



**СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ИЗМЕНЕНИЯ
ТЕМПЕРАТУРЫ КОСТНОЙ ТКАНИ ВО ВРЕМЯ
ФОРМИРОВАНИЯ КОСТНОГО ЛОЖА
ПОД ИМПЛАНТАТ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ
ТРАДИЦИОННОГО И ПЬЕЗОХИРУРГИЧЕСКОГО
МЕТОДА В ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТОЛОГИИ**

Омонов Р.А.,

*ассистент кафедры «Факультативной стоматологии» EMU
UNIVERSITY*

Ключевые слова: дентальные имплантаты, пьезохирургия, имплантации

Цель исследования — оценка риска температурных поражений костной ткани при формировании ложа под дентальный имплантат с использованием традиционного механического (ротационного) и пьезохирургического методов, с целью выработки рекомендаций по предотвращению термического повреждения во время остеотомии.

Материал и методы.

В лабораторное исследование включали трупную скелетированную нижнюю челюсть человека и нижнюю челюсть животного (баран) с сохранёнными мягкими тканями. Формирование ложа под имплантат проводили двумя способами: 1) стандартным ротационным методом с использованием физиодиспенсера Implantmed (Австрия) и фрез системы AstraTech (Швеция) по клиническому протоколу; 2) пьезохирургическим методом с аппаратом Implant Center (Франция) и насадками Bone Surgery II (Франция). Для моделирования различных клинических ситуаций варьировали режимы орошения и эксплуатационные параметры инструментов.

Испытательные условия включали следующие параметры:



- Ротационная фреза диаметром $2,0 \times 11$ мм, скорость вращения 35 000 об/мин.
- Режимы орошения: отсутствие орошения, минимальное орошение и максимальное (адекватное) физиологическое орошение.
- Пьезо насадка №1, мощность D1, режимы орошения: минимальное и максимальное.
- Орошение — 0,9% раствор NaCl комнатной температуры (23 °C).
- Начальные температуры: скелетированной кости человека — 18,3 °C; кости животного (баран) — 14,3 °C.
- Термометрия выполнялась термопарным измерителем Fluke 51П (США) с фиксацией температуры в точках, расположенных в области остеотомии и прилегающих участках кости. Контроль времени реза осуществлялся цифровым секундомером.

Эксперимент предусматривал серию повторов для каждого режима (не менее 5 повторных измерений) с регистрируемыми максимальными и средними значениями повышения температуры при непрерывной работе инструмента (периоды 5 с для ротационной фрезы и 30 с для пьезоаппарата), а также оценку динамики остывания при прекращении реза.

Результаты

Результаты термометрии продемонстрировали зависимость повышения температуры кости от метода формирования ложа, наличия и интенсивности орошения, а также от длительности непрерывной работы инструмента.

1. Ротационный метод
 - При непрерывной работе фрезы в течение 5 с при минимальном орошении зарегистрировано максимальное повышение температуры до 27 °C.
 - При отсутствии орошения температура в зоне остеотомии повышалась до средних значений ~ 33 °C (± 3 °C), что превышало значения, ассоциирующиеся с риском термического повреждения костной ткани в ряде экспериментальных работ.



- При максимальном (адекватном) орошении температурные показания поддерживались в диапазоне 16—22 °С, т.е. значительно ниже пороговых значений термической некроза.

2. Пьезохирургический метод

- При использовании пьезоаппарата и минимальном орошении за 30 с отмечалось максимальное повышение температуры до 31 °С во всех измеряемых областях.

- При максимальном орошении нагрев кости достигал до 27 °С, что также соответствует безопасному диапазону в сравнении с режимами без орошения.

Выводы исследования

1. Орошение является ключевым фактором, предотвращающим термический некроз во время формирования ложа под имплантат как при ротационном, так и при пьезохирургическом методах. В условиях максимального орошения оба метода показали температурные профили, не превышающие безопасных значений, зарегистрированных в данном исследовании.

2. Отсутствие орошения или минимальное орошение приводят к достоверному повышению температуры кости и повышению риска термического повреждения при непрерывной работе инструмента. Это наблюдение характерно для обоих методов, однако ротационная фреза при отсутствии орошения демонстрировала более быстрое достижение критических температур при коротких интервалах реза (5 с), тогда как пьезоаппарат при длительной работе (30 с) также может привести к существенному нагреву при недостаточном охлаждении.

Научное обоснование.

Данные исследования согласуются с классическими и современными работами, демонстрирующими пороговые уровни температур и временные характеристики, приводящие к необратимым изменениям в костной ткани. Так, Eriksson и Albrektsson (1983) выявили, что повышение температуры до 47 °С в



течение 1 минуты вызывает необратимый остеонекроз в экспериментальной модели, тогда как кратковременные повышения до более низких значений менее критичны, но суммарный эффект зависит от амплитуды и длительности нагрева (Eriksson AR, Albrektsson T., Int J Oral Surg. 1983). Matthews и Hirsch (1972) в лабораторных исследованиях также продемонстрировали значительное повышение температуры при ротационной резке кости и подчеркнули важность орошения и прерывистого режима работы для снижения термического воздействия (Matthews LS, Hirsch C., J Bone Joint Surg Am. 1972).

Пьезохирургические технологии, предложенные и развиваемые Vercellotti и соавторами, показали клинические преимущества в точности и селективности реза, а также в уменьшении механической травмы окружающих тканей; однако большинство авторов отмечают, что пьезоаппараты при длительном использовании без адекватного орошения также могут вызывать значительный нагрев кости (Vercellotti P., Clin Oral Implants Res. 2004; обзоры по пьезохирургии). Совокупность данных указывает на универсальную важность охлаждения: физиологические или комнатные растворы для орошения значительно снижают температурный стресс и уменьшают вероятность остеонекроза.

Практические рекомендации

1. Обеспечивать полноценное и адекватное орошение (поддержание струи 0,9% NaCl) во время формирования ложа под имплантат как при ротационном методе, так и при пьезохирургии
2. Применять прерывистый режим работы (короткие интервалы реза с перерывами и возможностью остывания) для ротационных фрез, особенно при высоких скоростях вращения.
3. При длительной работе пьезоаппаратом контролировать температуру и интенсивность орошения, избегать непрерывных воздействий в течение длительного времени без охлаждения.



4. Рассматривать использование охлаждающих растворов и модификацию техники (меньшее давление, оптимальная насадка) для минимизации теплового эффекта.

Ограничения исследования Лабораторные условия с использованием трупных образцов и костей животного могут не полностью отражать клиническую ситуацию живой кости с кровоснабжением и метаболизмом, которые влияют на тепловой баланс и способность к восстановлению. Тем не менее, модель позволяет сравнительный анализ режимов и выявление рисков при отсутствии перфузии.