

Ю.Т. Шарабчиев, Т.В. Дудина, О.Ю. Полянская

Использование экстракорпоральной ударноволновой терапии в травматологии и ортопедии

Минск

Сегодня ударноволновая терапия является альтернативой хирургическим вмешательствам при целом ряде патологических состояний, в том числе при травмах и заболеваниях опорно-двигательной системы. Метод экстракорпоральной ударноволновой терапии (ЭУВТ) основан на кратковременном воздействии высокоэнергетической вибрации в зоне приложения, что уменьшает болевой синдром, улучшает местное кровообращение и разрыхляет болезненные костные и фиброзные очаги с последующим рассасыванием их фрагментов. Переломы костей, дегенеративные изменения и воспалительные процессы в сухожилиях также поддаются успешному лечению этим методом. С его помощью добиваются быстрого купирования боли без применения анальгетиков, что имеет значение в случае развития аллергических реакций. Поскольку метод рекомендуется для неинвазивного лечения хронических болей в травматологии и при заболеваниях, связанных

с перенапряжением опорно-двигательного аппарата, он особенно актуален в спортивной медицине.

Влияние экстракорпоральных ударных волн на биологические ткани известно со времен Второй мировой войны, когда в результате детонации водяных бомб люди, находящиеся в воде на значительном расстоянии от них, получали смертельные по-вреждения легких без каких-либо видимых внешних повреждений [1].

Впервые в медицине ударные волны были применены в 1980 г. для дробления почечных камней [2], а в 1985 г. – камней желчного пузыря [3]. Сегодня этим методом с успехом лечат заболевания, связанные с образованием камней не только в почках и желчном пузыре, но и в слюнных железах, поджелудочной железе.

Со времен исследований В. Вальчанова [4], описавшего заживление переломов костей под влиянием ударных волн, область применения ЭУВТ в ортопедии значительно рас-

ширилась и включает лечение псевдоартроза или ложного сустава, эпикондилита, пяточной шпоры и других патологических состояний [3, 5–10].

Несмотря на то что при применении ЭУВТ в ортопедии редко наблюдаются побочные эффекты, в том числе отдаленные, теоретическая возможность их развития требует не только изучения механизмов образования ударных волн и физических принципов их действия на ткани, но и анализа клинического использования оборудования, позволяющего модифицировать параметры терапии и технологии распространения ударной волны.

Того, что сегодня известно об эффектах ударных волн, применяемых в урологической практике, в том числе для дробления камней в почках, недостаточно для определения эффекта ЭУВТ в ортопедии и не объясняет анальгетического действия ударных волн и их влияния, оказываемого на клеточном уровне [4, 7, 11]. Поэтому так важно понимание механизмов образования и эффекта экстракорпоральных ударных волн, а также их свойств, определяемых физическими параметрами.

Физические принципы образования и действия ударных волн. Ударные волны принято определять как вибрации переменного давления, которые распространяются в трех измерениях и приводят к повышению

давления в течение короткого промежутка времени. В большинстве случаев такое максимальное давление достигается в пределах нескольких наносекунд. Помимо скачкообразного импульса положительного давления ударные волны характеризуются фазой напряжения с отрицательным давлением, которая следует за фазой положительного давления. Основные параметры ударных волн: максимальное положительное давление ($P+$), которое варьирует в зависимости от типа оснащения прибора от 5 до 120 МПа; максимальное отрицательное давление ($P-$); время нарастания давления (T_r) и ширина импульса давления (T_w). Значения $P+$, $P-$, T_r и T_w ударной волны зависят от диапазона источника ударной волны и используемых настроек [12]. Большинство современных аппаратов передает ударноволновую энергию через заполненный водой канал. Считается, что, поскольку мышцы и жировая ткань мало отличаются по своим акустическим свойствам, вероятнее всего, акустическое сопротивление, измеряемое в нс/м^3 , в близко расположенных пограничных зонах клинически малозначимо.

На сегодняшний день однозначно не определено, какой из параметров ударных волн имеет наиболее существенное значение в биологических эффектах и клинических результатах [13]. Не ясна связь между из-

меряемыми параметрами ударной волны и биологическим, в частности анальгетическим, эффектом.

Имеются различные способы генерации ударных волн, четыре из которых применяются в клинике. Все они нацелены на создание импульса давления, передаваемого тканям с минимальной потерей энергии, для чего используются различные соединительные среды [14].

В медицине ударные волны чаще всего генерируются с помощью механического образования, базирующегося на принципах баллистики. Сжатый воздух придает ускорение снаряду, который толкает аппликатор, размещенный на коже, придавая ему большую кинетическую энергию. Использование контактного геля (ультразвуковой гель или касторовое масло) способствует тому, что динамический импульс, через аппликатор передаваемый тканям в виде ударной волны, продолжает распространяться в организме в виде сферических или шарообразных волн, т.е. радиально, поэтому называется *радиальной ударной волной*, а используемый метод – *радиальной экстракорпоральной ударно-волновой терапией (РЭУВТ)*.

Главная особенность аппарата, использующего такой принцип, заключается в том, что увеличение крутизны волны происходит намного медленнее по сравнению с прибора-

ми, фокусирующими ударную волну, поэтому *фокусирующие технологии* применяют в лечении глубоких слоев тканей (например, для дробления камней в почках и др.). Радиальные технологии не обеспечивают образования вторичного акустического фокуса. При таком типе генерации ударных волн поверхность аппликатора формирует геометрическую точку высокого давления и высокой энергетической плотности, а в результате радиального распространения давление и удельная энергия после выхода из аппликатора постепенно угасают [12, 14]. В последние годы разрабатываются новые модификации аппликаторов, используемых в РЭУВТ, позволяющие баллистическим ударным волнам фокусироваться на определенных участках с максимальной концентрацией.

Другой метод образования ударных волн – использование *электромагнитных токов*. В тонкой медной фольге под воздействием электромагнитных токов происходит взрывоподобная деформация. При этом столбик связанной воды смещается пропорционально давлению. Генерированный таким образом импульс давления связывается и передается другой среде. Различные дополнительные приспособления, такие как акустические отсекающие линзы, способны фокусировать волны давления на заданном расстоянии

и передавать их в более глубокие участки тела, а акустические рефлекторы – корректировать точность фокусировки [15].

Электропневматический принцип – наиболее старый метод генерирования ударных волн, в соответствии с которым запальная свеча располагается в первичном фокусе. Высокие температуры во время искрового разряда заставляют окружающую жидкость испаряться с образованием плазменных пузырьков. Радиальные ударные волны из первичного фокуса благодаря овальному акустическому зеркалу собираются во вторичный фокус. Передача ударных волн в заданные участки обеспечивается с помощью соответствующих связывающих сред. Один из недостатков этого процесса заключается в нестабильности ударной волны, необходимости частой замены дорогостоящих электродов [15, 16].

Пьезоэлектрический принцип. Действие ударных волн основывается на том же принципе, что и в других эмиссионных методах, упомянутых выше. Небольшой импульс давления, создаваемый локальными электрическими импульсами отдельных пьезокристаллов, испускается в центр шаровидной чашки. Поскольку кристаллы располагаются в продольно разрезанной трубке, волны давления собираются в один фокус [17].

Принцип действия ударной акустической волны. В аппаратуре, используемой в клинической практике, ударные волны обычно генерируют в воде, чтобы облегчить их передачу тканям со сходными акустическими свойствами. Импульсы давления распространяются в тканях организма волнообразно, как через воду, газ или твердое тело. Скорость распространения акустической волны пропорциональна плотности среды, через которую она проходит. По мнению авторов работы [18], отстающие сегменты ударных волн фронта звукового давления ускоряются в среде с высокой плотностью и, следовательно, догоняют ранние сегменты фронта ударной волны. Это явление, зависящее от температуры, давления и разницы в ослаблении отдельных сегментов ударной волны, влечет за собой ее асимметричную деформацию, увеличение импульса давления и образование ударных волн. Типичные особенности такой конфигурации волны – крутой подъем кривизны давления и более плоский скат падения давления. Эти особенности обнаружены в акустическом фокусе. В дальнейшем фронт волны теряет их, отдельные части импульса давления с переменной частотой и интенсивностью рассеиваются, удаляясь друг от друга (дефокусировка). На границе между двумя тканями или

в зоне отложения кальция в мягких тканях ударная волна преломляется, часть импульса передается в ткань, а часть отражается. В таких акустических границах звуковая энергия, превращаясь в механическую, дробит депозиты кальция. Количество звуковой энергии, превращающейся в механическую, зависит от разницы сопротивления тканей.

Сегодня механизмы экстракорпорального ударноволнового воздействия на биологические объекты в целом ясны. Однако не изучена связь между измеряемыми параметрами ударной волны и их биологическим, в частности анальгетическим, эффектом. Прежде всего следует определить отношения между дозой и вызываемым эффектом независимо от используемой аппаратуры, а также оптимизировать технику ЭУВТ. Дальнейшие клинические исследования помогут уточнить наиболее приемлемые характеристики ЭУВТ в ортопедии и травматологии.

Методики измерения величины ударной волны. Решение поставленных выше задач требует не только совершенствования оборудования и создания новых методов генерирования ударных волн, но и постоянного совершенствования технологий измерения величины ударной волны.

Величина ударной волны может быть измерена как электрическими, так и неэлектрическими методами.

Неэлектрические методы включают оптические методы и определяются коэффициентом дробления «эталонных» камней [14, 19]. Существует мнение, что только электрические сенсоры (так называемые сейсμοприемники давления – гидрофоны) приемлемы для количественного измерения величины ударной волны. Эти методики первоначально предназначались для областей низкого давления и основывались на пьезоэлектрических свойствах поливинилфторидной фольги, включенной в тонкую стальную трубку. По мнению авторов работы [19], главным недостатком такого гидрофона, кроме ограниченного срока работы, является то, что растяжимую часть ударной волны невозможно измерить из-за локального кавитационного феномена. Поэтому в последние годы чаще используются гидрофоны, не имеющие этих недостатков, среди которых наиболее перспективны фиброоптические, регистрирующие акустические волны как пики и конвертирующие их пропорционально напряжению на выходе. Недостаток гидрофонов – высокая стоимость.

Биологические и клинические эффекты, индуцированные ударными волнами. Независимо от источника, генерирующего импульсы давления, последние воздействуют на ткани организма как непосредственно (механический эффект),

так и косвенно в виде химического и термического эффектов, вызывающих различные опосредованные биологические реакции. Особенно хорошо изучен и клинически доказан механический эффект ударных волн. Это прежде всего литотрипсия почечных камней, лечение кальцинирующего тендинита и др. [20–23]. Косвенные эффекты также могут усиливать биологический и клинический результат. Тем не менее до сих пор не совсем ясны механизмы анальгетического и противовоспалительного эффектов ударных волн.

Считается, что термическое воздействие есть результат высоких амплитуд давления и процессов компрессии и декомпрессии, что малоэффективно в клиническом плане. Более существенным является не прямой механизм образования кавитаций (пустот) [24]. Кавитация определяется как формирование наполненных газом пузырьков при отрицательном градиенте давления. Пустоты отрицательного давления возникают, если взаимодействует жидкая среда, такая как вода, и если она находится ниже сил положительного давления. Преобладающее отрицательное давление вызывает испарение жидкости по краю кавитационного пузырька, обеспечивая таким образом его рост. Когда ударная волна давления проходит через ткани, давление возвращается к нор-

мальной изобаре и пузырек захлопывается. Поскольку абсолютно симметричное захлопывание пузырька – крайне редкое явление, в процессе его захлопывания формируются высокоскоростные потоки жидкости, называемые реактивной струей (фокальные эффекты), которая обладает мощным разрушающим действием [24]. В этих случаях частота ударной волны оказывает значительно большее влияние, так как предыдущая ударная волна настигается следующей пульсовой волной. Если частотная ударная волна достигает определенного уровня, пузырьки, которые не захлопнулись, получают следующую ударную волну. Кавитационный пузырек асимметрично захлопывается за более короткий промежуток времени, а реактивная струя вызывает значительно большее локальное разрушительное действие [19, 25].

Еще одно не прямое воздействие ударных волн – образование свободных радикалов в тканях организма. Свободные радикалы могут возникать также как результат влияния высоких температур, значительных градиентов давления и высвобождения механической энергии, стрессорной реакции, однако эти механизмы не имеют выраженного и клинически доказанного эффекта и были воспроизведены лишь в лабораторных условиях.

Вопрос о возможной биологической пороговой дозе при воздействии

ударных волн также остается без ответа. Нет доказательств того, что «передозировка» вызывает какие-либо структурно-функциональные изменения на клеточном уровне. Скорее всего, такие системы эффекторных органов, как нервные окончания и сосудистая система, невозможно разрушить воздействием ударных волн. Считается, что проведение ЭУВТ с низкой энергией не требует местной анестезии, поскольку большая часть перспективных плацебо-контролируемых исследований показала хорошие результаты [26, 27]. И все же использование местной анестезии при ЭУВТ — один из наиболее обсуждаемых в литературе вопросов.

РЭУВТ в ортопедии: метод *Swiss DolorClast®*. Первоначально ударно-волновая терапия, применяемая для лечения урологических заболеваний (литотрипсия), осуществлялась с помощью больших установок, фокусирующих ударные волны. В настоящее время известно более 8000 аппаратов *Swiss LithoClast®* — интракорпоральных литотрипторов, работающих по принципу ударной волны, с помощью которых удаляют камни в почках, мочевом пузыре и мочеточниках. Их производитель — фирма EMS: Electro Medical System (Швейцария), не раз устанавливавшая стандарты разработки и производства медицинской аппаратуры. С 1990 г. компания проводит исследо-

вания по изучению эффекта воздействия пневматически образованных ударных волн на костные ткани. Применение ударных волн в ортопедии в последние годы с помощью специальных аппаратов для литотрипсии (*Swiss LithoClast®*) показало, что они не удовлетворяют требованиям, необходимым для лечения скелетно-мышечной системы.

В 1999 г. на рынки медицинской техники многих стран мира поступил аппарат *Swiss DolorClast®*, с появлением которого в РЭУВТ был установлен новый стандарт. Этот компактный аппарат, представляющий собой модификацию литотриптора, аналогичного используемым для интракорпоральной литотрипсии, продуцирует ударные волны с низкой и средней энергией.

В контексте изучения клинических эффектов РЭУВТ следует сказать о деятельности международной медицинской ассоциации, занимающейся применением РЭУВТ в лечении заболеваний костно-мышечной системы, — ATRAD (Ассоциация радиальной терапии боли), основанной в 2003 г. в Швейцарии [28].

Первое и довольно убедительное многоцентровое исследование результативности РЭУВТ с использованием аппарата *Swiss DolorClast®* было проведено в Швейцарии в 2002 г. с участием ATRAD. Для обеспечения надлежащего уровня достовер-

ности исследование проводилось отдельно среди больных с тремя различными диагнозами: тендинопатия ротаторной манжеты плеча (боль в плечевом суставе), эпикондилопатия («локоть теннисиста»), подошвенный фасциит. Всего было пролечено 249 пациентов, у которых проведено 919 сеансов ударноволновой терапии с использованием аппарата Swiss DolorClast®. После завершения лечения хорошие и очень хорошие результаты наблюдались более чем в 80% случаев; через 10 недель хорошие и очень хорошие результаты у тех же пациентов сохранились. Отмечается, что стоимость этого лечения в 3–4 раза ниже, чем при использовании больших установок, в основу работы которых положены другие принципы генерирования ударных волн [29].

Следует уточнить, что действие аппарата Swiss DolorClast® основывается на новом принципе терапии боли в скелетно-мышечных тканях. Снаряд в наконечнике аппарата ускоряется с помощью дозируемых импульсов сжатого воздуха, и ударные волны, испускаемые из кончика аппликатора, распространяются радиально внутри тела. Для минимизации энергетических потерь при проведении ударной волны используется контактный гель. Эффективность метода клинически протестирована, и он с успехом применяется

в ортопедии при лечении тендинопатии вращательной манжеты плеча, латерального и медиального эпикондилита, подошвенного фасциита, воспаления ахиллова сухожилия, контрактуры Дюпюитрена, тендините надколенника и боли, вызванной миогелозами (триггерные зоны), других заболеваний [28].

На сегодняшний день проведены многочисленные перспективные контролируемые рандомизированные исследования в области ортопедии и травматологии, подтверждающие благоприятные результаты лечения экстракорпоральными ударными волнами [30–33]. Стандартными показаниями для назначения терапии являются подошвенный фасциит, эпикондилит и кальцинирующий тендинит плеча [34]. Тем не менее, различные параметры лечения (производство энергии, энергетическая плотность, дозировка, частота проведения сеансов) и различия между радиальным и фокусированным воздействием ударных волн продолжают вызывать дискуссии среди специалистов.

В некоторых исследованиях при сравнении эффективности лечения фокусированными и радиальными (нефокусированными) экстракорпоральными ударными волнами подошвенного фасциита [35], кальцинирующего тендинита [36] и других заболеваний [37–41] существенных отличий не отмечено.

В последнее время в аппарате Swiss DolorClast® используется фокусирующая рукоятка, передающая генерируемые пневматически экстракорпоральные ударные волны. Лечение с применением такого фокусирующего аппликатора, проведенное в Институте спортивной медицины (Франкфурт-на-Майне), показало успешные результаты у пациентов с кальцинирующим тендинитом плеча и пяточной шпорой [28]. При оценке качества жизни в отдаленные сроки после лечения у 87,5% больных отмечены удовлетворительные и отличные результаты.

Следует подчеркнуть, что в терапии боли очень важны такие характеристики лечебных устройств, как компактность и мобильность. Прилагаемый к зоне лечения источник энергии должен обладать легкостью регулирования и удобством применения, головка (наконечник) аппарата должна быть подвижной, для чего она должна быть минимального размера и веса. В этом случае пациент сможет расположиться на кушетке и получать лечебное воздействие волн в удобном для него положении [42]. Этим условиям вполне отвечает аппарат EMS Swiss DolorClast®. Он состоит из блока управления и наконечника. Аппликатор устанавливается на дальний конец наконечника и крепится колпачковой гайкой. Пульсовые колебания от компрессора приводят

в движение снаряд внутри наконечника. Он ударяет по внутренней поверхности датчика аппликатора, импульс вызывает в аппликаторе ударную волну, которая движется к дистальной поверхности датчика и путем прямого контакта переносится в зону лечения. При этом ударная волна распространяется в тканях из точки контакта радиально. Эффективность метода клинически доказана. Противопоказаниями являются злокачественные опухоли в зоне лечения или возле нее, наличие инфекционного процесса в области лечения, нарушения свертывания крови.

Самым распространенным примером отрицательного воздействия, связанного с применением аппарата Swiss DolorClast®, являются боль и дискомфорт во время лечения, которые во время клинических исследований отмечались примерно у 23% пациентов. Однако все больные выдерживали лечение без анестезии. В большинстве случаев продолжительность боли не превышала 10 минут [42].

В целом можно констатировать, что эффективность РЭУВТ, в том числе в сравнении с другими режимами ударноволновой терапии, клинически доказана, метод Swiss DolorClast® в 3–4 раза экономичнее, используемая аппаратура значительно меньше по габаритам, при этом лечение хорошо переносится,

местные анестетики не требуются, клинически значимых побочных эффектов не наблюдалось.

Основные области применения аппарата Swiss DolorClast® – травматология, ортопедия и ревматология: свежие переломы, гипертрофические ложные суставы, замедление консолидации переломов костей, дегенеративные изменения и воспалительные процессы в сухожилиях и связках, терапия миофасциальной боли, постиммобилизационные контрактуры суставов, мышечные контрактуры, повреждения капсульно-связочного аппарата мышц, а также подошвенный фасциит, эпикондилит и кальцинирующий тендинит плеча [34].

Эффективность РЭУВТ в лечении тендинопатий. РЭУВТ представляет собой новый неинвазивный метод терапии тендинопатий. Эффективность короткого курса лечения и возможность продолжения дозированной и контролируемой физической активности являются весомыми аргументами в пользу использования этого метода, в том числе в спортивной медицине. Эффективность метода обусловлена комбинацией механического, биохимического, анальгезирующего и (или) местного противовоспалительного действий. Ударные волны также приводят к возникновению свежих микротравм, способствующих активизации процессов репарации (этот принцип ис-

пользуется для лечения некоторых видов псевдоартроза) [43].

РЭУВТ при кальцинирующем тендините плеча. Кальцинирующий тендинит плеча, называемый «болезнью депозитов гидроксипатитов кальция», характеризуется околосуставным образованием кристаллов основного фосфата кальция и возникает чаще всего в возрасте от 30 до 50 лет. Для обозначения этой патологии используют разные термины: кальцинирующий перитендинит, кальцинирующий периартрит, околосуставная кальцификация, болезнь Дюплея. К развитию заболевания склонны женщины и представители «сидячих» профессий. Однако этиология кальцинирующего тендинита до сих пор окончательно не определена. Некоторые авторы связывают его происхождение с возрастной дегенеративной слабостью мышц и вторичными травмами сухожилия, приводящими к дегенерации и некрозу коллагеновых волокон с последующей их кальцификацией. Кроме того, при нарушениях кровообращения и гипоксии тканей сухожилия кристаллы кальция могут проникать в сухожилие или субакромиальную/субдельтовидную сумку. Хроническая фаза кальцинирующего тендинита характеризуется медленным усилением боли, иррадиирующей в область прикрепления дельтовидной мышцы или дистального отдела пле-

ча. Пациенты жалуются на ночную боль, интенсивность которой на протяжении ряда лет варьирует.

На сегодняшний день лечение хронического кальцинирующего тендинита плеча не стандартизовано, корреляция между интенсивностью боли и депозитами кальцинатов однозначно не определена, поэтому используются различные варианты консервативной терапии. В случаях, когда течение заболевания приобретает хронический характер, боль — клиническое значение, а консервативные методы лечения не приносят успеха, рекомендуется применение экстракорпоральной ударно-волновой терапии [44–46]. Считается, что ударные волны высоких энергий оказывают прямое механическое разрушающее действие по акустическим границам, располагающимся вокруг кальцинатов.

В 1993 г. М. Loew впервые использовал высоко- и низкоэнергетические ударные волны для терапии кальцинирующего тендинита [47]. В перспективных исследованиях он описал успехи у 55% и 65% пациентов, у которых применяли одну или две аппликации соответственно, по 2000 импульсов средней энергии (21 кВ) по сравнению с низкой энергией (18 кВ). Несмотря на проведенные позже сравнительно многочисленные экспериментальные и клинические исследования по лечению каль-

цинирующего тендинита с помощью ЭУВТ, консенсус касательно параметров терапии (плотности потока энергии, применяемого количества импульсов или количества лечебных процедур) достигнут не был [48, 49]. Кроме того, на результаты ЭУВТ оказывают влияние индивидуальные анатомические особенности пациента, способ применения и разновидность используемого оборудования.

С 2000 г. для лечения кальцинирующего тендинита плеча используются пневматически генерируемые низкоэнергетические радиальные ударные волны с плотностью энергетического потока в фокусе до $0,16$ мДж/мм² [50]. При применении этого режима в 95% случаев отмечалось общее улучшение состояния и дезинтеграция кальциевых депозитов. Существует мнение, что принцип образования ударных волн не играет существенной роли в эффекте ЭУВТ при кальцинирующем тендините плеча, однако известны исследования, доказавшие превосходство использования высокоэнергетических ударных волн. В нескольких клинических испытаниях с применением высокоэнергетической ударно-волновой терапии кальцинирующего тендинита вращательной манжеты плеча отмечены значительный болеутоляющий эффект, улучшение функции плечевого сустава и дезинтеграция кальциевых депозитов

[49, 51, 52]. Через 6 месяцев после РЭУВТ уменьшение болей или полное их исчезновение наблюдалось у 85,2% пациентов [50].

В другом перспективном исследовании, проведенном среди 100 пациентов (средняя продолжительность боли – 28 мес (минимально 12 мес), размеры кальциевых депозитов – минимум 10 мм), J. Rompe et al. [53] также продемонстрировали успешные отдаленные результаты РЭУВТ. Авторы использовали однократное применение 1500 импульсов высокоэнергетических ударных волн (EFD 0,28 мДж/мм² с частотой 2 Гц). Через три недели наблюдалось существенное улучшение по константным баллам, при этом у 57% пациентов распад кальциевых депозитов подтвердился рентгенологически. Полная резорбция достигнута в 19% случаев [53]. Значительно более выраженный полный или частичный распад кальциевых депозитов, подтвержденный рентгенографически, отмечался также в исследованиях, проведенных через 6 мес в группе пациентов при использовании высокой энергии ударных волн (64%) по сравнению с низкой энергией (32%) [54].

G. Dahmen et al. [55] лечили кальцинирующий тендинит плеча низкоэнергетическими ударными волнами. У всех пациентов имело место уменьшение болей и улучшение мобильности плечевого сустава,

хотя на рентгенограмме не было выявлено каких-либо изменений кальциевых депозитов. M. Maier et al. [56] показали, что размер и морфология кальциевых депозитов существенно не влияют на результат низкоэнергетической ударноволновой терапии. После четырех сеансов ударноволновой терапии при хроническом кальцинирующем тендините плеча (по 2000 импульсов с частотой 2 Гц) у 78% из 65 пациентов через 18,2 мес значительно улучшилась функция.

Таким образом, в ряде рандомизированных перспективных исследований эффектов ударноволновой терапии кальцинирующего тендинита вращательной манжеты плеча различными лечебными протоколами отмечена энерго- и дозозависимость результатов.

Важно подчеркнуть, что сравнительное изучение низкоэнергетической ЭУВТ и терапии ударными волнами высоких энергий не выявило клинически значимых побочных эффектов, за исключением небольших петехиальных кровоизлияний или гематом после высокоэнергетической ЭУВТ [51]. Одной из причин, объясняющей лучшие результаты высокоэнергетической ЭУВТ при лечении кальцинирующего тендинита, является то, что фокусированные высокоэнергетические ударные волны характеризуются большей про-

никающей способностью, необходимой для успешного воздействия на кальцификаты [51].

Эффективность РЭУВТ в лечении эпикондилита. Лучевой эпикондилит плечевой кости, известный сегодня как «локоть теннисиста», впервые был описан Runge в 1873 г. под названием «писчий спазм». Лучевой эпикондилит плечевой кости обусловлен большим количеством факторов и характеризуется выраженной болью и ограничением подвижности в суставе. Боль может вызываться нагрузкой или пальпацией надмыщелка. В патогенезе этого заболевания некоторую роль играет периостальное воспаление, приводящее к микротравмам зоны прикрепления мышц разгибателей кисти. Наибольшее значение имеют повреждение лучевого разгибателя кисти и развитие местного воспаления нервов, иннервирующих латеральный надмыщелок. В качестве провоцирующих факторов заболевания рассматриваются микротравма или просто мышечная недостаточность.

Визуализирующие методы диагностики при латеральном эпикондилите используются нечасто, так как для установления точного диагноза достаточно клинического обследования. Для дифференциальной диагностики применяются МРТ и рентгенологическое исследование. МРТ и ультразвуковое исследование

выявляют местный отек тканей. В то же время прорастание сосудов и изменение гиалина на гистологических срезах тканей при хроническом эпикондилите указывает скорее на дегенеративный, нежели воспалительный характер заболевания.

Известно, что ни кортикостероидные гормоны при их внутрисуставном введении, ни нестероидные противовоспалительные препараты, ни другие способы терапии хронического эпикондилита существенно не влияют на долгосрочный прогноз заболевания. Кроме того, есть много хирургических методов лечения латерального эпикондилита, клинически значимых доказательств эффективности которых еще меньше, чем консервативного лечения. Тем не менее, случаев спонтанного излечения без дополнительных вмешательств не известно [57].

Впервые лечение боли в мягких тканях, окружающих кость, с помощью экстракорпоральных ударных волн было применено G. Dahmen, который использовал фокусированные ударные волны, применявшиеся ранее для лечения урологических заболеваний [55]. Альтернативный вариант ЭУВТ – РЭУВТ, ставший возможным благодаря прибору Swiss DolorClast®, объективно продемонстрировал свои преимущества. G. Dahmen пролечил 512 пациентов с 30 различными синдромами. Хоро-

шие результаты достигнуты у 52% больных, улучшение — у 28%, в 3 % случаев впоследствии выполнено хирургическое вмешательство [58].

J. Haist [59] сообщил о результатах успешного лечения 812 пациентов с энтезопатией, которым было проведено в среднем по 2,2 сеанса ударноволновой терапии с помощью подвесного модуля Siemens Lithostar. 525 больных из этой группы страдали от лучевого эпикондилита, 87 — от локтевого эпикондилита, 133 — от плече-лопаточной периартропатии. В результате лечения у 76,1% пациентов, наблюдавшихся в течение 3 мес, отмечены хорошие или очень хорошие результаты.

В исследовании J. Rompe [40] получены схожие результаты, когда у 150 пациентов после безуспешного консервативного лечения эпикондилита была проведена ударноволновая терапия (по три сеанса ударноволновой терапии с плотностью энергии 0,06 мДж/мм² и интервалом 1 нед.). По ряду основных параметров (ночная боль, боль в покое и физической нагрузке) отмечено значительное улучшение: у 48% больных удалось достичь очень хороших, у 51% — хороших результатов. У 24 пациентов улучшение не отмечено, у 15 выполнено хирургическое вмешательство.

В исследованиях D. Richter [60] при оценке эффективности лечения эпикондилита с использованием

экстракорпоральных ударных волн более высоких энергий показано, что успех был достигнут у 8 из 10 пациентов, хотя среднее количество сеансов терапии было меньшим. R. Diesch добился похожих результатов у 80 больных эпикондилитом (68%) [61]. Тем не менее, используя аналогичное оборудование, через 6 мес автор отметил неудовлетворительные результаты терапии. Согласно рекомендациям R. Schleberger, при лечении заболеваний плечевого сустава предпочтительно применение аппарата MPL 9000 с УЗ-контролем, а при эпикондилите — аппарата MFL 5000 [63].

Что касается терапии эпикондилита с помощью фокусированных низкоэнергетических ударных волн, то убедительные клинические проспективные рандомизированные плацебо-контролируемые исследования пока не проведены. M. Naake [13] и C. Speed [62] не обнаружили убедительных преимуществ метода, в то время как другие исследователи предоставили доказательства большей эффективности ЭУВТ [61, 64, 65]. Так, например, в рамках проспективных исследований J.-H. Ko et al. (56 пациентов), Deckler et al. (85 пациентов), L. Gerdsmeyer et al. (64 пациента) было показано, что лечение больных с хроническим лучевым эпикондилитом методом РЭУВТ вызывает значительное клиническое

улучшение более чем в 70% случаев [19, 64].

Проведенные исследования позволяют принять обоснованное допущение, что РЭУВТ можно применять в качестве варианта консервативного лечения до хирургического вмешательства. Кроме того, все результаты свидетельствуют в пользу эффективности и безопасности этого метода. Следует добавить, что частота успешных результатов РЭУВТ в большинстве исследований сопоставима, хотя зачастую использовались различные источники ударных волн и их параметры.

РЭУВТ в лечении пяточной шпоры (подошвенного фасциита). Первичным симптомом пяточной шпоры является боль, связанная с ограниченностью движений. Описано множество консервативных методов лечения этого заболевания, включая инъекции стероидов и нестероидных противовоспалительных средств, воздействие ультразвука, низкоэнергетического лазера, ионофорез и другие физиотерапевтические методы, которые пока не имеют достаточной доказательной базы. Тем не менее оперативное лечение рекомендуется только при неэффективности консервативных методов.

Длительное время не проводились многоцентровые контролируемые исследования, характеризующие консервативное или

оперативное лечение подошвенного фасциита. Продемонстрированный в многочисленных испытаниях остеогенный потенциал ударных волн (при заживлении ран и переломов костей, в терапии псевдоартрозов, заболеваний мягких тканей) стал основанием для использования ЭУВТ при подошвенном фасциите.

Проведено несколько перспективных рандомизированных плацебо-контролируемых исследований эффектов фокусированной ЭУВТ при лечении хронической пяточной боли, в которых имеются некоторые противоречия [66–70]. При сравнении эффектов различных видов ЭУВТ отмечается, что доля успешных попыток выполнения конвенциональной экстракорпоральной ударноволновой терапии с полным отсутствием боли или ее значительным снижением составляет 50–70% [71–73]. РЭУВТ показала сравнимые результаты, при этом клинически значимые побочные эффекты не обнаружены, за исключением незначительных периферических кровотечений, отеков, в некоторых случаях – транзиторной боли, наблюдаемых у 4% пациентов [74]. В то же время существенным отличием и преимуществом РЭУВТ в сравнении с конвенциональной фокусированной ударноволновой терапией являются ее легкая управляемость, не требующая визуализации, и значительно меньшая стоимость;

практически не требуется использования местных анестетиков.

Тем не менее, несмотря на очевидные успехи лечения ударными волнами подошвенного фасциита, для окончательной оценки эффективности этого метода требуются новые клинические доказательства.

РЭУВТ при миофасциальном болевом синдроме. Результаты ряда проспективных исследований подтвердили возможность применения РЭУВТ при синдроме миофасциальных триггерных зон, т. е. в лечении пациентов с болью в суставах шеи, плеча и руки, люмбаго и седалищным бурситом.

Понятие «триггерные зоны» связано с нервно-мышечным заболеванием, известным под названием «миофасциальный болевой синдром», в начальной фазе проявляющимся только при воздействии чрезмерной нагрузки. При хронизации процесса боль вызывается при обычных ежедневных нагрузках и даже при изменении погоды. В конечной фазе заболевание характеризуется постоянной болью, минимальным порогом устойчивости к нагрузкам, возрастающей социальной изоляцией и, соответственно, реактивным депрессивным синдромом.

Предполагается, что при этом заболевании происходит избыточное высвобождение ацетилхолина и сокращение саркомеров мышцы.

Скопление таких сокращенных саркомеров, известное под названием «комплекс триггерной зоны», приводит к укорочению всей мышцы [75]. Существует гипотеза «энергетического мышечного кризиса», в соответствии с которой сопровождающая эти процессы вазоконстрикция обуславливает высвобождение сенситизирующих веществ, воздействующих на ноцицепторы, облегчая проведение болевых импульсов [76, 77]. Развитие патологической локальной системы передачи болевых импульсов может привести к формированию мышечной триггерной зоны [78].

Клинически триггерные зоны подразделяются на активные и латентные. Активные триггеры укорачивают мышцу и способствуют проявлению феномена передачи боли в другие части тела. Эта боль называется отраженной. Латентные триггерные зоны, как и активные, обуславливают укорочение мышцы, но не сопровождаются отраженными болями.

После диагностики триггерной зоны в мышцах и последующего лечения с применением РЭУВТ на аппарате Swiss DolorClast® в ряде исследований показан клинически значимый эффект в виде увеличения подвижности и уменьшения боли. Поскольку интенсивность лечения находилась ниже порога переносимости, местных анестетиков не потребовалось [79, 80]. В этих же работах пока-

зано, что результаты лечения шейного отдела позвоночника и плечевого сустава оказались заметно хуже. По мнению авторов, эффективность лечения можно повысить увеличением числа импульсов за один сеанс терапии и усовершенствованием методики диагностики миофасциального болевого синдрома в глубоких слоях мышц. Тем не менее, эти исследования показывают возможность применения РЭУВТ при костно-мышечных заболеваниях, связанных с наличием триггерных зон.

Таким образом, хотя многие практические и теоретические вопросы механизмов и эффектов РЭУВТ требуют дальнейших исследований, можно определить перечень основных заболеваний, которые успешно лечатся с помощью данного метода. Это прежде всего различные тендинопатии, в том числе кальцинирующий тендинит плеча, эпикондиллопатия («локоть теннисиста»), пяточная шпора (подошвенный фасциит), энтезопатия вращательной манжеты, ахиллодиния и энтезопатия подвздошно-большеберцовой связки, миофасциальный болевой синдром и др.

На сегодняшний день экспериментально и клинически доказано, что метод РЭУВТ, основанный на кратковременном воздействии высокоэнергетической вибрации в зоне приложения, уменьшает болевой синдром, улучшает местное крово-

обращение и разрыхляет болезненные костные выросты, фиброзные очаги с последующим рассасыванием их фрагментов. С внедрением в медицинскую практику аппарата Swiss DolorClast®, генерирующего радиальные ударные волны сжатого воздуха, по мнению многих специалистов, установлен новый стандарт ЭУВТ. Тем не менее, полное понимание механизмов действия этого метода терапии все еще находится на гипотетической стадии и требует дальнейших исследований.

Данный обзор литературы не претендует на всеобъемлющее освещение многочисленных вопросов применения РЭУВТ, однако, с нашей точки зрения, наиболее крупные и результативные исследования, представленные в нем, убеждают в перспективности применения метода РЭУВТ в ортопедии и целесообразности дальнейшего изучения его клинического эффекта.

Подробнее с техническими характеристиками аппарата Swiss DolorClast® и рядом специальных научных статей и обзоров в этой области можно ознакомиться на сайтах www.yupocom.by и www.mednovosti.by.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Krause H.* Extrakorporale Stosswellentherapie / J.D. Rompe (ed). – Weinheim: Chapman and Hall, 1997. – S. 15–34.
2. *Chaussy C., Chaussy C., Brendel W., Schmiedt E.* // *Lancet.* – 1980. – Vol. 13. – P. 1265–1268.

3. *Mulagha E., Fromm H.J.* // Gastroenterol. Hepatol. – 2000. – Vol. 15. – P. 239–243.
4. *Valchanou V.D., Michailov P.* // Intern. Orthop. – 1991. – Vol. 15. – P. 181–184.
5. *Delius M.* // Ultrasound Med. Biol. – 2000. – Vol. 126, suppl. 1. – P. 55–58.
6. *Gerdesmeyer L., Wagenpfeil S., Haake M.* et al. // JAMA. – 2003. – Vol. 290, N 19. – P. 2573–2580.
7. *Howell D.A.* // Can. J. Gastroenterol. – 1999. – Vol. 13. – P. 461–465.
8. *Iro H., Zenk J., Waldfahrer F* et al. // Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. – 1998. – Vol. 107. – P. 860–864.
9. *Rompe J.D.* et al. // Amer. J. Sports. Med. – 2003. – Vol. 31. – P. 268–275.
10. *Rompe J.D., Schoellner C., Nafe B.* // J. Bone Joint Surg. (Amer.) – 2002. – Vol. 84. – P. 335–341.
11. *Maier M., Milz S., Wirtz D.C.* et al. // Orthopäde. – 2002. – Vol. 31, N 7. – P. 667–677.
12. *Hundt E.* Die Physik. – Bibliographisches Institut Mannheim, Dudenverlag, 1974.
13. *Haake M., Boddeker I.R., Decker T.* et al. // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2002. – Vol. 122, N 4. – P. 222–228.
14. *Schräbler S.* Ein abtastendes Verfahren zur Darstellung und Analyse von Stosswellen in Flüssigkeit. – Shaker Verlag, 1999.
15. *Bailey M.R., Blackstock D.T., Cleveland R.O., Crum L.A.* // J. Acoust. Soc. Amer. – 1999. – Vol. 106. – P. 1149–1160.
17. *Tavakkoli J., Birer A., Arefiev A.* et al. // Ultrasound Med. Biol. – 1997. – Vol. 23. – P. 107–115.
18. *Staudenraus J.* / C. Chaussy (Hrsg.) Die Stosswelle in Forschung und Klinik. – Attempto Verlag, 1995. – S. 21–26.
19. *Gerdesmeyer L., Maier M., Haake M., Schmitz C.* // Orthopäde. – 2002. – Vol. 31. – P. 610–617.
20. *Howard D., Sturtevant B.* // Ultrasound Med. Biol. – 1997. – Vol. 23. – P. 1107–1122.
21. *Chaussy C., Schmiedt E., Jocham D.* et al. // J. Urol. – 1982. – Vol. 127. – P. 417–420.
22. *Loew M., Jurgowski W., Thomsen M.* // Urology. – 1995. – Vol. 34. – P. 49–53.
23. *Steinbach P., Hofstaedter F., Nicolai H.* et al. // Urol. Res. – 1993. – Vol. 21. – P. 279–282.
24. *Zhong P., Cioanta I., Cocks F.H., Preminger G.M.* // J. Acoust. Soc. Amer. – 1997. – Vol. 101. – P. 2940–2950.
25. *Huber P., Jochle K., Debus J.* // Phys. Med. Biol. – 1998. – Vol. 43. – P. 3113–3128.
26. *Labek G., Auersperg V., Ziemhöld M.* et al. // ISMST. 5th Congress. – 2002, June. – P. 65.
27. *Rompe J.D., Zoellner J., Hofmann A.* et al. Lowenergy Shock Wave Application without Local Anesthesia is more efficient than Low-energy Extracorporeal Shock Wave Application with Local Anesthesia for the Treatment of Chronic Plantar Fasciitis / Submitted. – 2004.
28. Summary of Clinical Study Results. FDA/PMA Approval / L.Gerdesmeyer, L.Weil Sr., M.Maier et al. // EMS Electro Medical Systems S.A. – Switzerland, 2007. – P050004.
29. www.atrad.ch
30. *Haupt G., Katzmeier P.* Anwendung der hochenergetischen extrakorporalen Stoßwellentherapie bei Pseudarthrosen, Calcific tendinitis der Schulter und Ansatzentzündungen (Fersensporn, Epicondylitis) / Ch. Chaussy, F Eisenberger, D. Jocham, D. Wilbert (Hrsg.) // Die Stoßwelle – Forschung und Klinik. – Tübingen: Attempto Verlag, 1995. – S. 143–146.
31. *Lohrer H., Schöll J., Alt W., Hirschmann M.* // Leistungssport. – 1998. – Bd 28. – S. 42–44.
32. *Rompe J.D.* Extrakorporale Stoßwellentherapie – Grundlagen, Indikation, Anwendung. – Chapman & Hall GmbH, Weinheim, 1997.
33. *Schöll J., Lohrer H.* // Orthopädie Schuhtechnik. – 2001. – Bd 7–8. – S. 66–70.
34. *Heller K.D., Niethard F.U.* // Z. Orthop. – 1998. – Bd 136. – S. 390–401.
35. *Schöll J., Lohrer H.* // Orthopädie Mitteilungen 2. – 2000. – A 14.
36. *Gremion G., Augros R., Gobelet Ch., Leyvraz P.F.* // Schweiz. Zeitschrift für Sportmed. und Sporttraumatol. – 2000. – Vol. 48. – S. 8–11.
37. *Lohrer H., Schoell J., Arentz S.* et al. // CASM/ACMS annual symposium and sport medicine Conference, Calgary/CAN Chapter 15.fm. – 2006. – P. 158–159.
38. *Graff J.* Die Wirkung hochenergetischer Stosswellen auf Knochen und Weichteilgewebe. – Bochum: Habilitationsschrift, Ruhr-Universität Bochum, 1989.
39. *Riepert T., Drechsler T., Urban R.* et al. // Rofo Fortschr. Geb. Röntgenstr. Neuen Bildgeb.Verfahr. – 1995. – N 162. – S. 502–505.
40. *Rompe J.D., Küllmer K., Vogel J.* et al. // Orthopäde. – 1997. – Bd 103. – S.215–228.
41. *Schleberger R., Williger J.* // Kontraste. – 1997. – N 2. – S.38–45.
42. *Chaussy Ch.* // Die Stosswelle: Forschung und Klinik. – 1995. – N 1. – P. 28.
43. *Peers K., Brys P., Lysens R.* Power Doppler sonography measurement of tendon vascularity after ESWT. Muskuloskeletale Stosswellentherapie. – Mainz, 2001.

44. *Loew M., Jugorowski W. Mau H.C., Thomsen M.* // J. Shoulder Elbow Surg. – 1995. – N 4. – P. 101 – 106.
45. *Rompe J.D., Rumler F., Hopf C.* et al. // Clin. Orthop. – 1995. – Vol. 321. – P. 196 – 201.
46. *Rompe J.D., Hopf C., Küllmer K.* et al. // J. Bone Joint Surg. (Brit.) – 1996. – Vol. 78-B. – P. 233 – 237.
47. *Loew M., Daecke W., Kusnierczak D.* et al. // J. Bone Joint Surg. – 1999. – Vol. 81-B, N 5. – P. 863–867.
48. *Loew M.* Die Wirkung extrakorporal erzeugter hochenergetischer Stosswellen auf den klinischen, röntgenologischen und histologischen Verlauf der Calcific tendinitis der Schulter-eine klinische und experimentelle Studie. –Habilitationsschrift der Ruprecht-Karl-Universität, Heidelberg, 1994.
49. *Seil R., Rupp S., Hammer D.S.* et al. // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. – 1999. – Vol. 4. – P. 310–315.
50. *Gerdesmeyer L., Schröbler S., Mittelmeier W., Rechl H.* // Orthopäde. – 2002. – Bd 31. – S.618–622.
51. *Rompe J.D., Rumler F., Hopf C.* et al. // Clin. Orthop. – 1995. – Vol. 321. – P. 196–201.
52. *Rompe J.D., Bürger R., Hopf C., Eysel P.* // J. Shoulder Elbow Surg. – 1998. – Vol. 7, N 5. – P. 505–509.
53. *Rompe J.D., Küllmer K., Vogel J.* et al. // Orthopäde. – 1997. – Bd 26. – S. 215–228.
54. *Seil R., Rupp S., Hammer D.S.* et al. // Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. – 1999. – N 4. – P. 310–315.
55. *Dahmen G.P., Meiss L., Nam V.C., Skruodis B.* // Extracta Orthop. – 1992. – Vol. 15. – S. 25–28.
56. *Maier M., Stäbler A., Lienemann S.* et al. // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2000. – Vol. 120. – P. 493–498.
57. *Smidt N., van der Windt D.A., Assendelft W.J.* et al. // Lancet. – 2002. – Vol. 23. – P. 657–662.
58. *Dahmen G.P.* et al. // Die Stosswelle – Forschung und Klinik. –Tübingen: Attempto Verlag, 1995. – P. 175–186.
59. *Haist J., Chaussy C., Eisenberger F., Jocham D., Wilbert D.* // Die Stosswelle – Forschung und Klinik. – Tübingen; Attempto Verlag, 1995. – P. 157–161.
60. *Richter D., Ekkernkamp A., Muhr G.* // Orthopäde. – 1995. – Bd 24. – S. 303–306.
61. *Diesch R.* Persönliche Mitteilung. – 1996.
62. *Speed C.A., Richards C., Nicols D.* et al. // J. Bone Joint Surg. (Brit.) – 2002. – Vol. 82. – P. 509–512.
63. *Schleberger R.* // Die Stosswelle – Forschung und Klinik. – Tübingen: Attempto Verlag, 1995. – S. 166–174.
64. *Ko J.-H., Chen H.-S., Chen L.-M.* // Clin. Orthop. – 2001. – Vol. 321. – P. 60–67.
65. *Hammer D.S., Rupp S., Ensslin S.* et al. // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2000. – Vol. 120, N 5–6. – P. 304–307.
66. *Rompe J.D.* et al. // Amer. J. Sports Med. – 2003. – N 31. – P. 268–275.
67. *Buchbinder R., Ptasznik R., Gordon J.* et al. // JAMA. – 2002. – Vol. 288. – P. 1364–1372.
68. *Haake M., Buch M., Schoellner C., Goebel F.* // Brit. Med. J. – 2003. – Vol. 27. – P. 1–5.
69. *Haupt G., Olschewski R., Hartung S., Senge T.* // J. Endourol. – 1993. – Vol. 7. – P. S62.
70. *Zhong P., Preminger G.M.* // J. Urol. – 1995. – Vol. 153. – P. S47.
71. *Diesch R., Haupt G.* Extracorporeal shock waves in the treatment of pseudarthrosis, calcific tendinitis of the shoulder and calcaneal spur/ W.M. Siebert (Hrsg.)– Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag, 1997. – P. 131–135.
72. *Krischek O., Rompe J.D., Herbsthofner B., Nafe B.* // Z. Orthop. – 1998. – Vol. 136. – P. 169–174.
73. *Rompe J.D., Küllmer K., Eysel P.* et al. // Orthop. Praxis. – 1996. – Vol. 32. – P. 271–275.
74. *Haupt G., Menne A., Schulz M.* Medizinisches Instrument zum Erzeugen und Weiterleiten von extrakorporalen nicht fokussierten Druckwellen auf biologisches Gewebe. – Patentanmeldung, 1997.
75. *Simons D.G., Stolov W.C.* // Amer. J. Phys. Med. – 1976. – Vol. 55. – P. 65–88.
76. *Simons D., Travell J., Simons L.* Myofascial Pain and Dysfunction. – Lippincott W., Wilkins, 1999.
77. *Travell J., Simons D.* Handbuch der Muskel-Triggerpunkte Untere Extremität – Auflage, Urban, Fischer Verlag, München, Jena, 2000.
78. *Mense S., Simons D.G., Russell I.J.* Muscle Pain: Understanding its Nature, Diagnosis and Treatment. – Lippincott W., Wilkins, Philadelphia (Endplate hypothesis), 2001. – P. 240 –259.
79. *Koydl P., Voigt K., Kochte E.* // Orthop. Praxis. – 1983. – N 1. – S. 26–28.
80. *Bauermeister W.* // Trigger – Osteopraktik, Physikalische Therapie in Theorie und Praxis. – 1999. – Vol. 20, N 8. – S. 487–490.