

Измерения параметров вибрации ультразвуковых контактных литотриптеров

А. М. ЕНЯКОВ

Всероссийский научно-исследовательский институт
физико-технических и радиотехнических измерений,
г. п. Менделеево, Московская обл., Россия, e-mail: enyakov@vniiftri.ru

Рассмотрены способы измерений параметров ультразвуковых контактных литотриптеров с торцами волноводов, совершающих продольные вибрации малой амплитуды. Предложен метод измерений виброускорений, виброскорости и размаха этих колебаний с использованием гидрофона, откалиброванного на вибростенде.

Ключевые слова: вибрация, волновод, контактный литотриптер, ультразвук.

Methods for measuring vibration parameters of ultrasonic contact lithotripters with longitudinal low-amplitude vibration waveguides are considered. A method is proposed for measuring vibration acceleration, vibration velocity and the scope of their oscillation, using a hydrophone calibrated on a shaker.

Key words: vibration, waveguide, contact lithotripter, ultrasound.

Низкочастотные ультразвуковые (УЗ) воздействия широко используют в промышленности и здравоохранении. Ультразвук, генерируемый электроакустическим (пьезоэлектрическим или магнитострикционным) преобразователем, подводят к месту применения (в область сварки, резания, лечения и др.) с помощью волновода — длинного тонкого прямого или криволинейного стержня постоянного или переменного сечений. Эффективность воздействия зависит от параметров вибрации рабочей части (наконечника) волновода, таких как виброускорение, виброскорость, амплитуда перемещений в обрабатываемой среде. В здравоохранении такую схему передачи УЗ-воздействий применяют в аппаратах для контактной литотрипсии при лечении моче- и желчнокаменной болезнью путем фрагментации, т. е. разрушения камней в мочеточнике, почках, желчевыводящих путях. В этих аппаратах используют жесткие или гибкие волноводы — зонды, один торец которых закреплен на генераторе УЗ-колебаний, а другой — наконечник — контактирует с конкрементом и совершает продольные вибрации на УЗ-частоте, разрушая его. Контактную литотрипсию применяют в случаях, если во время эндоскопического вмешательства по каким-то причинам невозможно достать камень целиком или, нельзя применить экстракорпоральную ударно-волновую литотрипсию, или она неэффективна [1]. Наряду с УЗ-приборами применяют и другие типы контактных литотриптеров:

пневматические (баллистические), когда проксимальный торец зонда подвергается ударному воздействию как в пневматическом отбойном молотке, а энергия передается по тонкому (диаметр 2—3 мм) металлическому зонду, дистальный торец которого находится в контакте с разрушаемым камнем;

электрогидравлические (электроимпульсные), в которых электрический разряд на конце зонда генерирует в жидкости ударную акустическую волну или кавитацию, разрушающую находящийся поблизости камень;

лазерные, передающие световые импульсы по оптоволкну к камню, разрушающемуся под воздействием светового теплового эффекта на мелкие фрагменты [2].

Каждый из этих методов интракорпоральной литотрипсии имеет достоинства и недостатки, однако УЗ-воздействие отличается слабой травматичностью из-за воздействия на камень вибрирующего с малой амплитудой торца. Ультразвуковые контактные литотриптеры можно применять для фрагментации камней любой локализации, но особенно они эффективны при удалении образований из мочевого пузыря и мочеточника. В последнее время получены результаты успешного применения УЗ-контактной литотрипсии и при лечении желчнокаменной болезни [3, 4].

Данные о параметрах продольных вибраций торца волноводов различного назначения либо отсутствуют, либо противоречивы. Частота вибраций торца волноводов, используемых в качестве УЗ-инструментов в хирургии, стоматологии, отоларингологии, липосакции, тромблизисе, соответствует 20—50 кГц с диапазоном колебаний 15—80 мкм, но известны и более широкие пределы УЗ хирургических воздействий: 20—100 кГц и 1—350 мкм [5]. Амплитуды колебаний, используемых в УЗ-контактной литотрипсии, существенно ниже, что позволяет исключить выталкивающее воздействие на камень и его перемещение назад, например, в почку. Однако никаких конкретных указаний о параметрах вибраций волноводов для УЗ-контактных литотриптеров производители не приводят [3, 4, 6—9], что исключает объективное сравнение эффективности лечебного воздействия этих аппаратов, а также проверки их технического состояния в процессе эксплуатации.

Методы измерений параметров вибрации УЗ-аппаратов для хирургии описаны в международном стандарте [10], который распространяется и на интракорпоральные литотриптеры. В соответствии с этим стандартом в технической документации на аппарат требуется указывать следующие характеристики: максимальный размах колебаний торца для волновода каждого типа; площадь торца волновода в проекции направления его колебаний; частоту возбуждения волновода и способ её подстройки; мощность УЗ-колебаний на торце волновода, соответствующую их максимальному размаху.

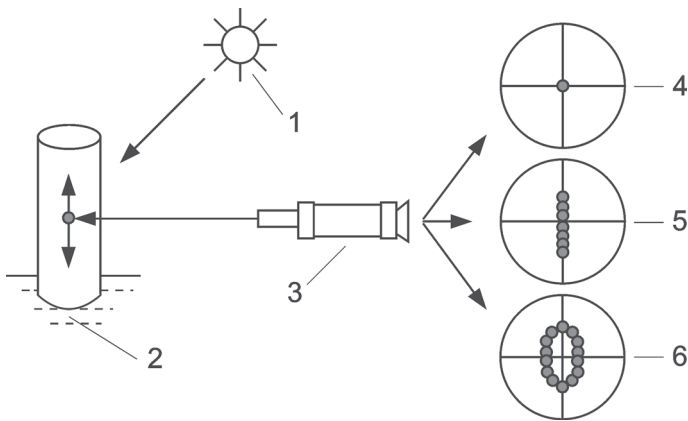


Рис. 1. Измерение вибраций с помощью оптического микроскопа: 1 — подсветка; 2 — дистальный конец ультразвукового инструмента; 3 — микроскоп; 4, 5, 6 — изображения точек при отсутствии вибрации, для продольных вибраций, для продольных и поперечных вибраций, соответственно

Основным из перечисленных параметров, определяющих эффективность УЗ-воздействия хирургических инструментов, является максимальный размах колебаний торца волновода. В [10] его рекомендуют измерять одним из трёх методов с точностью выше $\pm 10\%$.

1. С помощью оптического микроскопа, сфокусированного на освещаемую точку, нанесённую на боковую поверхность волновода на расстоянии не более 1 мм от его торца. При вибрациях, совершаемых вдоль оси конечной части волновода, эта точка будет видна как линия, длина которой соответствует размаху колебаний и может быть измерена при калибровке объект-микрометром линейного поля зрения микроскопа или цены деления окулярных шкал и сеток. Если на торце волновода наблюдаются не только продольные, но и поперечные колебания, то точка будет видна как эллипс, главные оси которого соответствуют размаху взаимно перпендикулярных колебаний (рис. 1).

При конструировании УЗ-волноводов обычно добиваются отсутствия поперечных колебаний, не только снижающих энергию продольных, «полезных» колебаний, но и приводящих к потере динамической устойчивости тонкого волновода и разрушению инструмента. Однако имеются случаи, когда поперечные колебания, относительно небольшие по сравнению с продольными, повышают эффективность лечебного воздействия, например, при разрушении тромбов в кровеносных сосудах при тромбозе [11].

2. С помощью лазерного виброметра, луч которого фокусируют на торце волновода и юстируют параллельно оси его продольных колебаний.

3. По электрическому напряжению системы с обратной связью, если она восприимчива к механическим колебаниям торца волновода и интегрирована в схему аппарата. Этот метод не является абсолютным, а система с обратной связью должна быть откалибрована по результатам измерений первичным методом, например, с помощью микроскопа.

Рассмотрим возможности применения рекомендуемого в [10] первичного метода для измерений параметров вибрации УЗ-литотриптеров. Использование оптического микроскопа практично и легко реализуемо. Но при предельном увеличении не более $1\,000\times$ (без применения иммерсионного масла) и погрешности измерений длины линии не бо-

лее $\pm 10\%$ данным методом вряд ли можно измерить амплитуду колебаний менее 10 мкм. С учётом рекомендуемого в [10] диапазона увеличений микроскопа $60\text{--}200\times$ и размеров отсчетной шкалы не менее 400 мкм, метод ориентирован на измерения более существенных перемещений, свойственных таким хирургическим инструментам, как УЗ-скальпели, пилы и др.

Лазерные интерферометрические и доплеровские виброметры находят все большее применение, однако их возможности не безграничны. Государственная поверочная схема для средств измерений виброперемещений, виброскорости и виброускорений обеспечивает единство измерений и распространяется на виброметры, в том числе и лазерные, в частотном диапазоне, ограниченном сверху 20 кГц, т. е. началом УЗ-диапазона [12]. Тем не менее, известны лазерные виброметры с частотным диапазоном до 100 кГц [10], в Германии на фирме Polytec — мировом лидере по производству лазерных виброметров — освоен и мегагерцовый диапазон. Однако стоимость аппаратуры этого производителя достаточно высока, и её использование для рутинных измерений пока не практикуется.

Традиционные измерения с помощью вибродатчиков тоже не подходят, так как их использование требует жесткого крепления резьбовым соединением непосредственно на торце волновода, что практически невозможно из-за малых размеров последнего — порядка 1,5—4,0 мм в диаметре. От качества крепления существенно зависят достоверность и повторяемость результатов измерений, так как вибродатчик должен колебаться как единое целое с объектом. Чтобы не оказывать влияния на собственную частоту волновода, масса и размеры датчика должны быть существенно меньше, но таких приборов не существует, применение же их на частотах выше 20 кГц не узаконено стандартом [12].

Эксперименты показали, что акустоэлектрическое преобразование можно реализовать не только со стандартными вибродатчиками. Акустический контакт между торцом зонда литотриптера и акустоэлектрическим преобразователем обеспечивают с помощью прослойки из звукопрозрачного упругого материала. Для достижения повторяемости результатов измерений важны одинаковые условия их проведения, т. е. площадь контакта и степень сжатия упругой прослойки, которая должна быть интегрирована с рабочей поверхностью преобразователя. В конструкциях стандартных вибродатчиков мягкой прослойки нет в принципе, но существует целый класс акустоэлектрических преобразователей, рабочая поверхность которых имеет звукопрозрачное упругое покрытие. Это гидрофоны с полимерным покрытием чувствительного элемента — пьезокерамического преобразователя. Некоторые из таких покрытий эластичны и являются искомой упругой прослойкой. Создать одинаковые условия её поджатия можно при использовании гидрофона, установив его вертикально, чтобы чувствительный элемент опирался на торец волновода, расположенного соосно с гидрофоном. Гидрофон должен свободно перемещаться, т. е. скользить в держателе в вертикальном направлении.

Для рассматриваемой задачи можно использовать гидрофоны со сферическим пьезоэлементом, покрытым эластичным полиуретановым компаундом типа КТ-102, выпускаемые во ВНИИФТРИ [13]. При диаметрах пьезоэлементов 5—40 мм и правильном подборе массы гидрофона можно найти совместимые по конструкции и контакту с измеря-

мым волноводом сочетания, обеспечивающие условия воспроизводимости измерений. Чувствительный элемент гидрофона изолирован от вибраций корпуса специальной развязкой, что облегчает эти условия. Акустические свойства полиуретанового компаунда близки к свойствам биологических жидкостей, что обеспечивает схожесть условий нагружения волновода как при измерениях, так и при работе по прямому назначению. Малые амплитуды УЗ-воздействия находятся в пределах упругих деформаций эластичного компаунда и поэтому не приводят к разрушению гидрофона.

Следует иметь в виду, что гидрофон — это преобразователь акустического давления в воде (преимущественно всестороннего, если длина воздействующей звуковой волны превышает размеры пьезоэлемента) в электрическое напряжение. Однако при измерениях вибраций волновода и при локальном приложении к гидрофону переменного давления его чувствительный элемент уже не будет испытывать всестороннего сжатия-растяжения. Такой режим механического воздействия, т. е. локальное приложение через упругую прокладку, вызывает непредсказуемость отклика прибора, который нельзя описать реалистичной моделью. Если откалибровать гидрофон по одинаковым частоте, амплитуде и форме сигнала и в тех же условиях его приложения (площадь акустического контакта, усилие поджатия), проблемы можно избежать. Калибровку можно провести на вибростенде, закрепив на столе наконечник, совпадающий по форме и размерам с дистальным торцом волновода (рис. 2). Гидрофон при этом должен опираться на наконечник как и при измерениях вибраций волновода, для чего используют один и тот же держатель с проскальзыванием прибора вдоль вертикальной оси.

Экспериментальные исследования методов измерений параметров продольных вибраций волноводов провели на контактном литотриптере, созданном для устранения холедохолитиаза при лапароскопических операциях [4]. Волновод устройства — стержень переменного сечения из нержавеющей стали. Он имеет длину 600 мм с криволинейной нерабочей частью диаметром 6 мм, конусовидно переходящей в волновод и предназначенной для введения в просвет общего желчного протока (ОЖП) длиной 60 мм и диаметром 4 мм. Опытный образец УЗ-литотриптера показан на рис. 3. Предложенная конструкция волновода позволяет во время лапароскопических операций вводить его в просвет ОЖП через dilatированный пузырный проток или через холедохотомическое отверстие и фрагментировать конкременты, что значительно снижает травматичность вмешательства [4]. Авторы экспериментально установили оптимальные параметры для выполнения подобной литотрипсии: выходная мощность магнитострикционного УЗ-преобразователя должна быть 40—65 Вт, частота синусоидальных ультразвуковых колебаний — 26,5—26,7 кГц, параметры вибрации на дистальной части волновода не указаны, что затрудняет оценку эффективности его воздействия на разрушаемый камень.

Оптические методы, основанные на наблюдении процесса размытия колеблющейся точки в линию, неприемлемы из-за крайне малых (менее 1 мкм) смещений: они практически незаметны даже при увеличении $500\times$ на металлографическом микроскопе [10].

Требуемое разрешение обеспечивают приборы для измерений шероховатости поверхности — профилометры, с помощью которых можно определить размах (среднее квадратичное отклонение (СКО)) вибраций торца волновода.

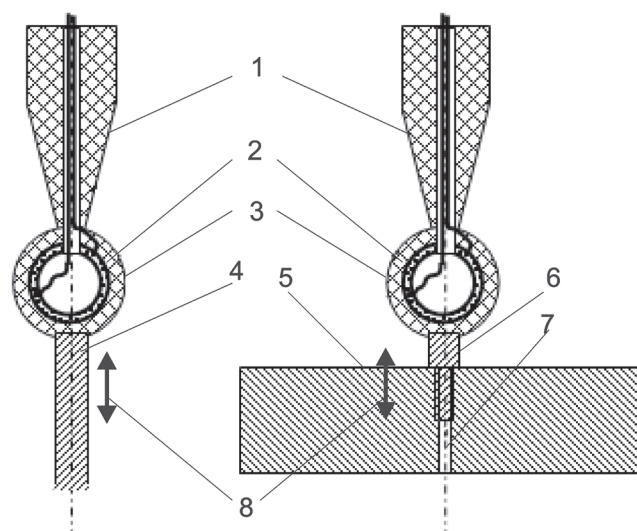


Рис. 2. Схема установки гидрофона при измерениях вибраций волновода (а) и калибровке гидрофона (б):

1 — гидрофон; 2 — сферический пьезоэлектрический элемент; 3 — эластичное покрытие пьезоэлемента; 4 — дистальный конец волновода; 5 — стол вибростенда; 6 — насадка, имитирующая дистальный конец волновода; 7 — установочное резьбовое отверстие в столе вибростенда; 8 — направление измеряемых вибраций

Измеренные прибором типа 6100 (фирма Bruel&Kjer, Дания) продольные, т. е. параллельные оси рабочей части волновода, перемещения достигали 0,5 мкм, а поперечные были меньше примерно на порядок. Однако для решения поставленной задачи эти приборы применять невозможно из-за отсутствия в них полосовых фильтров, позволяющих определять спектральный состав измеряемых сигналов. К тому же ни для одного из этих приборов не указан верхний предел частот сигналов, определяемых шероховатостью поверхности и скоростью скольжения зонда.

Для нахождения параметров вибрации волновода по предложенной методике с акустоэлектрическим преобразованием был выбран гидрофон с активным элементом в виде полый сферы диаметром 10 мм из пьезокерамики ЦТС-19, покрытый эластичным полиуретановым компаундом КТ-102 толщиной 2 мм. Верхняя частота рабочего диапа-

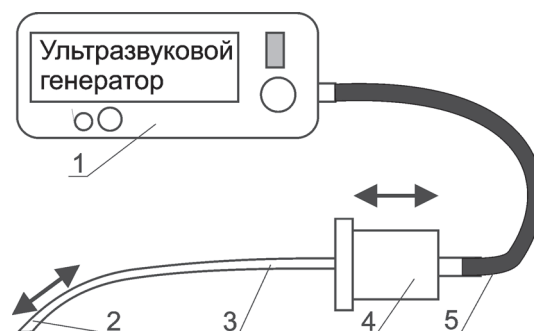


Рис. 3. Опытный образец ультразвукового контактного литотриптера для лечения желчнокаменной болезни [4]:

1 — пульт управления с ультразвуковым генератором; 2 — рабочая (дистальная) часть волновода; 3 — нерабочая (проксимальная) часть волновода; 4 — магнитострикционный преобразователь; 5 — кабель

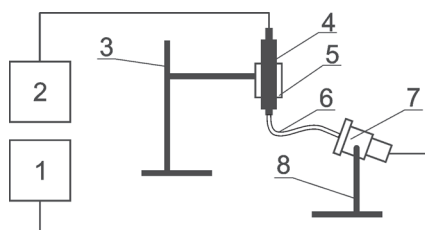


Рис. 4. Схема стенда для измерений виброускорений волновода:

1 — генератор и блок управления излучателем; 2 — осциллограф; 3 — штатив; 4 — гидрофон; 5 — держатель гидрофона; 6 — волновод; 7 — ультразвуковой излучатель; 8 — штатив с шарниром

зона устройства — 160 кГц, его масса без кабеля — около 300 г — оказалась достаточной для создания устойчивого акустического контакта активного элемента с торцом испытуемого волновода. При измерениях гидрофон устанавливали на штатив в специальный держатель, позволяющий прибору свободно перемещаться

в вертикальном направлении до соприкосновения с наконечником волновода (рис. 4). Ультразвуковой преобразователь размещали на штативе с шарниром, обеспечивающим юстировку рабочей части волновода по вертикали. Волновод не касался каких-либо посторонних предметов.

Сигнал с гидрофона определяли цифровым запоминающим осциллографом GDS-820C, имеющим полосу частот до 150 МГц. При устойчивом захвате сигнала осциллографом изображение «замораживали» нажатием кнопки СТОП и записывали индицируемые пиковые U_p и эффективные U_s значения измеренных на гидрофоне напряжений и частот. Затем нажатием кнопки ПУСК осциллограф переводили в режим измерений и вновь повторяли процесс. Данные, при которых какой-либо из приведённых параметров не был идентифицирован, не засчитывали. Для оценки повторяемости результатов провели 10 измерений, после которых гидрофон переустановили и сделали ещё 10 измерений. После обработки данных была выявлена высокая сходимость результатов: СКО оценки напряжения не превышало 4 %, а частоты — 0,5 %. Оценка частоты, т. е. среднее арифметическое значение результатов наблюдений, составила 26,5 кГц, среднее арифметическое значение сигнала с гидрофона было $U_s = 64,6$ мВ. Несмотря на то, что разброс результатов измерений пиковых напряжений ниже разброса его эффективных значений, рекомендуется все же находить эффективные значения напряжений, так как они более устойчивы к искажениям волновой формы сигнала, вызванных электромагнитными наводками и шумовыми воздействиями на измерительную цепь.

Гидрофон калибровали по действующему на него ускорению на поверочной виброустановке — рабочем эталоне 2-го разряда во ВНИИФТРИ. Верхняя рабочая частота эталона — 30 кГц. В условиях нагрузки устройства (см. рис. 2) коэффициент чувствительности по ускорению a на частоте 26,5 кГц:

$$K_a = U_s/a = 0,01 \text{ мВ м}^{-1} \cdot \text{с}^2,$$

где U_s — эффективное напряжение для амплитудного значения ускорения a , задаваемого вибростендом.

Нелинейность отклика гидрофона в диапазоне выходных напряжений 10—100 мВ была меньше ± 2 %, амплитуда ускорения на торце волновода $a_b = 6460 \text{ м} \cdot \text{с}^{-2}$. Для синусоидальных вибраций такое ускорение на частоте $F = 26,5$ кГц соответствует размаху перемещений $2a_b / (2\pi F)^2 = 0,47$ мкм.

Оценим энергию УЗ-волны, передаваемую волноводом к конкременту. Амплитудное значение скорости смещения торца волновода $V_b = a_b / 2\pi F = 39 \text{ мм/с}$, интенсивность для плоской волны $I = 0,5 V_b^2 \rho c = 1140 \text{ Вт/м}^2$, где ρc — удельное акустическое сопротивление воды. Мощность на торце волновода диаметром 4 мм, $P = IS = 14 \text{ мВт}$. При нагрузке на конкремент при $\rho = 5000 \text{ кг/м}^3$, $c = 5000 \text{ м/с}$ интенсивность $I = 19000 \text{ Вт/м}^2$, а мощность — 240 мВт, т. е. за 1 с литотриптер излучит энергию около 240 мДж. Такие данные сравнимы с характеристиками пневматического автономного контактного литотриптера Swiss LithoBreaker (255 мДж за 1 с), или же пневматического контактного литотриптера Swiss Lithoclast Master (85×1000 мДж за 1 с) [14, 15]. Информация о параметрах вибраций или энергетического выхода УЗ-контактных литотриптеров отсутствует, хотя работы со сравнительной оценкой их лечебной эффективности имеются.

Закключение. Эксперименты показали, что использование гидрофонов не по прямому назначению позволяет определять параметры УЗ-воздействия контактных литотриптеров как для сравнительной оценки функциональных возможностей аппаратов различного типа, так и для контроля их технического состояния в процессе эксплуатации. При оценке неопределенностей учитывали влияние условий проведения исследований, такие как посторонние шумы и вибрации, надёжность акустического контакта, точность установки гидрофона, отклонение от синусоидальности измеряемого сигнала и др. Расширенная неопределённость измерений размаха перемещений не превысила 15 %.

Л и т е р а т у р а

1. Дзеранов Н. К., Лопаткин Н. А. Мочекаменная болезнь. Клинические рекомендации. М.: Оверлей, 2007.
2. R. L. Kuo. Improvements in Intracorporeal Lithotripters for Percutaneous Nephrolithotomy. [Электрон. ресурс]: http://www.iksi.org/images/uploads/Improvements_in_Intracorporeal_Lithotripters_for_Percutaneous_Nephrolithotomy.pdf. (дата обращения 20.09.2015 г.).
3. Воробьев А. А., Бебуришвили А. Г., Тарба А. А., Хафизов Р. Х., Мандриков В. В., Снигур Г. Л., Овчаров А. Н. Экспериментальное обоснование применения эндоскопической контактной ультразвуковой литотрипсии желчных камней // Вестник ВолгГМУ. 2011. Вып. 4 (40). С. 106—108.
4. Размахнин Е. В., Лобанов С. Л., Хышиктуев Б. С. Внутривидеолитотрипсия ультразвуковой литотрипсией при лапароскопическом лечении холедохолитиаза // Эндоскопическая хирургия. 2014. № 5. С. 21—23.
5. Ультразвуковые технологии и аппараты. [Электрон. ресурс]: <http://u-sonic.ru/primenenie-ultrazvuka-v-promyshlennosti/736-primenenie-ultrazvuka-v-khirurgii>. (дата обращения 20.09.2015 г.).
6. Ультразвуковой контактный литотриптор OLIMPUS LUS-2. [Электрон. ресурс]: http://www.ebay.com/itm/OLYMPUS-LUS-2-Ultrasonic-Lithotripter-W-MAJ-1215-Handpiece-MAJ-1001-Footswitch-/360990567627#ht_720wt_868. (дата обращения 20.09.2015 г.).

7. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Richard Wolf. [Электрон. ресурс]: <http://www.mttechnica.ru/medical219-217-986.html> (дата обращения 20.09.2015 г.).

8. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Ciber Wand. [Электрон. ресурс]: <http://medical.olympusamerica.com/products/lithotripsy/cyberwand-dual-ultrasonic-lithotripter-system> (дата обращения 20.09.2015 г.).

9. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Vibrolith Plus. [Электрон. ресурс]: <http://fyllone-medical.com/uploads/images/PDF/Vibrolith%2520Plus.pdf> (дата обращения 20.09.2015 г.).

10. **IEC 61847—1998.** Ultrasonics — Surgical systems. Measurement and declaration of the basic output characteristics.

11. **Минченя В. Т., Степаненко Д. А.** Перспективы использования гибких ультразвуковых волноводных систем в медицине и технике // Приборы и методы измерений. 2010. № 1. С. 6—16.

12. **ГОСТ Р.8-800—2012.** ГСИ. Государственная поверочная схема для средств измерений виброперемещения, виброскорости и виброускорений в диапазоне частот от $1 \cdot 10^{-1}$ до $2 \cdot 10^4$ Гц.

13. **Гидроакустические** измерения [Электрон. ресурс]: <http://www.vniiftri.ru/index.php/ru/science/akustic/90-hydroakustic> (дата обращения 20.09.2015 г.).

14. **Wang A. J., Baldwin G. T., Gabriel J. C., Cocks F. H., Goldsmith Z. G., Iqbal M. W., Astroza G. M., Simmons W. N., Zhong P., Preminger G. M., and Lipkin M. E.** In-Vitro Assessment of a New Portable Ballistic Lithotripter with Percutaneous and Ureteroscopic Models // J. Endourol. 2012. N. 26 (11). P. 1500—1505.

15. **Интракорпоральный** контактный литотриптер Swiss Lithoclast Master. [Электрон. ресурс]: http://www.uromed-m.ru/litoclast_master (дата обращения 20.09.2015 г.).

Дата принятия 17.11.2015 г.

534.6:612.172.2:57.02

Исследование характера взаимосвязей параметров ритма сердца

А. А. КУЗНЕЦОВ

Владимирский государственный университет им. А. Г. и Н. Г. Столетовых, Владимир, Россия, e-mail: artemi-k@mail.ru

Представлены методика первичной обработки электрокардиограмм и перечень параметров ритма сердца для последующего анализа взаимосвязей параметров структурно-топологических и вариабельности сердечного ритма с учетом частоты дискретизации. По результатам проведенного анализа предложена параметрическая модель регуляции и управления ритмом сердца с выделением управляющего параметра.

Ключевые слова: диаграмма ритма сердца, количество рабочих ярусов, информационная энтропия, регуляция и управление ритмом.

In an experimental part the data on the registrar, a technique of initial processing of electrocardiograms and the list of a heart rhythm parameters to the subsequent analysis are submitted. The analysis of interrelations of structural-topological parameters and parameters of variability of an intimate rhythm is carried out in view of frequency of digitization. By results of the analysis the parametrical model of regulation and management of a heart rhythm with allocation of managing parameter is offered.

Key words: a heart rhythm diagram of (HRD), quantity of working circles, informational entropy, regulation and managements of a rhythm.

При исследовании хаотической составляющей ритма в работе сердца была обнаружена естественная нормализация распределения значений RR -интервалов на диаграммах ритма сердца (ДРС) здоровых молодых людей [1], что позволяет применять к ним статистический подход анализа [2]. Использование структурно-топологического подхода в указанных рамках сопоставления реализаций процессов не требует превалирования хаотической составляющей в их динамике [1].

По результатам исследований с применением структурно-топологического анализа ДРС, показавшего высокую чувствительность и специфичность для диаграмм реализаций регистрируемых сигналов любой природы [1], было выделено две группы проблем, условно подразделяемых на старые и новые. К первой группе относятся проблемы любого параметрического анализа. Введение параметров, представля-

ющих большой набор структурно-топологических признаков, позволяет полноценно описывать микро- и макроструктуры ДРС, но сильно «размывает» акценты основных управляющих признаков. Вторая группа — это проблема сильного влияния частоты дискретизации f_d реализации сигнала на микроструктуру ДРС, а следовательно, и на значения соответствующих параметров. Ранее, для параметров описанного в [2] метода оценки вариабельности сердечного ритма (ВСР) такой проблемы не возникало [1].

Цель работы — поиск статистических и функциональных параметрических связей структурно-топологической области анализа ДРС при разных фиксированных частотах дискретизации и с оценкой возможности выделения управляющих параметрических признаков.

Экспериментальная часть. Электрокардиограммы (ЭКГ) при заданных условиях регистрировали монитором Холтера