

Экспериментальное моделирование различных режимов остеотомии при проведении навигационной трепан-биопсии челюстей

Л. К. Абрамян¹, А. М. Цициашвили¹, А. В. Волков^{2, 3}, Д. А. Лежнев¹, А. М. Панин¹

¹ ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А. И. Евдокимова» Минздрава России, Москва

² ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н. Н. Приорова» Минздрава РФ, Лаборатория соединительной ткани, Москва

³ ФГАОУ ВО «РУДН», Москва

РЕЗЮМЕ

В хирургической стоматологии, забор биоматериала челюстей обычно проводят с помощью стоматологических трепанов. В результате остеотомии при трепан-биопсии неизбежно возникает сила трения, которая может приводить к локальной гипертермии и как следствие коагуляционному некрозу как костной ткани самой челюсти, так и повреждению получаемого биоптата. Локальный перегрев может приводить к осложненному заживлению костной раны в области проведенной трепан-биопсии, привести к затруднениям при верификации морфологической картины заболевания и, как следствие, дальнейшего лечения пациента. При проведении навигационной трепан-биопсии с применением хирургического шаблона, риск гипертермического воздействия увеличивается, и очевидным становится вопрос о выборе скорости вращения. В литературе представлены ограниченные данные о режимах остеотомии с использованием фрезы-трепана при проведении биопсии челюстных костей, в том числе с использованием навигационного хирургического шаблона, что и определило актуальность исследования.

Цель исследования: определение допустимой скорости вращения фрезы-трепана при проведении навигационной трепан-биопсии челюстных костей.

Материалы и методы: материалами исследования стали 20 (по 5) микропрепаратов из трепан-биоптатов бедренной кости крупного рогатого скота, полученных на скоростях 800 об/мин, 500 об/мин, 250 об/мин, 50 об/мин классическим способом; а так же 15 (по 5) микропрепаратов из трепан-биоптатов, полученных на скоростях 350 об/мин, 200 об/мин, 50 об/мин с использованием хирургического навигационного шаблона. Проводилось измерение ширины патологических изменений текториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса в мкм в ПО SlideViewer (3DHISTECH), встроенным инструментом для измерения линейных параметров. Статистическую значимость полученных значений определяли с помощью H-критерия Краскела – Уоллиса.

Результаты: при остеотомии с применением хирургического шаблона на скорости 50 об/мин ширина повреждения костного матрикса достигала до 10 мкм. При увеличении скорости вращения увеличивалась и ширина зоны повреждений: при 200 об/мин – Me=36,8 мкм, 350 об/мин – Me=98,6 мкм.

Заключение: при проведении навигационной трепан-биопсии с применением хирургического шаблона рекомендуемая скорость вращения инструмента – до 350 об/мин.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: трепан-биопсия, коагуляционный некроз, режим остеотомии.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Experimental modeling of various osteotomy modes during navigation trepan biopsy of the jaws

L. K. Abraamyan¹, A. M. Tsitsiashvili¹, A. V. Volkov^{2, 3}, D. A. Lezhnev¹, A. M. Panin¹

¹ FSBEI HE A. I. Yevdokimov MSMSU MOH Russia, Moscow

² Priorov CITO, Russia, Moscow

³ RUDN University, Russia, Moscow

SUMMARY

In surgical dentistry, the sampling of the biomaterial of the jaws is usually carried out with the help of dental trepans. As a result of osteotomy, a friction force inevitably arises during trepan biopsy, which can lead to local hyperthermia and, as a consequence, coagulation necrosis of both the bone tissue of the jaw itself and damage to the resulting biopsy. Local overheating can lead to complicated healing of a bone wound in the area of a trepan biopsy, lead to difficulties in verifying the morphological picture of the disease and, as a consequence, further treatment of the patient. When conducting a navigational trepan biopsy using a surgical template, the risk of hyperthermic exposure increases, and the question of choosing the rotation speed becomes obvious. The literature presents limited data on osteotomy regimes using a trepan cutter during jaw bone biopsy, including using a navigational surgical template, which determined the relevance of the study.

The purpose of the study: to determine the permissible speed of rotation of the trepan cutter during the navigation trepan biopsy of the jaw bones.

Materials and methods: 20 (5) micro-preparations were made from trepan biopsies of the femur of cattle, obtained at speeds of 800 rpm, 500 rpm, 250 rpm, 50 rpm in the classical way; 15 (5) micro-preparations were also made from trepan biopsies obtained at speeds of 350 rpm, 200 rpm, 50 rpm using a surgical navigation template. The width of pathological changes in the tectorial properties of ostein due to coagulation damage of the bone matrix in microns was measured using SlideViewer (3DHISTECH), a built-in tool for measuring linear parameters in microns. The statistical significance of the obtained values was determined using the Kraskel – Wallis H-test.

Results: with osteotomy at a speed of 50 rpm, the width of the bone matrix damage reached up to 10 microns. As the rotation speed increased, the width of the damage also increased: at 200 rpm – Me = 36.8 microns, 350 rpm – Me = 98.6 microns.

Conclusion: when conducting a navigational trepan biopsy using a surgical template, the recommended rotation speed of the instrument is up to 350 rpm.

KEYWORDS: trephine biopsy, coagulation necrosis, osteotomy regimen.

CONFLICT OF INTEREST. The authors declare that they have no conflicts of interest.

Актуальность

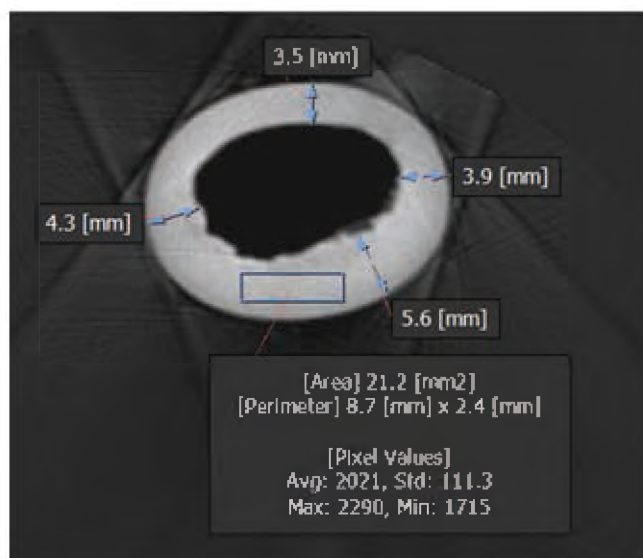
При проведении биопсии органов и тканей, в том числе челюстных костей, важно получить качественный биоптат [1]. Для минимально инвазивного получения биоптата челюсти в практике хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии остеотомии обычно проводят ротационными инструментами, в качестве которых, как правило, используют фрезу-трепан. В результате остеотомии при трепан-биопсии на границе кости и фрезы неизбежно возникает сила трения, которая может приводить к локальной гипертермии и как следствие коагуляционному некрозу как костной ткани самой челюсти, так и повреждению получаемого биоптата. Локальный перегрев может приводить к осложненному заживлению костной раны в области проведенной трепан-биопсии, привести к затруднениям при верификации морфологической картины заболевания и, как следствие, дальнейшего лечения пациента [1, 2, 3, 4]. Для сведения к минимуму гипертермического эффекта на границе кость/трепан методика биопсии челюстных костей включает обязательное использование внешнего охлаждения во время остеотомии. Эффективность внешнего охлаждения, как правило, определяется температурой и объемом используемого в минуту охлаждающего раствора. В свою очередь доступ охлаждающего раствора в зону остеотомии может быть значительно ограничен в силу особенностей расположения зоны интереса, где предполагается проведение трепан-биопсии, а также в силу использования хирургического шаблона при проведении навигационной трепан-биопсии [11]. Другим способом минимизации гипертермического эффекта является регулирование скорости остеотомии при работе фрезой-трепаном. В то время как, слишком высокая скорость остеотомии может приводить к локальной гипертермии в области биопсии, слишком малая скорость может приводить к сдавлению трепан-биоптата и увеличению времени операции.

В литературе представлены ограниченные данные о режимах остеотомии с использованием фрезы-трепана при проведении биопсии челюстных костей, в том числе с использованием навигационного хирургического шаблона, что и определило актуальность исследования.

Материалы и методы

Материалами исследования стали трепан-биоптаты бедренной кости крупного рогатого скота (тип костной ткани D1 по классификации Misch (1988) (рис. 1а), полученные стандартным стоматологическим трепаном Komet 227A.204.032 (Германия) (с наружным диаметром 3,2 мм, внутренним диаметром 2,6 мм и длиной рабочей части 18 мм) с помощью физиодиспенсера Kavo EXPERTsurg LUX с угловым хирургическим наконечником AS 000 «Компания МК» (Ярославль) (коэффициент уменьшения 20:1), с наружным охлаждением раствором хлорида натрия 0,9% (+5 °C) 110 мл/мин.

При моделировании трепан-биопсии кости без использования навигационного шаблона было сформировано всего 20 трепан-биоптатов, из них при скорости остеотомии 800 об/мин – 5 образцов, 500 об/мин – 5 образцов, 250 об/мин – 5 образцов и 50 об/мин – 5 образцов.



а



б

Рисунок 1. а – КЛКТ бедренной кости крупного рогатого скота, б – биомодель – кость крупного рогатого скота, с изготовленным навигационным хирургическим шаблоном

При моделировании навигационной трепан-биопсии кости с использованием заранее изготовленного навигационного хирургического шаблона было получено 15 трепан-биоптатов, из них при скорости остеотомии 350 об/мин – 5 образцов, 200 об/мин – 5 образцов, 50 об/мин – 5 образцов (рис. 1б).

При проведении трепан-биопсии фиксировали время остеотомии в каждом наблюдении (мин.).

Полученные трепан-биоптаты кости фиксировали в 10% забуференном растворе формалина («Биовитрум», Россия), и передавали в патологоанатомическую лабораторию (кафедра патологической анатомии Медицинского института РУДН, зав. каф. проф. И.И. Бабиченко), где их промывали в проточной воде, в течение 4 часов с последующим обезвоживанием в изопропанол («Биовитрум», Россия) восходящей концентрации. Затем осуществляли стандартную парафиновую проводку с получением парафиновых блоков. Из полученных парафиновых блоков на микротоме изготавливали парафиновые срезы толщиной 3 мкм, которые окрашивали гематоксилином по Майеру и эозином («Биовитрум», Россия), а также по Маллори («Биовитрум», Россия). Полученные гистологические препараты изучали и фотодокументировали с использованием микроскопа Zess AxioLab A1 со встроенной цифровой фотокамерой.

Морфометрическое исследование. Визуально на микропрепаратах отмечали наличие или отсутствие изменений тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса. В программе Slide Viewer (версия 2.5.0.143918 3DHISTECH для Microsoft Windows 7) встроенным инструментом проводили измерение ширины патологических изменений в мкм с помощью функции линейного замера. Проводили по 10 измерений каждого образца, после чего выводили медиану полученных данных по всем биоптатам одной группы. Эти параметры давали представление об объеме поражений, вызванных гипертермическим воздействием трепана, при заборе биоптата. Результаты заносились в таблицу, где подвергались статистической обработке. Статистическую значимость определяли с помощью одностороннего дисперсионного анализа Краскала – Уоллиса, в ПО Microsoft Excel ver. 1668 для MacOS; достоверность отмечалась при значении ($P = <0,05$).

Результаты и обсуждение

При моделировании режима остеотомии с использованием фрезы-трепана в рамках трепан-биопсии без использования хирургического шаблона изменения тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса были обнаружены при скорости остеотомии 250 об/мин, 500 об/мин и 800 об/мин у всех образцов, при этом при скорости остеотомии 50 об/мин подобных изменений не было ни в одном из наблюдений, однако отмечались микронадрывы остеина и его разволокнение (рис. 2). При моделировании остеотомии с использованием фрезы-трепана в рамках навигационной трепан-биопсии с использованием хирургического шаблона зоны изменения тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса были выявлены при скорости остеотомии 50 об/мин в двух наблюдениях, а при скоростях 200 об/мин и 350 об/мин во всех наблюдениях (Табл. 1; рис. 2–6).

Таблица 1
Выявленные зоны искусственных изменений костного матрикса во всех исследованных трепан-биоптатах («-» – не выявлено; «+» – выявлено)

Номер биоптата	Скорость Остеотомии (об/мин)	Остеотомия при трепан-биопсии без хирургического шаблона				Остеотомия при навигационной трепан-биопсии с использованием хирургического шаблона		
		50	250	500	800	50	200	350
1		-	+	+	+	-	+	+
2		-	+	+	+	-	+	+
3		-	+	+	+	+	+	+
4		-	+	+	+	+	+	+
5		-	+	+	+	-	+	+

При измерении ширины обнаруженных зон изменений тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса при трепан-биопсии без использования шаблона на микропрепаратах образцов, сформированных на скорости остеотомии 250 об/мин были получены медианные значения 25,57 мкм. Далее с увеличением скорости остео-

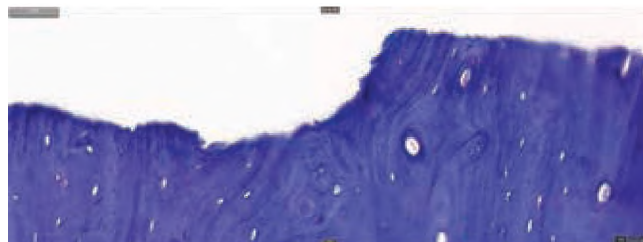


Рисунок 2. Наружный край трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 50 об/мин стандартной трепан-биопсией. Остеоциты и костный матрикс без изменений морфологической структуры. Окраска по Маллори. $\times 50$

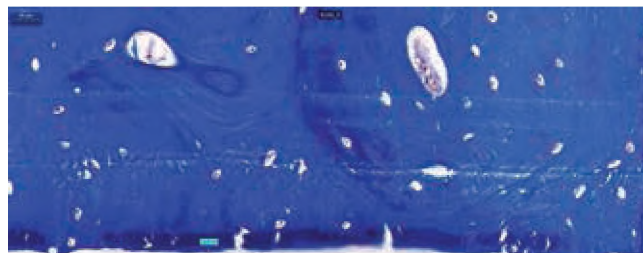


Рисунок 3. Гистопантомограмма трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 250 об/мин стандартной трепан-биопсией. Окраска по Маллори. $\times 400$

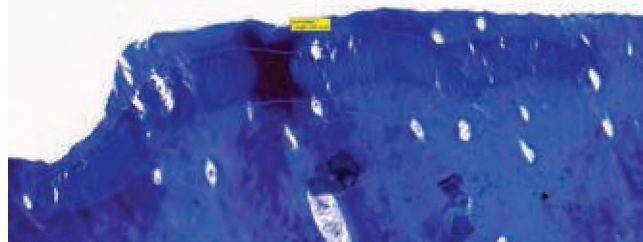


Рисунок 4. Гистопантомограмма трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 500 об/мин стандартной трепан-биопсией. Зоны коагуляционного некроза. Окраска по Маллори. $\times 50$

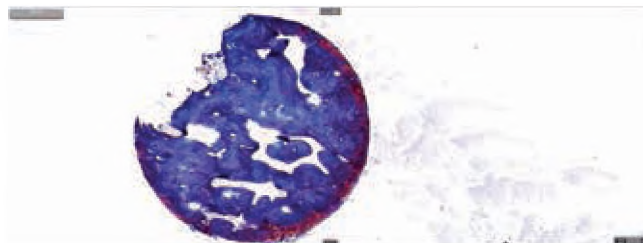


Рисунок 5. Гистопантомограмма поперечного среза трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 800 об/мин стандартной трепан-биопсией. По краю участки изменения тинкториальных свойств костного матрикса. Окраска по Маллори. $\times 50$

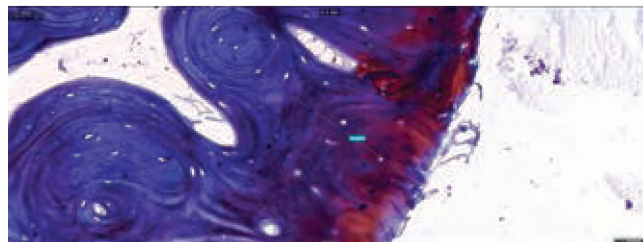


Рисунок 6. Гистопантомограмма поперечного среза трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 800 об/мин стандартной трепан-биопсией. По краю участки изменения тинкториальных свойств костного матрикса на глубину более 235 мкм. Окраска по Маллори. $\times 50$

Таблица 2
Медианные значения результатов измерений ширины обнаруженных зон изменений тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного повреждения костного матрикса на различных скоростях остеотомии при трепан-биопсии, в мкм

Скорость остеотомии, об/мин	250	500	800	50 + шаблон	200 + шаблон	350 + шаблон
Медиана, в мкм	25,57	105,225	247,37	5,45	36,82	98,36

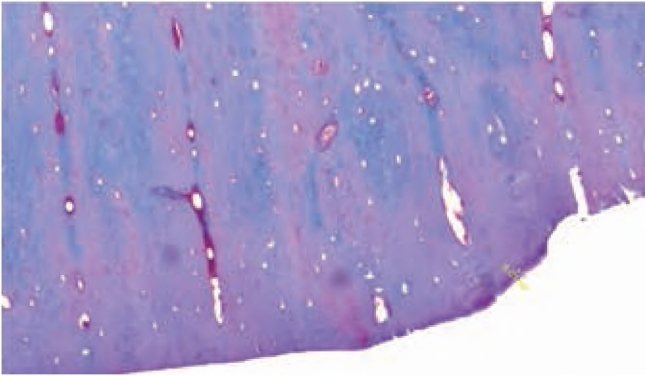


Рисунок 7. Фрагмент гистопантограммы поперечного среза трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 50 об/мин методом навигационной трепан-биопсии. По краю участки изменения тинкториальных свойств костного матрикса на глубину не более 10 мкм. Окраска по Маллори. x50



Рисунок 8. Фрагмент гистопантограммы поперечного среза трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 200 об/мин методом навигационной трепан-биопсии. По краю участки изменения тинкториальных свойств костного матрикса на глубину не более 80 мкм. Окраска по Маллори. x50



Рисунок 9. Фрагмент гистопантограммы поперечного среза трепанобиоптата костной ткани, полученной на скорости 350 об/мин методом навигационной трепан-биопсии. По краю участки изменения тинкториальных свойств костного матрикса на глубину не более 80 мкм. Окраска по Маллори. x50

томии медианные значения также возрастали ($p < 0,001$) и составляли для скорости 500 об/мин 105,225 мкм и для скорости 800 об/мин 247,37 мкм соответственно. Последние значения можно считать критическими, так как они составляют до 1/3 от диаметра трепан-биоптата. При остеотомии с использованием хирургического

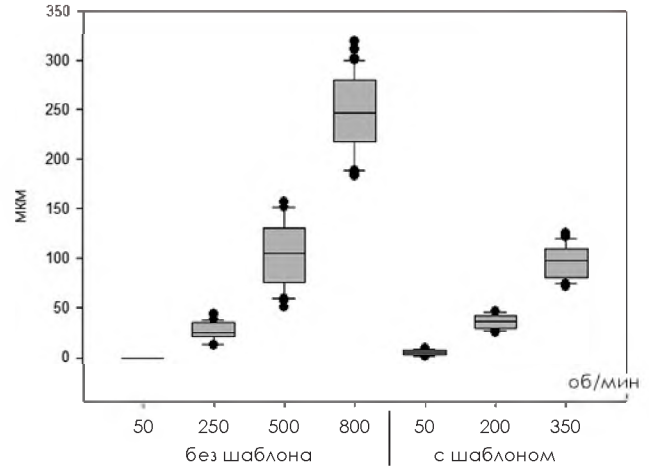


Рисунок 10. Ширина выявленных зон изменений тинкториальных свойств остеина вследствие коагуляционного некроза на разных скоростях остеотомии без и с применением хирургического шаблона

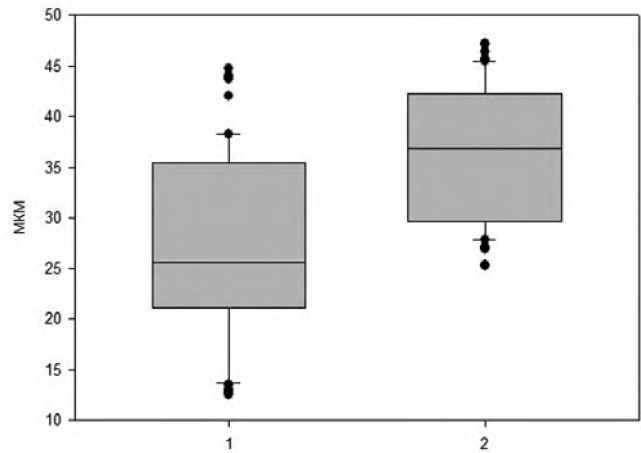


Рисунок 11. Сравнительный анализ результатов измерений ширины зоны повреждения между образцами, полученными на скорости остеотомии 250 об/мин (1) при стандартной трепан-биопсии и на скорости 200 об/мин (2) при навигационной трепан-биопсии

шаблона медианные значения ширины зон изменений свойств остеина составили 5,45 мкм при скорости остеотомии 50 об/мин и далее также с увеличением скорости отмечалось увеличение медианных значений ($p < 0,001$), которое составило 36,82 мкм при скорости остеотомии 200 об/мин и 98,36 мкм при 350 об/мин (Табл. 2; рис. 7–9). При сравнительном анализе результатов измерений ширины зоны повреждения между группой образцов, полученных на скорости остеотомии 250 об/мин при стандартной трепан-биопсии и на скорости 200 об/мин при навигационной трепан-биопсии, достоверной разницы не обнаружено (рис. 10, 11). Медианные значения результатов измерений ширины зон повреждения биоптатов при скорости остеотомии 50 об/мин как без, так и с хирургическим шаблоном, имеют достоверные отличия, однако собственно выраженность самих изменений не значительная. В целом, с учетом полученных результатов, можно говорить о том, что при применении навигационного хирургического шаблона незначительное снижение скорости остеотомии никак не уменьшает гипертермического воздействия на трепан-биоптат.

Таблица 3
Время остеотомии на различных скоростях при моделировании трепан-биопсии без использования хирургического навигационного шаблона и с ним

Скорость остеотомии, об/мин	Время остеотомии, мин					Среднее время остеотомии, мин
	Биоптат 1	Биоптат 2	Биоптат 3	Биоптат 4	Биоптат 5	
50	3,45	4,27	4,57	3,59	4,34	4,27
250	2,10	2,41	2,07	1,56	1,58	2,07
500	1,35	1,39	1,48	2,01	1,36	1,39
800	0,57	0,48	0,57	1,21	1,04	0,57
50 + шаблон	3,59	4,14	4,09	4,32	4,12	4,12
200 + шаблон	2,35	2,51	2,47	2,28	2,51	2,47
350 + шаблон	1,57	2,02	2,10	2,04	2,12	2,04

При оценке количества времени затраченного на проведение остеотомии на различных скоростях при моделировании трепан-биопсии без использования хирургического навигационного шаблона и с ним нами обнаружено, что средние значения на скорости остеотомии 50 об/мин при трепан-биопсии без использования шаблона составили 4,27 мин, при скорости остеотомии 250 об/мин – 2,07 мин, при 500 об/мин – 1,39 мин и 0,57 мин при 800 об/мин. Можно отметить 7-кратную разницу во времени проведения остеотомии между скоростью 50 об/мин и 800 об/мин. При моделировании трепан-биопсии с использованием хирургического навигационного шаблона средние значения времени формирования трепан-биоптата были сопоставимы с моделью без хирургического шаблона и составили для скорости остеотомии 50 об/мин – 4,12 мин., 200 об/мин – 2,47 мин и при 350 об/мин – 2,04 мин. соответственно (Табл. 3). При анализе полученных результатов, уместно отметить, что длительность проведения самой остеотомии также является одним из факторов, приводящих к возникновению зон коагуляционного некроза кости (Табл. 3).

Обсуждение. Стоматологические трепаны позволяют получать костный трепан-биоптат сводя его деформацию к минимуму [5, 6, 7, 8, 9, 10]. Однако высокая скорость остеотомии при работе с ними приводит к появлению зон коагуляционного некроза, что негативно сказывается на самом биоптате и на заживлении костной раны в области проведенной трепан-биопсии [12, 14]. С учетом полученных результатов, проведенного нами исследования, можно говорить, о том, что остеотомия при навигационной трепан-биопсии с использованием хирургического шаблона еще больше повышает риск коагуляционного некроза структур челюсти и трепан-биоптата [11]. В качестве «радикального» способа предупреждения гипертермического эффекта на границе кость/трепан можно задуматься о проведении остеотомии ручным трепаном, использование которого распространено при стерильной пункции [16]. Однако условное удобство использования данного инструмента представляется не достаточным при проведении трепан-биопсии нижней челюсти, так как она является подвижной костью и значительное усилие, создаваемое во время процедуры, может иметь нежелательные последствия для нее и для структур височно-нижнечелюстного сустава. Кроме того, по аналогии с минимальной скоростью остеотомии при использовании машинных инструментов, использование ручного трепана может приводить

к сдавливанию структур потенциального биоптата, что так же может негативно повлиять на результат прижизненного патологоанатомического исследования. В целом, с учетом имеющихся представлений о теплопроводности, следует упомянуть, что концентрации тепла способствует низкая теплопроводность самой кости, а так же неэффективный отвод костной стружки из зоны остеотомии [15], что смоделировано нами на примере кости плотности типа D1 по Misch (1988), что по вышеуказанным параметрам является наиболее неблагоприятным типом костной ткани.

Таким образом, при проведении стандартной трепан-биопсии в условиях костной ткани типа D1 может быть рекомендована скорость вращения инструмента – до 500 об/мин. При проведении навигационной трепан-биопсии с применением хирургического шаблона рекомендуемая скорость вращения инструмента – до 350 об/мин. При работе на более высоких скоростях в обозначенных условиях появляются, и прогрессивно увеличиваются значительные зоны артериальных изменений костного матрикса трепан-биоптатов, выражающиеся в изменении тинкториальных свойств остеоина вследствие коагуляционного некроза тканей, которые могут повлиять на результаты прижизненного патологоанатомического исследования.

Список литературы / References

1. Егоренков В.В., Бит-Сава Е.М., Молчанов М.С. Правила забора материала для морфологического исследования (аспирационная биопсия, эксцизионная и инцизионная биопсия, трепан- биопсия, забор асцитической и плевральной жидкости, забор материала костного мозга и кости). Практическая онкология. 2017; Т. 18; No 4; 336–342. Egorenkov V.V., Bit-Sava E.M., Molchanov M.S. Rules for sampling material for morphological examination (aspiration biopsy, excision and incision biopsy, trepan biopsy, ascitic and pleural fluid sampling, bone marrow and bone material sampling). *Practical oncology*. 2017; Vol. 18; No. 4; 336-342. DAY: <https://www.doi.org/10.31917/1804336>.
2. Каприн А.Д., Старинский В.В., Петрова Г.В. Локальные новообразования в России в 2015 году. МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИЦ» Минздрава России. 2017. eLIBRARY ID: 29673774. Kaprin A.D., Starinsky V.V., Petrova G.V. Malignant neoplasms in Russia in 2015. P.A. Herzen Institute of Medical Research is a branch of the Federal State Budgetary Institution «NMRRC» of the Ministry of Health of Russia. 2017. eLIBRARY ID: 29673774.
3. Mendez M., Haas A., Rados P., Filho M., Agreement between clinical and histopathologic diagnoses and completeness of oral biopsy forms. *Braz. Oral Res.* 2016; Vol. 30 (1); P. 94–104. PMID: 27556681.
4. Allen C, Nodit L. Diagnostic challenges in fine-needle aspiration of a jaw lesion. *Diagn Cytopathol.* 2021 Oct;49(10):1141-1143. doi: 10.1002/dc.24857. Epub 2021 Aug 31. PMID: 34464515.
5. Araki M, Matsumoto N, Matsumoto K, Ohnishi M, Honda K, Komiyama K. Asymptomatic radiopaque lesions of the jaws: a radiographic study using cone-beam computed tomography. *J Oral Sci.* 2011 Dec;53(4):439-44. doi: 10.2334/josnusd.53.439. PMID: 22167028.

6. Новый метод навигационной трепан-биопсии структурных изменений челюстных костей / А.М. Панин, П.В. Эктов, А.М. Цицашвили [и др.] // *Head and Neck / Голова и шея. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи.* – 2021. – Т. 9. – № 3. – С. 72–78. – DOI 10.25792/HN.2021.9.3.72-78. – EDN ANHLVE.
Panin A.M., Ektov P.V., Tsitsashvili A.M., Abramyan L.K., Shekhtman A.P. A new method of navigational trephine biopsy of structural changes of jaw bones. *Head and neck. Russian magazine Head and Neck. Russian magazine.* 2021;9(3):72-78 Electronic Library ID: 46614591
7. Altieri F, Iezzi G, Luzzi V, Di Giorgio G, Polimeni A, Cassetta M. Computer-Guided Bone Biopsy: A Technical Note with the Description of a Clinical Case. *Bioengineering* 2021, 8, 214. <https://doi.org/10.3390/bioengineering8120214>.
8. Hajji M, Franzen R, Grümer S, Modabber A, Nasher R, Prescher A, Guhknecht N. Removal of Dental Implants Using the Erbium, Chromium:Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet Laser and the Conventional Trephine Bur: An In Vitro Comparative Study. *Photomed Laser Surg.* 2016 Feb;34(2):61-7. doi: 10.1089/pho.2015.3981. PMID: 26840550.
9. Li CH, Chou CT. Bone sparing implant removal without trephine via internal separation of the titanium body with a carbide bur. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Feb;43(2):248-50. doi: 10.1016/j.ijom.2013.09.010. Epub 2013 Oct 28. PMID: 24176547.
10. Isoda Y, Imamura E, Ueno D, Akaike T, Hamada Y. Use of a trephine bur and curette for minimally invasive harvesting of particulate cancellous bone and marrow from the iliac crest: a case of alveolar ridge reconstruction. *Int J Implant Dent.* 2016 Dec;2(1):1. doi: 10.1186/s40729-015-0033-z. Epub 2016 Jan 4. PMID: 27747693; PMCID: PMC5005700.
11. Абрамян Л.К., Панин А.М., Цицашвили А.М. Особенности остеотомии челюстей у пациентов при хирургических операциях в полости рта с использованием навигационных шаблонов // *Российская стоматология.* – 2022. – Т. 15. – № 1. – С. 26–27. – DOI 10.17116/rossstomat20221501125. – EDN YSCHDU.
Abramyan L.K., Panin A.M., Tsitsashvili A.M. Features of jaw osteotomy in patients with oral surgery using navigation templates. *Russian Dentistry* – 2022. – Т. 15. – № 1. – С. 26-27. – DOI 10.17116/rossstomat20221501125. – EDN YSCHDU.
12. Seijas Naya F, García García A, Galindo-Moreno P, Gude Sampedro F, Reboiras López D, Rodríguez Zorrilla S, Gandara Vila P, Chamorro Petronacci CM, Otero Rey E, Somoza Martín JM, Blanco Carrión A, Pérez Sayáns M. Influence of loading and drilling on marginal bone loss around implants with a Dynamic Bone Management design: A single-blind, randomised, 12-month clinical trial. *Int J Oral Implantol (Berl).* 2022 Mar 10;15(1):71-86. PMID: 35266670.
13. Cáceres Madroño E, Rodríguez Torres P, Oussama S, Zubizarreta-Macho Á, Bufala Pérez M, Mena-Álvarez J, Riad Deglow E, Hernández Montero S. A Comparative Analysis of the Piezoelectric Ultrasonic Appliance and Trephine Bur for Apical Location: An In Vitro Study. *J Pers Med.* 2021 Oct 15;11(10):1034. doi: 10.3390/jpm11101034. PMID: 34683175; PMCID: PMC8541158.
14. Altieri F, Iezzi G, Luzzi V, Di Giorgio G, Polimeni A, Cassetta M. Computer-Guided Bone Biopsy: A Technical Note with the Description of a Clinical Case. *Bioengineering (Basel).* 2021 Dec 15;8(12):214. doi: 10.3390/bioengineering8120214. PMID: 34940367; PMCID: PMC8698291.
15. Guillaume O, Schmid T, Kluge K, Weber FE, Richards RG, Eberli U, Eglin D, Zeiter S. Introduction of the Anspach drill as a novel surgical drill for creating calvarial defects in animal models. *J Orthop Res.* 2019 May;37(5):1183–1191. doi: 10.1002/jor.24265. Epub 2019 Apr 1. PMID: 30835898.
16. Stolbizer F, Cabrini RL, Keszler A. Efficacy of Core Needle Biopsy Technique for Jawbone Diseases. *Acta Odontol Latinoam.* 2015 Dec;28(3):245–50. PMID: 27095625.

Статья поступила / Received 15.01.2023
Получена после рецензирования / Revised 18.01.2023
Принята в печать / Accepted 18.01.2023

Информация об авторах

Абрамян Левон Казарович¹, аспирант кафедры пропедевтики хирургической стоматологии.
E-mail: levik6@yandex.ru. eLibrary, SPIN: 1867-8686. ORCID 0000-0003-1719-4377
Цицашвили Александр Михайлович¹, д. м. н., профессор кафедры пропедевтики хирургической стоматологии.
E-mail: amc777@yandex.ru. eLibrary, SPIN-код: 4195-5760. ORCID 0000-0002-4737-8508
Волков Алексей Вадимович^{2,3}, д. м. н., доцент кафедры патологической анатомии, старший научный сотрудник лаборатории соединительной ткани, заведующий патологоанатомическим отделением.
E-mail: alex.volkoff@gmail.com. eLibrary, SPIN-код: 1126-1347.
ORCID 0000-0002-5611-3990
Лежнев Дмитрий Анатольевич¹, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики, профессор кафедры терапевтической стоматологии.
E-mail: lezhnevdm@mail.ru. eLibrary, SPIN-код: 6648-9613. ORCID ID: 0000-0002-7163-2553
Панин Андрей Михайлович¹, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой пропедевтики хирургической стоматологии.
E-mail: profpanin@gmail.com. eLibrary, SPIN-код: 3849-7825.
ORCID 0000-0001-6073-1591

¹ ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А. И. Евдокимова» Минздрава России, Москва
² ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н. Н. Приорова» Минздрава РФ, Лаборатория соединительной ткани, Москва
³ ФГАУ ВО «РУДН», Москва

Контактная информация

Абрамян Левон Казарович. E-mail: levik6@yandex.ru

Для цитирования: Абрамян Л.К., Цицашвили А.М., Волков А.В., Лежнев Д.А., Панин А.М. Экспериментальное моделирование различных режимов остеотомии при проведении навигационной трепан-биопсии челюстей. *Медицинский алфавит.* 2023;(1):61-66. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-1-61-66>

Author information

Abraamyan Levon K.¹, Postgraduate student of the of propaedeutics of dental surgery.
E-mail: levik6@yandex.ru. eLibrary, SPIN: 1867-8686. ORCID 0000-0003-1719-4377
Tsitsashvili Alexandr M.¹, MD, Professor of the Department of propaedeutics of dental surgery.
E-mail: amc777@yandex.ru. eLibrary, SPIN-код: 4195-5760. ORCID 0000-0002-4737-8508
Volkov Alexei V.^{2,3}, Doctor of Medical Sciences, Associate Professor of the Department of Pathological Anatomy, Senior Researcher of Priorov CITO, Head of the Pathology Department.
E-mail: alex.volkoff@gmail.com. eLibrary, SPIN-код: 1126-1347.
ORCID 0000-0002-5611-3990
Lezhnev Dmitry A.¹, Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Radiation Diagnostics, Professor of the Department of Therapeutic Dentistry.
E-mail: lezhnevdm@mail.ru. eLibrary, SPIN-код: 6648-9613. ORCID ID: 0000-0002-7163-2553
Panin Andrey M.¹, MD, Professor, Head of the Department of propaedeutics of dental surgery.
E-mail: profpanin@gmail.com. eLibrary, SPIN-код: 3849-7825.
ORCID 0000-0001-6073-1591

¹ FSBEI HE A.I. Yevdokimov MSMSU MOH Russia, Moscow
² Priorov CITO, Russia, Moscow
³ RUDN University, Russia, Moscow

Contact information

Abraamyan Levon K. E-mail: levik6@yandex.ru

For citation: Abraamyan L.K., Tsitsashvili A.M., Volkov A.V., Lezhnev D.A., Panin A.M. Experimental modeling of various osteotomy modes during navigation trepan biopsy of the jaws. *Medical alphabet.* 2023;(1):61-66. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2023-1-61-66>



ПОДПИСКА НА ЖУРНАЛ 2023

Журнал «Медицинский алфавит». Серия «Стоматология».

4 выпуска в год – 2800 руб в год.

Электронная версия – 2000 руб. в год.

Подписывайтесь на сайте <http://www.medalfavit.ru>

в разделе «Издательство медицинской литературы»

