

НА ПОЗВОНОЧНИК В ВЫТЯНУТОМ СОСТОЯНИИ

*Кандидаты техн. наук, доценты ЕСЬМАН Г. А., МИНЧЕНЯ Н. Т.,
магистранты БОБРОВСКАЯ А. И., МОНИЧ С. Г.*

Белорусский национальный технический университет

Существует ряд заболеваний позвоночника, в основе которых лежат нарушение обмена веществ и дегенеративные процессы в тканях (остеохондроз, сколиоз, спондилез, протрузия межпозвоночных дисков и др.). При их лечении используют консервативные и оперативные методы, которые не всегда эффективны и, кроме того, занимают много времени.

Предлагаемый метод лечения данных заболеваний сочетает воздействие ударно-волновыми импульсами и механотерапией на позвоночник.

Ударно-волновая терапия – малотравматичный, не занимающий много времени метод физиотерапии, заключающийся в кратковременном приложении к области заболевания высокоэнергетической вибрации, генерируемой ударными волнами.

Под воздействием ударной волны на участке, подвергшемся воздействию, стимулируется ангиогенез (рост новых микрососудов), расширяются кровеносные сосуды, увеличивается проницаемость клеточных мембран, что приводит к улучшению питания ткани, активации обмена веществ, восстановлению клеточного

ионного обмена, интенсификации выведения конечных продуктов метаболизма и стимуляции восстановительных процессов тканей [1]. Применение биологически эффективной частоты следования импульсов (5–10 Гц) также стимулирует кровообращение и ускоряет восстановление нормального клеточного обмена. Кроме того, ударная волна дробит отложения солей кальция на мелкие частички, которые затем выводятся из организма через венозную и лимфатическую системы, что также ускоряет процесс выздоровления. Больной ощущает последствия такого воздействия в виде уменьшения болей и увеличения объема движений.

Методика лечения заболеваний позвоночника с применением ударно-волновой терапии имеет следующие особенности. Во-первых, должна быть ограничена глубина проникновения ударных импульсов в биообъект во избежание повреждения спинного мозга. Во-вторых, необходимо ограничить плотность энергетического потока (не более $0,280 \text{ мДж/мм}^2$) и максимальное давление в фокусе ($p_{F_{\max}} = 0,040 \text{ МПа}$) [2], чтобы не травмировать ткани

позвоночника, а только стимулировать в них кровообращение и обменные процессы.

В комплексе с ударно-волновой терапией применяют и механотерапию, заключающуюся в том, что в продольном направлении на позвоночник создается вытягивающая сила, величина которой обычно составляет от 50 до 500 Н [3].

Следует отметить, что вытяжение позвоночника при его дегенеративно-дистрофических поражениях давно зарекомендовало себя как средство, активно способствующее разгрузке нервных, мышечных и сосудистых образований, находящихся в тесном контакте с патологически измененным диском, межпозвонковым суставом и позвоночником в целом [3].

Разгрузка позвоночника приводит к восстановлению анатомо-физиологических взаимоотношений и устранению защемления нервных и мышечных волокон и сосудов. Это способствует устранению болей, улучшению трофики прилегающих к позвоночнику тканей, восстановлению в них обменных процессов и улучшению иннервации всего организма. В конечном итоге приводит к репарации пораженных тканей и компенсации патологического процесса.

При этом ударная волна вызывает усиление кровотока в зоне патологии, активизирует обмен веществ и восстанавливает клеточный ионный обмен, что приводит к интенсификации восстановительных процессов в тканях и ускорению реабилитации пациента. Кроме того, положительная полуволна ударного импульса может воздействовать на грыжу диска и ускорять ее выправление.

Механотерапия в сочетании с ударно-волновой терапией позволит избежать применения сильных вытягивающих усилий, что делает предлагаемую методику еще более безопасной, по сравнению с обычным вытягиванием.

Однако для того чтобы воздействие было безопасным, необходимо произвести расчет основных величин, действующих на позвоночник в зоне действия ударно-волновых импульсов. Схема генерации ударного импульса представлена на рис. 1. Импульс тока, сформированный блоком управления, протекает по катушке индуктивности 1 и создает магнитное поле, которое притягивает к себе излучающую мембрану 2. В силу того что излучающая мем-

брана 2 упругая, при прекращении действия магнитного поля она будет стремиться занять первоначальное положение, при этом произойдет резкое сжатие жидкости в надлинзовой полости 3, в результате чего возникнет ударная волна, фокусируемая линзой 4 в ударно-волновой пучок.

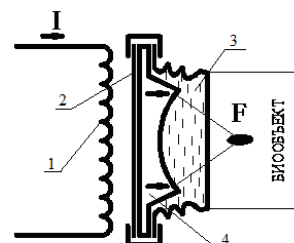


Рис. 1. Схема генерации ударного импульса

При протекании тока I через проводник, с помощью которого сформирована форма электромагнитной катушки индуктивности, (рис. 2) создается магнитное поле, величина магнитной индукции B которого согласно принципу суперпозиции составляет [4]:

$$B = \frac{\mu\mu_0 I}{2R_1} + \frac{\mu\mu_0 I}{2R_2} + \frac{\mu\mu_0 I}{2R_3} + \dots + \frac{\mu\mu_0 I}{2R_i}, \quad (1)$$

где μ – магнитная проницаемость среды, $\mu = 52$; μ_0 – магнитная постоянная, $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м; I – сила тока, протекающего по проводнику, $I = 0,65$ А; R_i – радиус i -го витка, i – количество витков, $i = 25$.

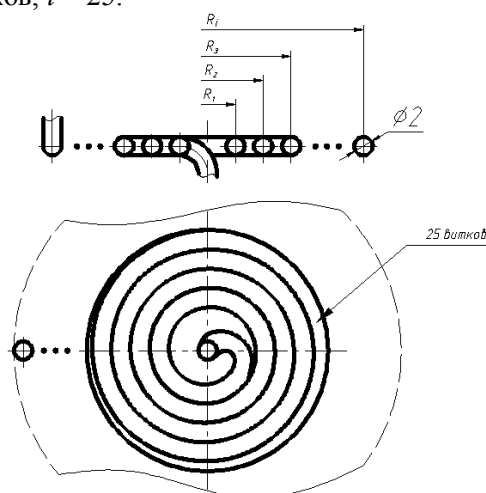


Рис. 2. Схема взаимодействия проводника с током и мембраны

Вынесем за скобку общие множители и подставим численные значения физических величин в (1), в результате получим:

$$B = \frac{\mu_0 I}{2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_i} \right) = \frac{52 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 0,65}{2} \times$$

$$\times \left(\frac{1}{30 \cdot 10^{-4}} + \frac{1}{60 \cdot 10^{-4}} + \dots + \frac{1}{750 \cdot 10^{-4}} \right) = 0,03 \text{ Тл.}$$

Сила, притягивающая излучающую мембрану к электромагнитной катушке индуктивности:

$$F = \frac{B^2 S}{2\mu_0} = \frac{0,03^2 \cdot 0,018}{2 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7}} = 6,45 \text{ Н,} \quad (2)$$

где S – площадь излучающей мембраны, $S = 0,018 \text{ мм}^2$.

Давление, передаваемое излучающей мембраной водяной «подушке»:

$$p = \frac{F}{S} = \frac{6,45}{0,018} = 360 \text{ Па.} \quad (3)$$

Энергия, переданная мембране, собирается в фокусе акустической линзы, выполненной из полиметилметакрилата Л-1.

Скорость звука в линзе

$$c_{\text{л}} = \sqrt{\frac{E_{\text{л}}}{\rho_{\text{л}}}} = \sqrt{\frac{6500 \cdot 10^6}{940}} = 2,6 \cdot 10^3 \text{ м/с,} \quad (4)$$

где $E_{\text{л}}$ – модуль упругости акустической линзы, $E_{\text{л}} = 6500 \text{ МПа}$; $\rho_{\text{л}}$ – плотность акустической линзы, $\rho_{\text{л}} = 940 \text{ кг/м}^3$.

Фокусное расстояние акустической линзы

$$F_{\text{ак}} = \frac{b}{2 \cdot \left(1 - \frac{c}{c_4}\right)} = \frac{0,160}{2 \cdot \left(1 - \frac{1500}{2600}\right)} = 0,190 \text{ м,} \quad (5)$$

где $b = 0,160 \text{ м}$ – показатель параболы; $c = 1500 \text{ м/с}$ – скорость звука в воде и биотканях.

Интенсивность ударно-волнового импульса, созданного мембраной, определяется первой (основной) гармоникой ударной волны [4]

$$I_0 = \frac{p^2}{2\rho c} = \frac{360^2}{2 \cdot 1000 \cdot 1500} = 0,04 \text{ Вт/м}^2, \quad (6)$$

где ρ – плотность воды, $\rho = 1000 \text{ кг/м}^3$.

Интенсивность ультразвука в фокусе

$$I_1 = I_0 \left(\frac{F_{\text{ак}}}{\lambda} \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) \right)^2 =$$

$$= 0,04 \cdot \left(\frac{0,190}{3 \cdot 10^{-3}} \cdot \sin\left(\frac{0,64}{2}\right) \right)^2 = 20 \text{ Вт/м}^2, \quad (7)$$

где λ – длина волны первой (основной) гармоники ударной волны,

$$\lambda = cT = 1500 \cdot 2 \cdot 10^{-6} = 3 \cdot 10^{-3} \text{ м;} \quad (8)$$

ω – угол раскрытия волнового фронта. Из геометрии (рис. 3)

$$\omega = 2 \arcsin \left(\frac{r_4}{\sqrt{r_4^2 + (F_{\text{ак}} - a)^2}} \right) =$$

$$= 2 \arcsin \left(\frac{0,040}{\sqrt{0,040^2 + (0,190 - 0,064)^2}} \right) = 0,64 \text{ рад,} \quad (9)$$

где a – высота проемы линзы на оси, $a = 0,064 \text{ м}$; r_4 – радиус входной апертуры, $r_4 = 0,040 \text{ м}$.

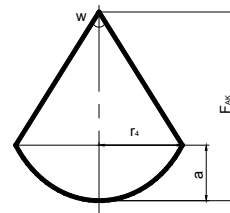


Рис. 3. Геометрические размеры акустической линзы

Давление в фокусе

$$p_F = \sqrt{2I_1 \rho c} = \sqrt{2 \cdot 20 \cdot 1000 \cdot 1500} = 8 \cdot 10^3 \text{ Па.} \quad (10)$$

Мощность акустической энергии ударно-волнового генератора

$$N_{\text{ак}} = I_1 \pi r_0^2 = 20 \cdot \pi \cdot 0,008^2 = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Вт,} \quad (11)$$

где радиус фокального пятна

$$r_0 = \beta \frac{\lambda F_{\text{ак}}}{r_4} = 0,61 \cdot \frac{3 \cdot 10^{-3} \cdot 0,190}{0,040} = 8 \cdot 10^{-3} \text{ м.} \quad (12)$$

Здесь β – коэффициент для сферической волны, $\beta = 0,61$.

Таким образом, давление p_F , действующее на межпозвоночный диск, меньше максимально допустимого $p_{F_{\text{max}}}$:

$$p_F < p_{F\max};$$

$$8 \cdot 10^3 \text{ Па} < 40 \cdot 10^3 \text{ Па}.$$

Следовательно, рассчитанное давление ударной волны безопасно для вправления грыжи межпозвонковых дисков и при этом не вызывает повреждения окружающих тканей.

ВЫВОД

В результате проведенных исследований был обоснован новый высокоэффективный метод лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний (сочетанным воздействием ударных волн и тракции) и проведен расчет давления, действующего на межпозвоночный диск во время процедуры. Рассчитанное давление ударной волны достаточно для вправления грыжи и при УДК 621.814.002

этом не вызывает повреждения межпозвонкового диска и окружающих тканей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ассоциация специалистов восстановительной медицины [Электронный ресурс]. – Минск, 2010. – Режим доступа: <http://www.asvomed.ru/php/content.php?id=1063>
2. Биоэффективные частоты и их связь с собственными частотами живых организмов [Электронный ресурс]. – Минск, 2009. – Режим доступа: <http://helios.izmiran.rssi.ru/helioecology/titles/freq/freq.html>
3. Киселев, В. Б. Новый вариант подводного вытяжения позвоночника // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. – 1968. – Т. 33, № 5.
4. Определение предельных параметров электронных генераторов ультразвуковых технологических аппаратов / В. Н. Хмелев [и др.] // Ползуновский вестник. – 2007. – № 3. – С. 167–171.

Поступила 06.01.2011

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОЦЕССА ОБРАБОТКИ ОТВЕРСТИЙ МАЛОГО ДИАМЕТРА ПУТЕМ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫХ ВИДОВ ЭНЕРГИИ

ЛУГОВОЙ И. В.

Белорусский национальный технический университет

Отверстия относятся к замкнутым поверхностям, получаемым в материалах различными способами, которые можно классифицировать по ряду факторов: по виду обрабатываемого материала, форме отверстия в продольном и поперечном сечениях, точности размеров (рис. 1). Они могут быть сквозными или глухими.

Отдельную группу в деталях машин и приборов занимают отверстия, которые необходимо получить с высокой точностью формы и размерами с глубиной до 10 мм и диаметром до 1 мм [1]. Другую группу составляют отверстия, получаемые в труднообрабатываемых материалах. К ним относятся отверстия, получаемые традиционными способами в материалах с высокой твердостью и в хрупких материалах: вольфрамсодержащие и титанокарбидные сплавы, алмаз, рубин, лейкосапфир, закаленные ста-

ли, магнитные сплавы из редкоземельных элементов, термостойкие и другие, а также германий, кремний, ферриты, керамика, стекло, кварц, полудрагоценные и поделочные минералы и материалы, в которых могут образовываться сколы и микротрещины при обработке. Среди них особую группу составляют отверстия с криволинейным профилем в продольном направлении, некруглые в поперечном сечении, а также отверстия и каналы в биологических материалах (кости и ткани), обработка которых представляет большую трудность.

Существуют различные методы обработки отверстий в материалах, каждый из которых обладает определенными достоинствами, недостатками и ограничениями по применению (рис. 2).

