

МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В МЕЖПОЗВОНКОВОМ ДИСКЕ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛАЗЕРНОЙ ВАПОРИЗАЦИИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

Шутов М.В., Ховряков А.В., Беляев А.Н.

*ФГБОУ ВПО «Мордовский государственный университет им. Н.П. Огарева»,
Медицинский институт, Саранск, Россия, e-mail: dep-general@adm.mrsu.ru*

В последние десятилетия особое значение отводится пункционным методам лечения поясничного остеохондроза, наиболее ярким представителем которых является лазерная вапоризация межпозвонковых дисков. В ходе исследования изучены особенности воздействия лазерного излучения на межпозвонковый диск при его вапоризации в эксперименте. Работа выполнена на материале препаратов 40 трупов человека. Лазер использовался в импульсном режиме. Мощность одного импульса 15 Вт, длина импульса 1с с секундным перерывом. Такой же режим применяется в практической медицине. С помощью макро- и микроскопических методов исследования определены радиус действия лазера на межпозвонковый диск и особенности изменения ткани в зависимости от количества потраченной энергии. Выявлен оптимальный режим дозирования энергии лазера в зависимости от уровня позвоночного сегмента.

Ключевые слова: лазерная вапоризация, остеохондроз, межпозвонковый диск.

MORPHOLOGICAL CHANGES IN THE INTERVERTEBRAL DISK IN CARRYING OUT LASER VAPORIZATION IN THE EXPERIMENT

Shutov M.V., Khovryakov A.V., Belyaev A.N.

N. P. Ogarev's Mordovian State University, Medical institute, Russia, Saransk , e-mail: dep-general@adm.mrsu.ru

In the last decades special importance is attributed to the пункционным methods of treatment of lumbar osteochondrosis, the most bright representative of which is laser вапоризация of intervertebral disks. In the course studies the peculiarities of influence of laser radiation on the intervertebral disk when it vaporization in the experiment. The work was done on the material of the preparations 40 corpses of man. The laser has been used in a pulse mode. The power of one pulse of 15 Watt, pulse length 1s with the second break. The same regime is applied in practical medicine. With the help of macro- and microscopic research methods defined by the radius of action of the laser at the intervertebral disk and features of the tissue changes depending on the amount of energy expended. Identified the optimal mode of batching of energy of the laser depending on the level of the spinal segment.

Key words: laser vaporization, lumbar osteochondrosis, intervertebral disk.

Термин «остеохондроз» предложил Гильдебрандт в 1933 году для определения обширного дегенеративного процесса, поражающего не только хрящ межпозвонкового диска, но и субхондральную часть тел смежных позвонков [2; 4]. «Критическим возрастом» для остеохондроза позвоночника является возраст 30–39 лет, хотя к врачу обращаются только через 10–15 лет [6]. Популяционная частота остеохондроза позвоночника, по данным некоторых авторов, составляет 7,16% (мужчин – 6,68%, женщин – 7,59%) [7]. Остеохондроз позвоночника проявляется у каждого четвёртого работающего, а среди причин первичной инвалидности опорно-двигательной системы занимает первое место и составляет 41,1% [6]. Первые признаки заболевания диагностируются: в 15–19 лет 2,6 случая на 1000), к 30 годам – 1,1%, к 59 годам – 82,5% [8].

Актуальность поисков новых способов лечения дегенеративных заболеваний позвоночника и совершенствования ставших классическими (микродискэктомия)

заключается в прогрессивном увеличении заболеваемости. Затраты на лечение и реабилитацию лиц с резистентными к лечению формами дегенеративных заболеваний позвоночника очень высоки.

Боль в спине чаще всего связана с дегенеративным процессом в межпозвонковом диске [2; 3; 8], который приводит к грыжеобразованию. Поэтому манипуляции, направленные на коррекцию межпозвонкового диска, можно считать не только патогенетическими, но и этиотропными (обоснованными с позиций этиологии заболевания). Хирургическое лечение грыж межпозвонковых дисков применяется уже около 100 лет. Из метода, сопряженного с повышенной травматичностью и практически 100%-ной инвалидизацией, он эволюционировал в метод выбора при лечении большинства форм остеохондроза. В последние десятилетия особое значение отводится минимально инвазивным операциям, таким как перкутанная лазерная нуклеотомия. Популяризаторами и основоположниками лазерного направления в нейрохирургии стали австрийские нейрохирурги F. Herrneg и P. Ascher (1976, 1977). Наибольшее распространение при этом получил неодимовый иттриево-алюминиево-гранатовый (YAG) лазер, который генерирует излучение в спектре 1,06 мкм. При такой длине волны наблюдается достаточно высокая проникающая способность, что вызывает равномерное распределение энергии излучения внутри объекта. При нагреве биологической ткани до 60–65 °С происходит коагуляция белка, до 100 °С и более – испарение внутритканевой жидкости и сморщивание ткани, т.е. уменьшение ее в объеме (W.P. Ascher, 1988). При дальнейшем повышении температуры происходит карбонизация ткани [3; 6].

Удаление небольшого количества ткани диска под действием лазерного излучения (лазерной абляции), а также иные проявления других физических эффектов, возникающих в хрящевой ткани под действием лазерного излучения – термосжатие, стягивание внешних отделов фиброзного кольца и др., вызывают значительное уменьшение давления на окружающие анатомические структуры и, как следствие, разгрузку нервного корешка [3; 6]. Кроме того, происходит дерещипция фиброзного кольца, что также приводит к регрессу болевого синдрома.

Хирургу во время операции важно выбрать правильную дозу лазерного излучения, чтобы избежать «обугливания» ткани [1]. Не менее значимым условием эффективности лечения является равномерное распределение лазерной энергии по всему диску. Существуют различные рекомендации по проведению процедуры, которые зачастую противоречат друг другу [2; 3; 5]. Это приводит к ошибочным действиям хирурга и ухудшению результатов лечения.

Целью настоящего исследования стало изучение особенностей воздействия лазерного излучения на межпозвонковый диск при проведении нуклеотомии в эксперименте.

Материалы и методы

Статья выполнена на базе морфологической лаборатории кафедры патологии МГУ им. Н.П. Огарева на материале препаратов 40 трупов человека (в период с 2005 по 2011 год). Материал исследования получен в патологоанатомических отделениях ГУЗ «МРКБ» и МУЗ «4-я ГКБ» г. Саранска с соблюдением законодательства РФ (Харченко Т.В., Мурзакматов М.А., 2004).

Макро- и микроскопическое изучение межпозвонковых дисков человека проведено на интактном трупном материале. Возраст умерших колебался от 30 до 50 лет ($41,9 \pm 6,0$ лет), рост – от 160 до 180 см ($171,1 \pm 6,1$ см). Проводилась блок-резекция L3-S1 сегмента позвоночника с последующим разделением препарата на позвоночные сегменты L3-L4, L4-L5, L5-S1.

Межпозвонковые диски подвергнуты лазерной вапоризации под визуальным и рентгеновским контролем С-дуги (МТН-R, фирма Дорнье). Тонкое световолокно, соединенное с Nd YAG лазером («Medilas fibertom» 5100, фирма Дорнье), через пункционную иглу до 2,5 мм в диаметре вводилось в диск. В дальнейшем по этому

волокну передавалось лазерное излучение. Облучение проводилось в импульсном режиме. Мощность одного импульса 15 Вт, длина импульса 1с с секундным перерывом. Эти характеристики идентичны тем, что применяются в практической медицине при операциях на поясничном отделе позвоночника.

Через пункционную иглу косвенно можно оценивать изменения, происходящие в диске. Так, при коагуляции белка (60–65 °С) можно ощутить характерный запах «вареного мяса». При достижении 100 °С отмечается активное испарение жидкости (через иглу выделяется водяной пар). Если температура в диске поднимается еще выше, то на световоде можно видеть фрагменты обугленной ткани (карбонизация диска).

Проведено 2 серии экспериментов.

1. Материал от 4 трупов был использован для определения глубины проникновения излучения и особенности изменения ткани в зависимости от количества потраченной энергии. Использовалось облучению мощностью от 250 до 600 Дж в одной точке.

2. Большая часть препаратов (материал от 36 трупов) подверглась лазерному облучению разной мощности с целью определения оптимального дозирования в зависимости от уровня позвоночного сегмента. На дисках L3-L4 применялось излучение в диапазоне 600–1400 Дж, L4-L5 – 700–1500 Дж, L5-S1 – 700–1600 Дж. Интервал дозирования составлял 100 Дж.

Гистологические препараты из ткани межпозвонкового диска и фотографии макропрепарата выполнялись после вапоризации. Материал заливался в парафин, затем готовили фронтальные, сагиттальные и поперечные гистологические срезы толщиной от 7 до 10 мкм. Из каждого блока брали не менее 4 срезов. Окраска последних проводилась гематоксилином-эозином по стандартной методике. С гистологических препаратов на микроскопе MedMic 2 были сделаны микрофотографии цифровой фотокамерой (Nikon COOLPIX 4500). Проводилось измерение размеров диска, глубины воздействия лазера на ткань, оценивалась выраженность изменений в межпозвонковом диске после вапоризации.

Результаты и их обсуждение

При облучении диска в диапазоне от 250 до 600 Дж на расстоянии до 7 мм ($5,9 \pm 0,5$ мм) от световода отмечалось равномерное распределение энергии, о чем можно было судить по практически равномерной гистологической картине в указанном радиусе (рисунок 1). Даже при больших дозах облучения (600 Дж) этот показатель не менялся.

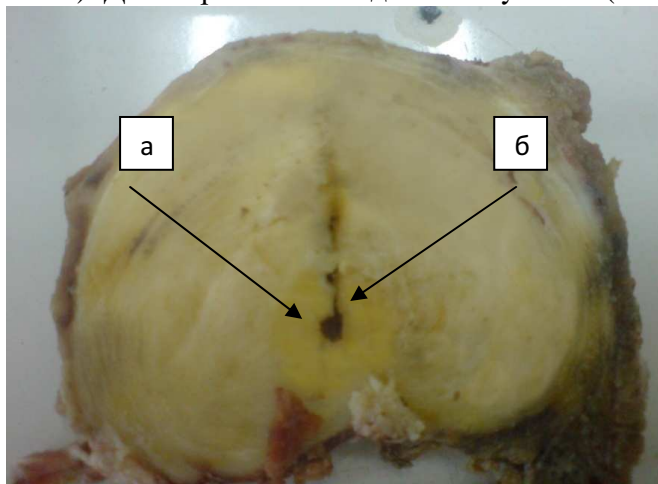


Рисунок 1. Макропрепарат. Поперечный распил межпозвонкового диска L5-S1, диск после лазерной вапоризации (350 Дж): а – место положения световода; б – область действия лазера.

Размеры нормального диска в среднем составляют 4 см в поперечнике, 4,5 см сагиттальной плоскости и около 1 см в высоту. В большинстве случаев у людей с поясничным остеохондрозом, тем более при наличии грыжи диска, отмечается снижение его высоты. Поэтому вапоризация должна выполняться в нескольких точках, иначе

ближние к игле участки диска получают большое количество энергии, в то время как дальние останутся практически интактными. Кроме того, при асимметричном расположении световода по высоте возрастает риск повреждения гиалиновой мембраны, что является нежелательным исходом операции.

Минимальные макроскопические изменения начинают отчетливо появляться при подаче 350 Дж энергии на одну точку. Ткань диска становится желтой, но ее структура меняется мало (сохраняется циркулярный ход волокон и их целостность, консистенция несколько уплотняется) (рисунок 1). Микроскопически в зоне воздействия лазера отмечается лишь незначительное уплотнение матрикса за счет коагуляции тканей и единичные минимальные очаги деструкции (рисунок 2). Размельчения структур волокнистого хряща практически не происходит. За пределами указанной области (в радиусе 6 мм) ткань оставалась интактной.

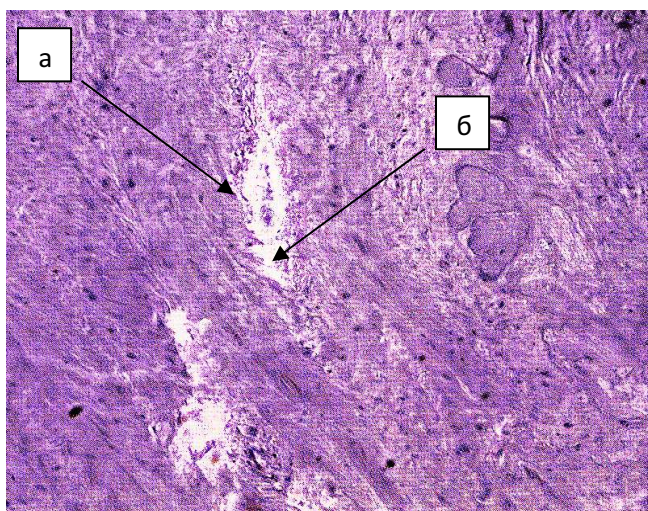


Рисунок 2. Гистологический препарат ткани пульпозного ядра в зоне воздействия 350 Дж энергии лазера, увеличение $\times 110$: а – небольшие очаги деструкции хряща; б – зоны разволокнения хряща. Окраска – гематоксилин-эозин.

Оптимальные результаты были получены при использовании энергии в 400–450 Дж на 1 точку. Макропрепарат в зоне действия лазера приобретал насыщенно желтый цвет с коричневатым оттенком и плотную консистенцию. В нескольких случаях отмечались редкие мелкие вкрапления черного цвета (карбонизация ткани). Микроскопически на фоне уплотнения матрикса отмечались небольшие очаги деструкции хряща, окруженные зонами его разволокнения. Появляются единичные «сотовые» участки в результате парообразования.

При энергетической нагрузке в 500 Дж зона «вспенивания» прилежащего матрикса становится отчетливо видна, нарушается расположение коллагеновых волокон, выявляются единичные мелкие очаги карбонизации хряща. Макроскопически диск становится светло-коричневым с мелкими очагами черного цвета. Ткань плотная. При повышении дозы лазерного облучения (550, 600 Дж) появляются радиарные разрывы хряща, заметные и на макропрепарате, и образование «сотовых» структур на отдалении, выраженное «обугливание» хряща в зоне непосредственного воздействия (рисунок 3).

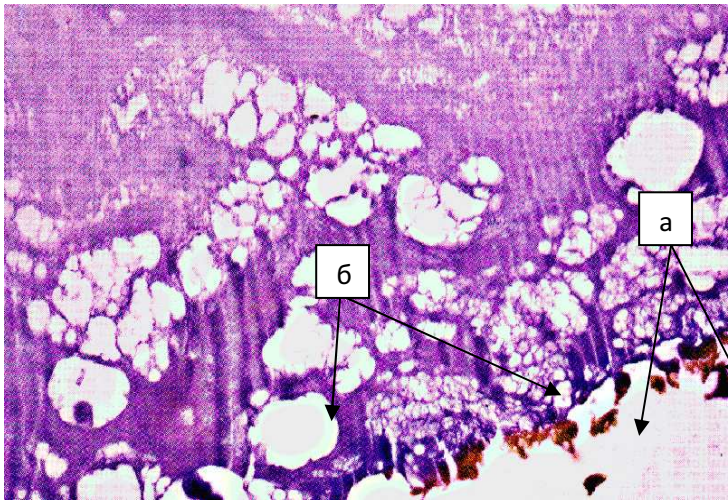


Рисунок 3. Гистологический препарат ткани пульпозного ядра в зоне воздействия 550 Дж энергии лазера, увеличение $\times 110$: а – карбонизация хряща по ходу лазерного луча; б – зона «вспенивания» прилежащего матрикса с нарушением расположения коллагеновых структур. Окраска – гематоксилин-эозин.

Во время эксперимента с оптимальным количеством энергии через иглу начинал выделяться водяной пар и ощущался запах «вареного мяса». Когда применялась энергия в 550 Дж и выше на 1 точку, уже во время проведения эксперимента можно было предположить, что ткань диска подвергается карбонизации (помимо водяного пара, из иглы отмечалось выделение более резкого запаха, а на конце световода появлялись фрагменты обугленной ткани). Таким образом, отмечалась высокая степень соответствия морфологических изменений в диске и объективных данных, получаемых во время эксперимента. Этот факт может быть использован в практической медицине для более точного подбора дозы лазерного облучения при вапоризации диска.

Для определения наиболее подходящего количества энергии лазера на каждом из исследуемых уровней мы учитывали данные первого эксперимента. Поэтому энергия подавалась не в одну точку, а в несколько (две, три или четыре). При этом в препаратах, где расстояние между рабочими позициями световода было меньше 1,1 см, отмечалось перекрытие зон действия лазера. Это сопровождалось излишним повреждением тканей в этих областях.

Согласно полученным данным, оптимальным режимом дозирования лазерной энергии на уровне L3-L4 стала подача энергии в 2 точки на расстоянии 1,5 см друг от друга, по 450 Дж на каждую. На уровне L4-L5 энергию лучше подавать в 3 точки, по 400 Дж в каждую (рис. 4), а L5-S1 – 3 точки по 450 Дж (рисунок 4).

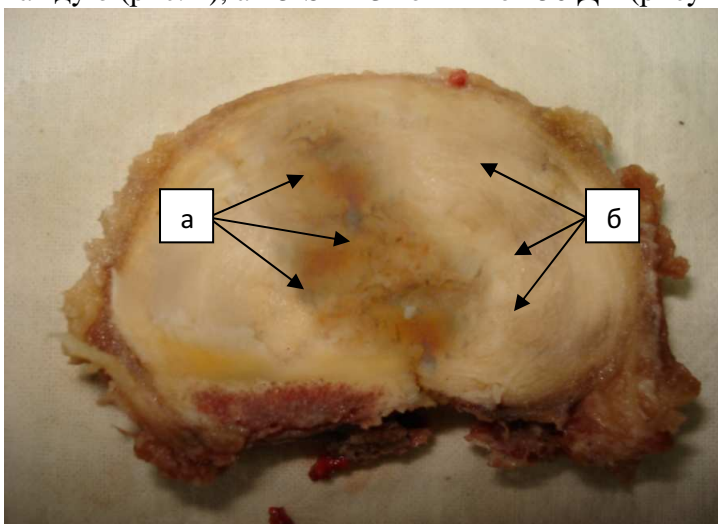


Рисунок 4. Макропрепарат. Поперечный распил межпозвонкового диска L4-L5 диск после лазерной вапоризации (1150 Дж; 3 точки приложения сверху вниз: 400 Дж, 400 Дж и 350 Дж): а – область воздействия лазера; б – интактный диск.

Такие результаты объясняются особенностями анатомического строения поясничного отдела позвоночника. Межпозвонковый диск L3-L4 меньше дисков L4-L5 и L5-S1 в аксиальном, сагиттальном и поперечном размерах. Поэтому для его вапоризации достаточно осуществить процедуру в 2-х точках с оптимальным уровнем энергии, при этом зоны воздействия не перекрываются. Несколько большее количество энергии, необходимое для выпаривания диска L5-S1 по сравнению с сегментом L4-L5, объясняется тем, что у него больший диаметр (т.е. сагиттальный и поперечный размеры), поэтому и площадь зон перекрытия при работе на нем несколько меньше. Таким образом, расстояние между точками приложения лазерной энергии должно быть в пределах 1–1,5 см. Максимальное количество шагов 3.

Выводы

1. Оптимальный объем энергии в одной точке при проведении пункционной лазерной нуклеотомии составляет 400–450 Дж, допустимо использование 350 и 500 Дж.
2. Оптимальными режимами дозирования лазерной энергии в зависимости от уровня позвоночного сегмента являются следующие: на уровне L3-L4 – 800–900 Дж (2 точки по 400–450 Дж на каждую), L4-L5 – 1100–1200 (3 точки по 350–400 Дж на каждую), L5-S1 – 1100–1300 Дж (3 точки по 400–450 Дж на каждую).
3. Во время проведения процедуры для более точного подбора дозы лазерной энергии можно использовать косвенные данные об изменениях в диске, чтобы учесть индивидуальные особенности строения и функционирования организма пациента.

Список литературы

1. Анкудинов Ф.С., Кучиев М.Ч., Финк К.К. К тактике и технике применения высокоэнергетического лазера в хирургии // Медико-социальные аспекты проблемы человека : тезисы докладов. – Владивосток : Океан, 1988. – С. 314–316.
2. Астахова Л.В., Гиниатуллин Р.У. Общие и частные закономерности репаративных и адаптивных процессов в биологических тканях после воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения // Лазерные технологии в медицине : тезисы докладов. – Челябинск, 1998. – С. 64–69.
3. Коваленко В.Н., Борткевич О.П. Остеоартроз: практическое руководство. – Киев : Морион, 2003. – С. 85–124.
4. Котельников Г.П., Ларцев Ю.В. Новый способ инвазивной диагностики деструктивно-дистрофического поражения суставного хряща // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – М. : Медицина, 2005. – № 3. – С. 49–56.
5. Мусалатов Х.А., Аганесов А.Г., Хорева Н.Е. О показаниях к хирургическому лечению грыжи межпозвонкового диска при поясничном остеохондрозе // Нейрохирургия. – 1999. – № 2. – С. 29–30.
6. Насонова В.А., Фоломеева О.М. Медико-социальные проблемы хронических заболеваний суставов и позвоночника // Терапевтический архив. – 2000. – № 5. – С. 5–8.
7. Павлова В.Н., Копьева Т.Н., Павлов Г.Г. Хрящ. – М. : Медицина, 1988. – С. 225–292.
8. Cavalcate F.S., Ito S., Brewer K.K. et al. Mechanical interactions between collagen and proteoglycans: implication for the stability of lung tissue // J. Appl. Physiol. – 2004. – Vol. 245. – P. 91–100.

Рецензенты:

Блинов Д.С., д.м.н., зав. кафедрой общественного здоровья и здравоохранения
ФГБОУ ВПО «МГУ им. Н.П. Огарева», г. Саранск.

Плотникова Н.А., д.м.н., профессор, зав. кафедрой патологии с курсом
патологической физиологии медицинского института ФГБОУ ВПО «МГУ им. Н.П.
Огарева», г. Саранск.

Работа получена 15.11.2011