быстрее.

5. Более обширный контакт кости с имплантатом. Было доказано, что процент оптимального прикрепления костных клеток на ранней стадии к шероховатым поверхностям выше по сравнению с процентом прикрепления к титановым поверхностям машинной обработки. Причиной этого является увеличение площади имплантата благодаря пористости. Большая площадь поверхности увеличивает контакт кости с имплантатом, и в результате увеличивается площадь прикрепления костных клеток. Имплантату традиционной машинной обработки потребовалось бы увеличение размера на 30–40%, чтобы получить такую же площадь поверхности, как у имплантата с шероховатой поверхностью. Увеличение прикрепления кости к имплантату на ранней стадии повышает стабильность установленного имплантата.

6. После удачного удаления гранул Бета-Трикальций фосфата с поверхности наблюдаются его элементы в оксидном слое титана, что обеспечивает уменьшение сроков остеоинтеграции.

Исследования, которые подтверждают перечисленные преимущества:

1. Влияние шероховатости на прикрепление кости к импланту. Buser et al. изучал реакцию кости на имплантат, установив шесть имплантатов с покрытиями различной обработки в длинные кости мини-свиней. Среди видов обработанных поверхностей были имплантаты машинной обработки и с электрополировкой (самые гладкие), а также сочетания пескоструйной обработки и протравленные кислотой и с различными покрытиями. Каждое покрытие имело уникальные характеристики поверхности и значения шероховатости поверхности. После сравнения костной ткани по границе поверхности с имплантатом на разных видах поверхностей они продемонстрировали положительную корреляцию / взаимосвязь между повышенными значениями шероховатости и контактом кости с имплантатом. В этом исследовании шероховатые поверхности имплантатов продемонстрировали большее прикрепление кости, чем поверхности машинной обработки или полированные. Через три и шесть недель после установки самое объемное прикрепление кости наблюдали на самой шероховатой поверхности. Дополнительные исследования, которые проводил Cochran et al., подтвердили эти данные.

Два исследования, представленные Wennerberg et al., также демонстрируют влияние шероховатости поверхности на фиксацию кости. В этом исследовании кроликам установили имплантаты с двумя различными покрытиями поверхности, а также титановые имплантаты машинной обработки. У каждой поверхности была особая степень шероховатости. Фиксация кости к двум поверхностям с покрытиями была более прочной, чем фиксация к титану машинной обработки, что подтвердило гораздо более высокое усилие при удалении и процент контакта кости с имплантатом.

2. Высокая остеокондуктивность. M.Piatelli et al. измерил отличия в реакции кости на титановый имплантат **SLA** обработки и имплантат **RBM** с шероховатой поверхностью. Всего двадцати четырём новозеландским белым взрослым кроликам установили по одному имплантату **RBM** и одному имплантату **SLA** обработки в бедренную кость. Животных препарировали через 1, 2, 3, 4 и 8 недель после установки имплантатов. Образцы кости и окружающие ткани из определённой области иссекли, протравили и изучали под микроскопом с целью измерить реакцию кости. Через 4–6 недель на снимках имплантатов **SLA** обработки были заметны многочисленные области между существующей минерализованной костью и имплантатом, где растущая остеоидная матрица ещё не минерализована. Соответствующие снимки имплантатов **RBM** показывали минерализованную костную ткань в прямом контакте с поверхностью имплантата, а в других областях можно было увидеть формирование остеоидной матрицы прямо на поверхности имплантата. Исследователи наблюдали статистически значительно более высокий процент контактов кости с имплантатами **RBM** в первые недели после установки. Был сделан вывод, что поверхность **RBM** является более остеокондуктивной, чем имплантат **SLA** обработки.