

3. Бокерия Л.А., Гудкова Р.Г. Сердечно-сосудистая хирургия-2014: болезни и врожденные аномалии системы кровообращения. – М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева, 2015. 225 с.
4. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Vlad A.R. et al. Computer-aided design of the human aortic root // Computers in Biology and Medicine. 2014. Vol. 54. PP. 109-115.
5. Auricchio F., Taylor R.L. Shape-memory Alloys: Modeling and Numerical Simulations of the Finite-Strain Superelastic Behavior // Comp. Methods Appl. Mech. Eng. 1996. № 143. PP. 175-194.
6. Ovcharenko E., Klyshnikov K., Yuzhalin A. et al. Modeling of transcatheter aortic valve replacement: Patient specific vs general approaches based on finite element analysis // Computers in Biology and Medicine. 2016. № 69. P. 29.
7. Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю., Влад А.Р. и др. Анатомическое обоснование трехмерных моделей корня аорты человека // Клиническая физиология кровообращения. 2013. № 2. С. 12-20.
8. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.Yu., Nushtaev D.V. et al. Investigation of the tubular leaflet geometry of an aortic heart valve prosthesis by finite-element analysis // Biophysics. 2015. Vol. 60. № 5. PP. 827-834.

*Ирина Юрьевна Журавлева,
д-р мед. наук, профессор,
Александр Владимирович Богачев-Прокофьев,
д-р мед. наук, руководитель Центра
новых хирургических технологий,*

*Татьяна Павловна Тимченко,
мл. научный сотрудник,
ФГБУ «ННИИПК им. акад. Е.Н. Мешалкина МЗ РФ»,
Дмитрий Владимирович Требушат,
ст. инженер-технолог,
ООО «Ангиолайн интервенционал девайс»,
Александр Петрович Майоров,
зав. лабораторией,
Анатолий Михайлович Гончаренко,
ведущий инженер-программист,
ФГБУН «Институт лазерной физики СО РАН»,
Дмитрий Александрович Астапов,
д-р мед. наук, зав. отделением,
ФГБУ «ННИИПК им. акад. Е.Н. Мешалкина МЗ РФ»,
г. Новосибирск,
Дмитрий Владимирович Нуштаев,
канд. техн. наук, инженер,
ООО «ТЕСИС»,
г. Москва,
Денис Петрович Демидов,
врач,
ФГБУ «ННИИПК им. акад. Е.Н. Мешалкина МЗ РФ»,
г. Новосибирск,
e-mail: juravl_irina@mail.ru*

В.В. Розанов, И.В. Матвейчук, С.А. Шутеев

Исследование температурных полей на поверхности нативной костной ткани после гидродинамической инцизии

Аннотация

Приведены результаты экспериментальных исследований температурных полей приповерхностных областей минерализованных биологических тканей в процессе и после гидродинамического разделения, осуществленных с использованием бесконтактных методов регистрации температуры.

Гидродинамическая хирургия мягких тканей успешно развивается с начала 1980-х годов после пионерских работ профессора Н.Э. Темирова [1], [2] в области офтальмологии и D. Parachristou и R. Barters [3] в области хирургии печени. Работы эти были впоследствии распространены на абдоминальную и гнойную хирургию, оториноларингологию, нейрохирургию, кожную пластику, лапароскопические вмешательства [4]. Щадящий характер режущего воздействия, малые кровопотери, высокая степень селективности разделения тканей – все это делает гидроскальпель уникальным хирургическим инструментом и выделяет его среди других хирургических средств, инструментов и методик [5]. Как показали более поздние исследования [6], [7], гидроскальпель оказался эффективным и при разделении минерализованных биологических тканей. При этом и в случае костной и хрящевой ткани характерными особенностями гидродинамической резки остаются ее избирательность и щадящий характер воздействия на ткань в непосредственной близости от поверхности разреза. Как показывают гистологические исследования [4], даже на клеточном уровне сохраняется целостность остеоцитов и хондроцитов, соответственно даже в непосредственной близости от поверхности разреза. Измерения, проведенные с помощью контактных датчиков, показали слабые изменения температуры поверхности костной ткани после гидродинамической резки [8], что резко контрастирует со случаями резки механическими и электрическими пилами, а также с применением ультразвуковых, радиочастотных и тем более лазерных и плазменных методов

резки, связанных со значительной гипертермией приповерхностных слоев ткани. Однако подробного и систематического исследования температурных полей таких приповерхностных областей минерализованных биологических тканей в процессе и после гидродинамического разделения до последнего времени не предпринималось. Нами был проведен цикл таких измерений с использованием бесконтактных методов регистрации температуры.

Измерения производились инфракрасной камерой SAT-S160 («SAT Infrared Technology Co. Ltd», Китай) с неохлаждаемым детектором, устанавливаемом в фокальной плоскости; спектральный диапазон приемника – 7,5...14 мкм; диапазон измерения температуры – 20...250 °С; точность измерения – 2 %.

Бедренная кость быка разрезалась гидробразивной струей на промышленной установке «Flow WaterJet» («Flow International Corporation», США). Кость после холодильника длительное время выдерживалась при комнатной температуре для выравнивания температур. Затем производилась резка. Кость фиксировалась в горизонтальной плоскости, режущая абразивно-жидкостная струя перемещалась перпендикулярно продольной оси кости через ее диафизарную часть. Далее проводилась последовательная – с интервалом в 1 мин – регистрация распределения температуры на поверхности полученного разреза. В результате получались и записывались на электронный носитель последовательные цветные изображения поверхности костного фрагмента после гидродинамического разделения. При этом каждый раз параллельно фиксировалась яр-

костно-цветовая шкала, позволявшая визуально качественно определять степень нагрева того или иного участка. Пример таких изображений представлен на *рис. 1*. Но наряду с визуальными оценками аппаратура давала возможность производить автоматическую оцифровку яркостного изображения в соответствии с калибровочной шкалой прибора по любой задаваемой на изображении линии. Результат подобной оцифровки мог выводиться как в цифровой, так и в графической форме в виде распределения температуры вдоль этой выбранной фиксированной линии.

Пример такого графика, соответствующего *рис. 1*, представлен на *рис. 2*.

Анализ последовательных регистраций распределения температуры поверхности по выбранным направлениям дает возможность оценить как текущие абсолютные значения, так и пространственные и временные градиенты распределения температуры на поверхности разрезанного костного образца.

Полученные результаты наглядно и убедительно свидетельствуют о том, что ни в момент резания, ни в последующий период времени никакой гипертермии поверхности не происходит. Отсутствует даже сколько-нибудь значительный нагрев. Нигде на поверхности реза ни в какой момент времени температура не превышает 22,5 °С. Соответственно никакой денатурации белков не может быть ни на поверхности кости, ни в толще костного материала. Тем более нет никаких условий и предпосылок для карбонизации поверхностного слоя.

Кроме того, как видно из приведенных данных, тепловизионные исследования позволяют получить комплексную информацию о температурной динамике приповерхностных областей костной ткани после режущего гидродинамического воздействия.

Приведенные экспериментальными данные являются новыми и представляют значительный интерес не только с точки зрения получения дополнительной качественной и количественной информации о свойствах и характеристиках обрабатываемой костной ткани. Результаты этих исследований позволяют выработать практические рекомендации по оптимизации технологических режимов гидродинамической обработки костных фрагментов различного вида, возраста, состояния и композиционного состава. Это имеет большое значение для разработки специализированного гидроструйного оборудования для тканевых банков, поскольку именно эта, гидродинамическая, технология наиболее перспективна для использования в тканевых банках для изготовления костных имплантатов.

Не менее существенным может быть и использование полученных экспериментальных данных для судебно-медицинского исследования и описания особенностей деструктивных изменений кости при гидродинамической травме [9]. Это направление в последнее время в связи со все более широким распространением гидродинамических технологий в промышленности становится все более актуальным и востребованным. Не менее интересны возможности, открываемые изучением температурных полей, формирующихся на поверхности костной ткани при гидродинамическом разделении, для верификации теоретических моделей, описывающих костную ткань.

Список литературы:

1. *Темиров Н.Э.* Гидротомия в глазной микрохирургии // Офтальмологический журнал. 1980. № 7. С. 437-439.
2. *Темиров Н.Э.* Теоретические аспекты гидромониторной микрохирургии глаза и ее техническое оснащение // Медицинская техника. 1981. № 2. С. 54-58.

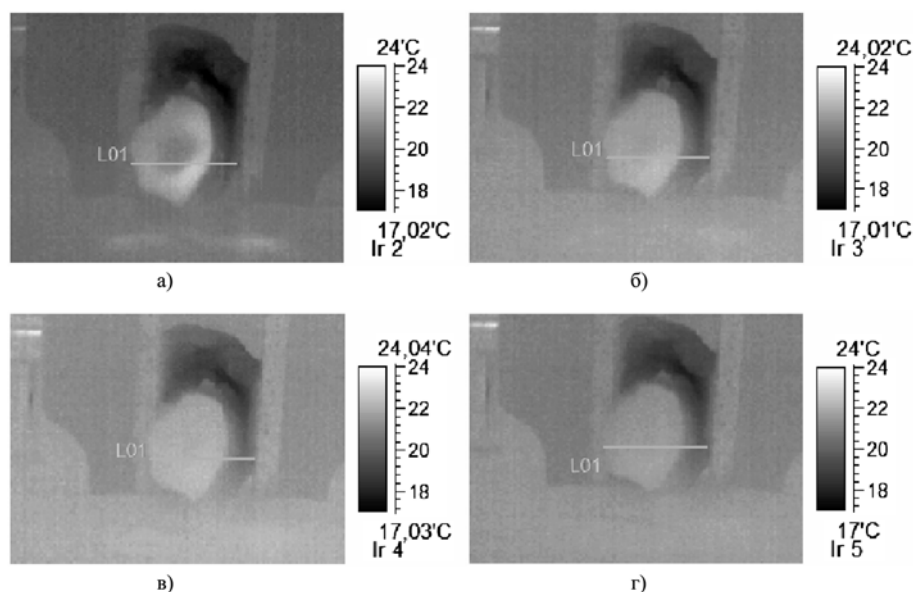


Рис. 1. ИК-изображения среза кости: а) сразу после реза гидроскальпелем; б) через 1 мин; в) через 2 мин; г) через 3 мин

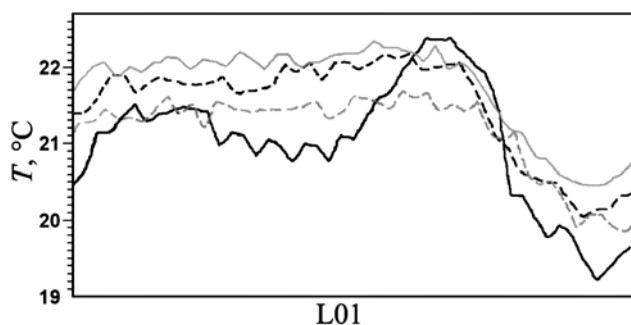


Рис. 2. Распределение температуры вдоль выделенной линии L01 на *рис. 1*: сплошная черная линия соответствует *рис. 1а*; прерывистая черная – *рис. 1б*; сплошная серая линия – *рис. 1в*; прерывистая серая – *рис. 1г*

3. *Dimitris N. Papachristou and Richard Barthers* Resection of the liver with a water jet // Br. J. Surg. 1982. Vol. 69. PP. 93-94.
4. *Розанов В.В., Денисов-Никольский Ю.И., Матвейчук И.В., Ложкин О.В., Эйхенвальд Э.В., Осипенкова Т.К., Омеляненко Н.П., Северин А.Е.* Гидродинамические технологии в биологии и медицине // Технологии живых систем. 2005. Т. 2. № 4-5. С. 28.
5. *Розанов В.В.* Высокоэнергетическое гидродинамическое воздействие на биологические ткани – новая перспективная биомедицинская технология // Наукоемкие технологии. 2003. № 6. С. 35-43.
6. *Розанов В.В., Сысоев Н.Н.* Новый хирургический инструмент – гидроскальпель. Исследования, разработки, перспективы // Международный медицинский журнал. 2000. № 4. С. 362-370.
7. *Кудряшов Ю.И., Розанов В.В., Сысоев Н.Н.* Разделение костных тканей с помощью гидроскальпеля // Медицинская физика. 2001. № 11. С. 77-78.
8. *Розанов В.В.* Физиологические и биофизические основы взаимодействия высокоэнергетических жидкостных струй с биологическими тканями / Дис...докт. биол. наук. – М., 1999. 353 с.
9. *Осипенкова Т.К., Розанов В.В., Матвейчук И.В., Шутеев С.А.* Судебно-медицинская характеристика гидродинамической травмы костной ткани / В сб. «Актуальные вопросы судебной медицины и медицинского права». Материалы межрегиональной научно-практической конференции с международным участием. – М.: Изд. НП ИЦ «ЮрИнфоЗдрав», 2013. С. 241-245.

Владимир Викторович Розанов,
 д-р биолог. наук, профессор,
 вед. научный сотрудник,
 физический факультет
 МГУ им. М.В. Ломоносова,
 зав. лабораторией НИЦ БМТ ВИЛАР,
Игорь Васильевич Матвейчук,
 д-р биолог. наук,
 руководитель НИЦ БМТ ВИЛАР,
Сергей Александрович Шутеев,
 канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
 физический факультет
 МГУ им. М.В. Ломоносова,
 г. Москва,
 e-mail: vrozanov@mail.ru

А.А. Федотов

Кратномасштабный анализ ЭКГ сигнала для мониторинга сердечного ритма

Аннотация

Статья посвящена вопросам применения кратномасштабного анализа ЭКГ сигналов для задач мониторинга сердечного ритма. Предлагаемая в статье методика обнаружения R-зубцов ЭКГ сигнала основана на выделении детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения ЭКГ сигнала, нелинейных преобразованиях и адаптивном пороговом алгоритме. Проведен сравнительный анализ разработанной методики и существующих алгоритмов детектирования R-зубцов ЭКГ сигналов при обработке клинических записей ЭКГ сигналов из базы данных MIT Physionet.

Введение

Регистрация и обработка электрокардиосигнала (ЭКС) находит широкое применение в различных системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного детектирования R-зубцов ЭКС для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1], [2].

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования R-зубцов ЭКС, основанных на применении первой и второй производных, частотной фильтрации, вейвлет-преобразований, согласованных фильтров, синтаксических методов и нейронных сетей, а также их различных комбинаций [3]-[9].

В рассматриваемой работе предлагается относительно простая методика детектирования R-зубцов ЭКС, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящая из трех последовательных этапов цифровой обработки ЭКС: кратномасштабного вейвлет-разложения, набора нелинейных операторов и адаптивного алгоритма обнаружения.

Материалы и методы

Декомпозиция сигнала на основе применения дискретных вейвлет-преобразований представляет собой разложение исходного сигнала на последовательность аппроксимирующих

и детализирующих коэффициентов [7]. Ключевыми параметрами вейвлет-декомпозиции являются тип вейвлет-функции и число уровней разложения.

Многочисленные исследования показывают, что в задачах обработки ЭКС наиболее эффективные результаты достигаются при использовании вейвлетов Добеши шестого порядка [7], [10].

На рис. 1 и 2 показаны зависимости аппроксимирующих и детализирующих коэффициентов вейвлет-декомпозиции, соответственно, для модельного ЭКС, зашумленного низкочастотными и высокочастотными помехами, а также широкополосным шумом (рис. 3а). Для получения модельных зависимостей ЭКС использовалась имитационная модель, позволяющая сформировать фрагменты биосигнала с требуемой морфологией и заданными значениями амплитудно-временных параметров, предложенная Р.Е. McSharry с соавторами [11].

Для выбора оптимального уровня декомпозиции и типа коэффициентов вейвлет-разложения в задачах детектирования R-зубцов ЭКС в данной работе определялся коэффициент корреляции между модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы, и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения; численные значения коэффициента корреляции приведены в табл. 1.

Анализ полученных данных показал, что сумма детализирующих коэффициентов 4-го и 5-го уровней обладает наибольшей корреляцией с модельным ЭКС, содержащим только QRS-комплексы.

На основе проведенных предварительных исследований предлагается методика детектирования R-зубцов ЭКС, вклю-