

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ



УДК 621.9.04:612

Биофизические основы и расчет режимов сверления костной ткани**М.Ю. Ищенко, И.Д. Попов, Н.В. Авилова**

Донской государственный технический университет, г. Ростов-на-Дону, Российская Федерация

Аннотация

Разработана теоретико-расчётная методика определения оптимальных режимов сверления кортикальной кости с учётом механических характеристик и требований по ограничению теплового воздействия. На основе справочных данных по обработке материалов и выбранного технологического аналога — титанового сплава ВТ1 — предложены формулы для расчёта скорости резания, частоты вращения, крутящего момента и мощности для сверл диаметром 1–8 мм. Полученные ориентировочные режимы представлены в таблице 1 и рассмотрены с точки зрения минимизации риска термического повреждения ткани. Результаты предназначены для использования в качестве исходной базы при планировании экспериментальных исследований и техническом проектировании оборудования; клиническое применение требует дополнительной in-vitro / in-vivo валидации.

Ключевые слова: кортикальная кость, сверление, режимы резания, хирургический инструмент, остеосинтез, имплантология, крутящий момент, мощность резания

Для цитирования. Ищенко М.Ю., Попов И.Д., Авилова Н.В. Биофизические основы и расчет режимов сверления костной ткани. *Молодой исследователь Дона*. 2026;11(3):97–100.

Biophysical Principles and Drilling Mode Calculations for the Bone Tissue**Maksim Y. Ishenko, Ivan D. Popov, Natalia V. Avilova**

Don State Technical University, Rostov-on-Don, Russian Federation

Abstract

A theoretical and computational methodology for determining optimal modes for drilling the cortical bone have been developed, taking into account the mechanical characteristics and thermal exposure limitation requirements. Using reference data on material processing and the selected technological analogue—VT1 titanium alloy—the formulas for calculating cutting speed, rotation frequency, torque, and power for the drills with diameters of 1–8 mm have been proposed. The obtained referential drilling modes have been presented in Table 1, and have been studied with regard to minimizing the risk of thermal damage to the tissue. The results are intended to serve a source base for planning experimental research and designing the equipment; for clinical implementation, additional in-vitro/in-vivo validation is required.

Keywords: cortical bone, drilling, cutting modes, surgical instrument, osteosynthesis, implantology, torque, cutting power

For Citation. Ishenko MY, Popov ID, Avilova NV. Biophysical Principles and Drilling Mode Calculations for the Bone Tissue. *Young Researcher of Don*. 2026;11(3):97–100.

Введение. Костная ткань человека представляет собой сложную биологическую структуру с выраженной структурной и функциональной анизотропией; её механические и тепловые свойства существенно варьируют в зависимости от локализации, возраста и состояния организма. Сверление кости — одна из ключевых операций в ортопедии, травматологии и челюстно-лицевой хирургии (установка имплантатов, остеосинтез и др.), и именно при этой процедуре наибольшее клиническое значение имеют контроль механических нагрузок и минимизация теплового воздействия на ткань.

Неправильный выбор режимов сверления может приводить к повышенному нагреву в зоне контакта инструмента с тканью, образованию микротрещин и снижению остеointеграции имплантатов, что в конечном итоге ухудшает клинический прогноз. Классические исследования показывают, что превышение критических температур и/или длительное их воздействие вызывают необратимые изменения в костной ткани [1].

Механические характеристики кортикальной и губчатой костей существенно различаются: кортикальная (компактная) кость характеризуется более высокой плотностью и прочностью по сравнению с губчатой. Эти различия делают некорректным прямое применение промышленных справочных режимов металлообработки к клиническим задачам без учёта биофизических особенностей ткани. При этом в литературе имеются как экспериментальные исследования температурного поля при сверлении, так и инженерные справочники режимов обработки материалов, но широко признанной комплексной методики расчёта режимов сверления, одновременно учитывающей механические и тепловые критерии применительно к кортикальной кости, недостаточно [2].

Цель работы — разработать методику расчёта оптимальных режимов сверления кортикальной костной ткани с учётом механических и тепловых факторов. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- подобрать технологический аналог кортикальной костной ткани с сопоставимыми инженерными характеристиками;
- на основе справочных формул рассчитать режимы сверления (скорость резания, подача, частота вращения) для инструментов диаметром 1–8 мм;
- сформулировать практические рекомендации для применения в техническом обеспечении хирургических операций и обозначить ограничения предложенной методики, требующие экспериментальной валидации.

Основная часть. Для приближённого моделирования механического поведения кортикальной кости в расчётах были подобраны металлические сплавы, позволяющие использовать справочные зависимости режимов резания. Это допущение сделано в целях применения доступных эмпирических формул и таблиц по металлообработке [2]; при интерпретации результатов необходимо учитывать ограничения такого подхода и различия физических свойств реальной кости и выбранных материалов.

Для имитации кортикальной кости в расчётах выбран титановый сплав ВТ1 [5]. ВТ1 используется здесь как технологический аналог, позволяющий применять справочные зависимости режимов резания и инженерные методы расчёта. Следует подчеркнуть, что ВТ1 имеет более высокую плотность и прочностные характеристики по сравнению с кортикальной костью [5]; поэтому результаты расчётов рассматриваются как ориентировочные и требуют экспериментальной валидации на биологическом материале [1]. При интерпретации следует учитывать различия по плотности, теплопроводности и модулю упругости, которые могут влиять на тепловые и механические эффекты процесса сверления.

Расчёт режимов сверления проводился на основе справочных формул и таблиц по режимам резания с учётом выбранного технологического аналога (ВТ1). В качестве исходных данных использованы табличные значения для титанов и поправочные коэффициенты, рекомендованные в справочниках по металлообработке [2]. Обозначения переменных и единицы измерения даны непосредственно под каждой формулой.

Скорость резания

$$v = \frac{C_v D^{z_v} k_v}{T^m s^{y_v}}, \quad (1)$$

где v — скорость резания, м/мин; C_v — коэффициент, зависящий от материала; D — диаметр сверла, мм; k_v — общий поправочный коэффициент; T — период стойкости инструмента, мин; s — подача, мм/об; z_v, m, y_v — показатели степени.

Частота вращения

$$n = \frac{1000 \cdot v}{\pi \cdot D}, \quad (2)$$

где n — частота вращения шпинделя, об/мин; v — скорость резания, м/мин; D — диаметр сверла, мм. Крутящий момент.

$$M_{кр} = 10 C_m \cdot v^{-0,15} D^{1,9} \cdot s^{0,8}, \quad (3)$$

где $M_{кр}$ — крутящий момент, Н·м; C_m — коэффициент, зависящий от материала; v — скорость резания, м/мин; D — диаметр сверла, мм; s — подача, мм/об. Мощность резания

$$N = \frac{2 M_{кр} \cdot V}{D \cdot 60}, \quad (4)$$

где N — мощность резания, кВт; $M_{кр}$ — крутящий момент, Н·м; V — скорость резания, м/мин; D — диаметр сверла, мм.

Ниже приведён пример расчёта для сверла диаметром 3 мм. Подробные исходные таблицы и параметры (период стойкости, подача и т.п.) указаны вместе с формулами. Данные по подаче и периоду стойкости взяты из справочных таблиц по титановым сплавам [2]: $C_v = 4,2$; $D = 3$ мм; $k_v = 0,45$ (поправочный коэффициент); $T = 6$ мин (период стойкости); $s = 0,03$ мм/об (подача); Показатели степени: $z_v = 0,7$, $m = 0,5$, $y_v = 0,6$.

$$v = \frac{4,2 \cdot 3^{0,7} \cdot 0,45}{6^{0,5} \cdot 0,03^{0,6}} = 13,6 \text{ м/мин.}$$

Пример расчета для сверления кортикальной кости сверлом диаметром 3 мм: $v = 13,6$ м/мин (рассчитано выше); $D = 3$ мм.

$$n = \frac{1000 \cdot 30,3}{\pi \cdot 3} = 1444 \text{ об/мин.}$$

Пример расчета для сверления кортикальной кости сверлом диаметром 3 мм: $C_m = 0,06$; $v = 13,6$ м/мин; $D = 3$ мм; $s = 0,03$ мм/об.

$$M_{кр} = 10 \cdot 0,06 \cdot 13,6^{-0,15} \cdot 3^{1,9} \cdot 0,03^{0,8} = 0,198 \text{ Н} \cdot \text{м.}$$

Пример расчета для сверления кортикальной кости сверлом диаметром 3 мм: $M_{кр} = 0,198$ Н·м; $v = 13,6$ м/мин; $D = 3$ мм.

$$N = \frac{2 \cdot 0,175 \cdot 30,33}{3 \cdot 60} = 0,03 \text{ кВт.}$$

Анализ полученных данных показал устойчивую закономерность: при увеличении диаметра инструмента оптимальная частота вращения шпинделя снижается. Это напрямую связано с требованием сохранения заданной окружной (линейной) скорости резания при разных диаметрах инструмента. Одновременно крутящий момент и мощность резания возрастают, что следует учитывать при выборе оборудования и систем охлаждения/иригации.

Полученные значения частоты вращения от 834 до 2459 об/мин попадают в пределы, рекомендуемые производителями хирургических микромоторов, и приведены здесь для ориентировки. Практическое применение данных режимов должно согласовываться с клиническими протоколами и инструкциями производителей оборудования [4].

Рассчитанные ориентировочные режимы сверления для кортикальной кости (модель — BT1) сведены в таблицу 1. В таблице указаны используемые единицы измерения и исходные справочные параметры (период стойкости, подача и т.п.) [2,5]. Примечание: значения в таблице носят ориентировочный характер и требуют экспериментальной проверки при применении к биологическому материалу.

Таблица 1

Режимы сверления кортикальной кости (сплав BT1)

Диаметр сверла, мм	Период стойкости, мин	Подача, мм/об	Скорость резания, м/мин	Частота вращения, об/мин	Крутящий момент, Н·м	Мощность, кВт
1	4	0,03	7,72	2459	0,027	0,0069
2	4	0,03	12,55	1998	0,093	0,0194
3	6	0,03	13,60	1444	0,198	0,0299
4	6	0,03	16,64	1325	0,332	0,0460
5	6	0,03	19,45	1239	0,495	0,0642
6	8	0,03	19,14	1016	0,702	0,0746
7	8	0,03	21,32	970	0,925	0,0939
8	10	0,03	20,93	834	1,196	0,1043

Предложенные расчётные режимы представляют практический интерес для проектирования инструментов и разработки технологических рекомендаций, однако их применение в клинике должно опираться на результаты экспериментов по измерению температурного поля и морфологической оценке ткани при реальном сверлении. В частности, требуются in-vitro и/или in-vivo исследования, в которых расчётные оценки сопоставляются с реальными измерениями температуры и уровнем микроповреждений [1,3].

Заключение. В работе представлена методика определения ориентировочных режимов сверления кортикальной кости на основе справочных зависимостей и выбранного технологического аналога — сплава ВТ1. Выполненные расчёты позволяют получить практические ориентиры по скорости резания, частоте вращения, крутящему моменту и мощности для инструментов диаметром 1–8 мм.

При интерпретации полученных результатов необходимо учитывать, что ВТ1 выступает именно как технологический, а не биологический аналог: его плотность и прочностные параметры выше, чем у кортикальной кости, что способно влиять на переносимость расчётных значений на живую ткань [5]. Поэтому предложенные режимы следует рассматривать как исходную рабочую основу, нуждающуюся в дополнительной экспериментальной валидации (in-vitro и/или in-vivo) — в частности, посредством прямых измерений температурного поля и оценки морфологических изменений в ткани [1, 3].

Практические рекомендации: при использовании рассчитанных режимов следует учитывать особенности конкретного инструмента и оборудования, параметры ирригации/охлаждения и клинические протоколы; при значительном расхождении механических свойств образца с костью требуется корректировка режимов и проведение экспериментальной проверки.

Список литературы

1. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: A Vital-Microscopic Study in the Rabbit. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;50(1):101–107. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90174-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90174-9)
2. Абрамов Ф.Н., Коваленко В.В., Любимов В.Е. и др. *Справочник по обработке металлов резанием*. Киев: Техника; 1983. URL: https://www.studmed.ru/abramov-fn-kovalenko-vv-lyubimov-ve-i-dr-spravochnik-po-obrabotke-metallov-rezaniem_8a8b170e1df.html (дата обращения: 09.02.2026).
3. Islam MA, Kamarrudin NS, Daud R, Mohd Noor SNF, Azmi AI, Razlan ZM. A Review of Surgical Bone Drilling and Drill Bit Heat Generation for Implantation. *Metals*. 2022;12(11):1900. <https://doi.org/10.3390/met12111900>
4. NSK Surgic Pro. *Хирургическая микромоторная система: техническая документация производителя*. Nakanishi Inc. (NSK); 2024. URL: <https://www.nskdental.com/products/surgical/surgical-surgicpro2/> (дата обращения: 10.02.2026).
5. ГОСТ 19807-91. *Сплавы титановые деформируемые*. Технические условия. Взамен ГОСТ 19807-74; введ. 1993–01–01. Москва: Издательство стандартов; 1991. 64 с.

Об авторах:

Максим Юрьевич Ищенко, студент кафедры «Приборостроение и биомедицинская инженерия» Донского государственного технического университета (344003, Российская Федерация, г. Ростов-на-Дону, пл. Гагарина, 1) ishenck0m@yandex.ru

Иван Денисович Попов, студент кафедры «Приборостроение и биомедицинская инженерия» Донского государственного технического университета (344003, Российская Федерация, г. Ростов-на-Дону, пл. Гагарина, 1), popovivan2016brat@yandex.ru

Наталья Васильевна Авилова, кандидат технических наук, доцент кафедры «Приборостроение и биомедицинская инженерия» Донского государственного технического университета (344003, Российская Федерация, г. Ростов-на-Дону, пл. Гагарина, 1), navilova@donstu.ru

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Все авторы прочитали и одобрили окончательный вариант рукописи.

About the Authors:

Maksim Y. Ishenko, Student of the Instrumentation and Biomedical Engineering Department, Don State Technical University (1, Gagarin Sq., Rostov-on-Don, 344003, Russian Federation), ishenck0m@yandex.ru

Ivan D. Popov, Student of the Instrumentation and Biomedical Engineering Department, Don State Technical University (1, Gagarin Sq., Rostov-on-Don, 344003, Russian Federation), popovivan2016brat@yandex.ru

Natalia V. Avilova, Cand. Sci. (Engineering), Associate Professor of the Instrumentation and Biomedical Engineering Department, Don State Technical University (1, Gagarin Sq., Rostov-on-Don, 344003, Russian Federation), navilova@donstu.ru

Conflict of Interest Statement: the authors declare no conflict of interest.

All authors have read and approved the final manuscript.