

11. The Biomedical Engineering HandBook/ Second Edition. Section 30.2 / Ed. Bronzino J.D. CRC Press LLC, 2000.
12. *Amornsamankul S., Wiwatanapataphee B., Wu Y.H., Lenbury Y.* Effect of Non Newtonian behavior of blood on pulsatile flows in stenotic arteries // *Int. J. Biol. Life Sci.* 2005. Vol. 1. PP. 42-46.
13. *Chabra R.P., Richardson J.F.* Non-Newtonian Flow and Applied Rheology // *Engineering Applications*. 2008. Second edition. P. 14.
14. *Baskurt O., Hardeman M., Rampling M., Meiselman H.* Handbook of Homology and Hemodynamics. – IOS press, October 2007.
15. *Truskey G.A., Yuan F., Katz D.F.* Transport Phenomena in Biological Systems. – Prentice Hall, 2008.
16. *Westerhof N., Stergiopoulos N., Noble M.I.M.* Snapshots of Hemodynamics: An aid for clinical research and graduate education. – Springer Science and Business Media, Inc., 2005. P. 29.
17. *Waite L., Fine J.P.E.* Applied bio fluid mechanics. – The McGraw-Hill Companies, 2007. PP. 18 and 221.
18. *Gabrusa E., Szaniawska D.* Application of backflushing for fouling reduction during microfiltration of yeast suspensions // *Desalination*. Elsevier B.V. 2009. Vol. 240. PP. 46-53.
19. *Cakl J., Bauer I., Dolecek P., Mikulasek P.* Effects of backflushing conditions on permeate flux in membrane crossflow microfiltration of oil emulsion // *Desalination*. 2000. Vol. 127. PP. 189-198.
20. *Stauffer P.H.* Flux Flummoxed: A Proposal for Consistent Usage // *Ground Water*. 2006. Vol. 44. PP. 125-128.
21. *Malbrancq J.M., Jaffrin M.Y.* Plasma filtration through a microporous membrane // *ASAIO J.* 1984. Vol. 7. PP. 16-24.
22. *Gomaa H.G., Raob S., Al-Taweel A.M.* Intensification of membrane microfiltration using oscillatory motion // *Sep. Purif. Technol.* 2011. Vol. 78. PP. 336-344.
23. *Olsson A., Stemme G., Stemme E.* A numerical design study of the valveless diffuser pump using a lumped-massmodel // *J. Micromech. Microeng.* 1999. Vol. 9. PP. 34-44.
24. *Akoun O.A., Jaffrin M.Y., Ding L., Paullier P., Vanhoutte C.* A hydrodynamic investigation of microfiltration and ultrafiltration in a vibrating membrane module // *J. Membr. Sci.* 2002. Vol. 197. PP. 37-52.
25. *Laser D.J., Santiago J.G.* A review of micropumps // *J. Micromech. Microeng.* 2004. Vol. 14. PP. R35-R64.

Али Остадфар,
научный сотрудник,
Эндрю Равич,
Ph.D., профессор,
Школа технических наук,
Университет Саймона Фрейзера,
Ванкувер, Канада,
e-mail: ali_ostadfar@sfu.ca

С.Ю. Костенков, М.А. Сидорова

Математическое моделирование тестовых электрокардиосигналов

Аннотация

В статье предложена методика формирования математических моделей электрофизиологических сигналов. Авторами рассмотрены преимущества и недостатки использования современных баз данных оцифрованных сигналов и выявлены особенности создания некоторых моделей электрокардиосигналов. Синтезированные по математическим моделям сигналы могут быть использованы при оценке работоспособности алгоритмов и приборов распознавания и обработки электрофизиологических сигналов.

Современная электрофизиология позволяет повысить качество диагностики патологических состояний пациентов. Анализ электрофизиологических сигналов (ЭФС) как неинвазивный метод пользуется огромной популярностью в диагностических исследованиях. Наибольшей информативностью обладают сигналы сердца (ЭКГ), центральной нервной системы и головного мозга (ЭЭГ), мышечной активности (ЭМГ). Они же считаются наиболее сложными для анализа. Поэтому в диагностических приборах, системах и комплексах применяются сложные алгоритмы распознавания и обработки сигналов. Именно для оценки работы таких алгоритмов используются синтезированные сигналы, эквивалентные электрофизиологическим. Качество оценки напрямую зависит от качества моделей ЭФС.

Формирование моделей – нетривиальная задача и зависит от вида ЭФС и подхода исследователя к моделированию. Модели, сформированные по стандартизованным математическим функциям [1], обладают преимуществом: имеют гостированные формы, что позволяет применять их при оценке работоспособности приборов регистрации и анализа ЭФС. Однако оценка адекватности таких моделей реальному сигналу требует использования статистического аппарата с целью выявления наиболее информативной модели. Разработанные таким образом модели применимы только для экспресс-тестирования или быстрой оценки работоспособности приборов. Для подробной (позатальной) и качественной оценки работы медицинской техники подобные модели неприменимы. Авторы счита-

ют, что с целью повышения качества диагностики, тестирования и оценки работоспособности медицинских диагностических приборов, регистрирующих и анализирующих ЭФС, необходимо применять как модели, описывающие форму ЭФС-сигнала с помощью стандартных математических функций (треугольной, трапецидальной, колоколообразной, косинус-квадратной и др.), так и модели, сформированные на базе реальных ЭФС. Модели форм реальных ЭФС, сегменты которых описаны стандартными математическими функциями, позволят повысить качество процесса оценки работоспособности медицинских приборов.

Для проведения этапа формирования моделей реальных сигналов необходимо решить несколько задач:

- выделить участки сигналов с одинаковыми морфологическими характеристиками и классифицировать их по «норме» и «патологиям»;
- провести нормирование сигналов по амплитуде и выявить изолинию сигнала;
- нормировать сигналы по частоте дискретизации;
- провести статистическую обработку и усреднить анализируемые сигналы, отбросив нехарактерные формы;
- сегментировать полученные статистические модели;
- применить специализированный математический аппарат для описания моделей.

Для формирования моделей тестовых последовательностей целесообразно использовать сигналы ЭФС из современных медицинских атласов и баз.

Сигналы, взятые из медицинских атласов, нельзя использовать в «чистом» виде, так как атласы содержат только графически зарегистрированные на бумажном носителе отрезки ЭФС. Их необходимо подвергнуть предварительной обработке. Для этого сначала подобные записи сигналов оцифровывают (либо вручную, либо автоматически), затем оцифрованные последовательности заносят в память компьютера, где их подвергают специализированной математической обработке и только потом формируют графическое представление исследуемого сигнала, которое также необходимо обработать. Как видим, получается достаточно трудоемкий, с большими временными затратами процесс, что является существенным недостатком применения данного способа формирования моделей ЭФС. Еще одним недостатком подобного способа является то, что атласы содержат в основном нестандартизованные графические представления сигналов.

Второй способ: применение современных медицинских баз сигналов ЭФС. Рассмотрим некоторые из них.

Для построения моделей ЭКГ-сигналов можно использовать базы данных, рекомендованные [2] для тестирования электрокардиографических систем при их разработке, наладке и проверке:

- база данных *AHA*: база данных Американской ассоциации сердца (*The American Heart Association*) для оценки аритмий желудочков (80 двухканальных записей по 30 мин каждая);
- база данных *MIT-BIH*: база данных по аритмиям Массачусетского технологического института – Института израильского госпиталя *Beth (The Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital)* (48 двухканальных записей по 30 мин каждая);
- база данных *NST*: база данных теста шумового стресса (*Noise Stress Test*) (12 двухканальных записей по 30 мин каждая);
- база данных *CU*: база данных по длительным аритмиям желудочков Крейгтоновского университета (*The Creighton University*) (35 одноканальных записей по 8 мин каждая).

Хотя все эти базы и содержат в основном (особенно *MIT-BIH*) стандартизованные верифицированные сигналы, однако работа с ними для неподготовленного пользователя затруднительна, так как в них нет сформированных наиболее информативных, статистически обработанных и усредненных моделей сигналов для каждого вида патологий и «индивидуальных норм». Англоязычный текст и комментарии к подобным базам также являются неудобными для пользователей, не являющихся носителями этого языка. В указанных базах представлены сигналы разной длительности и частоты дискретизации, нет систематизации различных патологий, что затрудняет их практическое использование для экспресс-диагностики приборов медицинского назначения, поэтому целесообразно применить предложенную авторами статьи методику формирования моделей на основе реальных ЭФС. Основными этапами этой методики являются:

- 1) выбор оцифрованных реальных ЭФС из баз данных;
- 2) сегментирование ЭФС;
- 3) классификация сегментов по «норме» и «патологиям»;
- 4) нормирование по амплитуде и частоте;
- 5) статистическая обработка;
- 6) оценка полученной модели и разбиение на участки;
- 7) математическое описание участков.

Все модели ЭКГ «нормы» или «патологии» формируются таким образом, чтобы с их помощью можно было выявлять наибольшее количество «ложных пропусков» и «ложных срабатываний» в работе медицинских приборов и аппаратов на каждом этапе тестирования. Для этапа экспресс-тестирования приборов целесообразно формировать модели последовательности временных интервалов и формы импульсов отдельно. На этапе подробного тестирования должны применяться модели для полного анализа периодичности временных интервалов и формы импульсов. Так, в формировании тестовых последовательностей ЭФС для экспресс-диагностики приборов можно выделить три направления: «Ритм» (длительность межимпуль-

совых интервалов), «Форма» (конфигурации импульсов сигнала), «Ритм + Форма» (совокупность конфигураций импульсов и межимпульсовых интервалов). Рассматривая пример формирования моделей на базе электрокардиосигнала, можно сказать, что на электрокардиограмме наиболее информативен *QRS*-комплекс, поэтому он и служит основой исследования опорной структуры формы сигнала.

Форма сложных биологических сигналов может меняться в зависимости от характера того или иного заболевания, а также от индивидуальных физиологических особенностей пациента, поэтому на этапе классификации сегментов ЭФС необходимо привлечение компетентного специалиста в данной области. Это приводит к увеличению времени формирования модели, но полученная модель будет адекватнее отражать индивидуальные физиологические особенности. Применение данной методики позволит создать модели ЭФС, отражающие особенности, характерные для мужчин и женщин, пожилых людей и детей, а также других категорий пациентов. Формирование моделей для записям сигналов из баз данных *MIT-BIH* и *AHA* сокращает время на проведение оцифровки, сегментации и классификации сегментов, учитывающих особенности «нормы» и «патологии», а также позволяет использовать полученные модели для качественной оценки работоспособности медицинских приборов, аппаратов и систем, производящих автоматический анализ медико-биологических сигналов.

При решении поставленных задач использовался пакет *MATLAB*, являющийся математической лабораторией инженера, позволяющий упростить и автоматизировать процесс формирования сигнала и представить его в удобочитаемой форме. Например, для формирования статистической модели ЭФС, представляющей собой модель электрокардиосигнала в «норме», использовались 103 записи базы *MIT-BIH*. Был выбран первый канал оцифрованного сигнала, как более наглядный. Он представляет собой II-е отведение ЭКГ. Благодаря использованию базы, в которой каждый кардиоцикл промаркирован, выделить участки сигналов с одинаковыми морфологическими характеристиками и классифицировать их по «норме» и «патологиям» не составляло сложности. С помощью функций *rdsamp* и *rdann* из библиотеки доступа к базе данных было получено 2 082 кардиоцикла, промаркированных как «норма». Нормирование по частоте дискретизации и амплитуде было реализовано в программном скрипте обработки данных пакета *MATLAB*. На *рис. 1* мелким пунктиром показана статистическая модель, полученная в процессе обработки и представляющая собой усредненную форму модели сигнала.

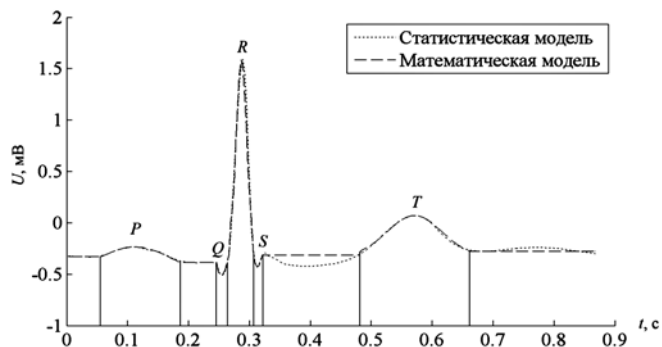


Рис. 1. Модели ЭКГ-сигнала в «норме»

Такую статистическую модель довольно сложно математически описать целиком, следовательно, ее нужно разделить на участки, выделив основные сегменты ЭКГ-сигнала. На *рис. 1* представлено 9 полученных отрезков. Для сегментов, выделенных под *QRS*-комплекс, а также под *P*- и *T*-зубцы, были подобраны «опорные структуры». Остальные отрезки не были описаны.

В качестве «опорных структур» для описания отрезков использовались стандартные формы измерительных сигналов [3]. Описание *R*-зубца было произведено математической формой косинусквадратного импульса, *T*-зубца – колоколообразной,

а зубцов P , Q и S – формой гармонического сигнала (синуса). После анализа и выбора параметров получилась математическая модель ЭКГ-сигнала в «норме», описанная формулой (1). Значения параметров модели приведены в табл. 1.

$$X(t) = \begin{cases} A_B; t \leq \tau_{BP}; \\ A_P \cdot \sin\left(\frac{\pi}{\tau_P} t + \phi_P\right) + a_P; \tau_{BP} < t \leq \tau_{PQ}; \\ A_{PQ}; \tau_{PQ} < t \leq \tau_{PQQ}; \\ A_Q \cdot \sin\left(\frac{\pi}{\tau_Q} t + \phi_Q\right) + a_Q; \tau_{PQQ} < t \leq \tau_{QR}; \\ A_R \cdot \cos^2\left(\frac{\pi}{\tau_R} t + \phi_R\right) + a_R; \tau_{QR} < t \leq \tau_{RS}; \\ A_S \cdot \sin\left(\frac{\pi}{\tau_S} t + \phi_S\right) + a_S; \tau_{RS} < t \leq \tau_{SST}; \\ A_{ST}; \tau_{SST} < t \leq \tau_{STT}; \\ A_T \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{t + \phi_T}{\tau_T}\right)^2\right] + a_T; \tau_{STT} < t \leq \tau_{TE}; \\ A_E; t > \tau_{TE}, \end{cases} \quad (1)$$

где A_B – амплитуда интервала до P -зубца; τ_{BP} – длительность интервала до P -зубца; A_P – амплитуда P -зубца; τ_P – длительность P -зубца; ϕ_P – смещение вершины P -зубца по оси времени; a_P – смещение P -зубца по оси напряжения; τ_{PQ} – длительность до PQ -интервала; A_{PQ} – амплитуда PQ -интервала; τ_{PQQ} – длительность интервала до Q -зубца; A_Q – амплитуда Q -зубца; τ_Q – длительность Q -зубца; ϕ_Q – смещение вершины Q -зубца по оси времени; a_Q – смещение Q -зубца по оси напряжения; τ_{QR} – длительность до R -зубца; A_R – амплитуда R -зубца; τ_R – длительность R -зубца; ϕ_R – смещение вершины R -зубца по оси времени; a_R – смещение R -зубца по оси напряжения; τ_{RS} – длительность до S -зубца; A_S – амплитуда S -зубца; τ_S – длительность S -зубца; ϕ_S – смещение вершины S -зубца по оси времени; a_S – смещение S -зубца по оси напряжения; τ_{SST} – длительность до ST -интервала; A_{ST} – амплитуда ST -интервала; τ_{STT} – длительность интервала до T -зубца; A_T – амплитуда T -зубца; $2\tau_T$ – интервал времени между точками перегиба колоколообразного импульса T -зубца; ϕ_T – смещение вершины T -зубца по оси времени; a_T – смещение T -зубца по оси напряжения; τ_{TE} – длительность интервала после T -зубца; A_{TE} – амплитуда интервала после T -зубца.

Таблица 1

Параметры модели ЭКГ-сигнала в «норме»

Участок сигнала	Длительность τ , мс	Амплитуда A , мВ	Смещение по амплитуде a , мВ	Смещение по времени ϕ , мс
До P -зубца	56	-328	-	-
P -зубец	130	124	-360	210
PQ -интервал	60	-360	-	-
Q -зубец	22	-174	-340	413
R -зубец	36	1590	0	4291
S -зубец	19	-170	-260	0
ST -интервал	160	-260	-	-
T -зубец	180	401	-330	-1414
После T -зубца	205	-330	-	-

Участок ЭКГ-сигнала, соответствующий ST -интервалу, не был представлен «опорной структурой», поэтому на графике выглядел в виде прямой. Во время построения модели, соответствующей ЭКГ-сигналу при «патологии» (блокада правой ножки пучка Гиса), этот участок был представлен синусом. На рис. 2 видно, что P -зубец описан колоколообразным импульсом, а S -зубец – отрицательным косинусквадратным импульсом. Это позволило построить адекватную оригиналу модель, представляющую данный вид патологии.

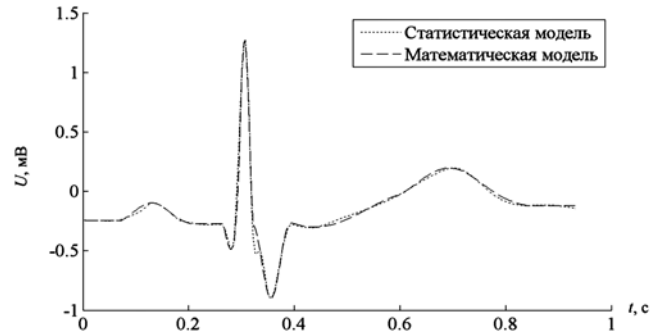


Рис. 2. Модели ЭКГ-сигнала при блокаде правой ножки пучка Гиса

При построении модели ЭКГ-сигнала с другой «патологией» (желудочковая экстрасистола) не представляется возможным выделить отдельные зубцы, так как для желудочковой экстрасистолии характерно:

- 1) отсутствие перед желудочковой экстрасистолой зубца P ;
- 2) преждевременное появление на ЭКГ измененного комплекса QRS ;
- 3) значительное расширение (до 0,12 с и больше) и деформация экстрасистолического комплекса QRS ;
- 4) расположение сегмента $RS-T$ и зубца T экстрасистолы discordantly направлению основного зубца комплекса QRS ;
- 5) наличие после желудочковой экстрасистолы полной компенсаторной паузы [4].

Также достаточно сложно описать какой-либо одной формой импульса сложную форму подобного сигнала. На рис. 3 представлено решение данной задачи – сегментирование электрокардиосигнала на несколько участков без выделения отдельных зубцов. Таким образом, QRS -комплекс может быть представлен двумя частями уравнения (2):

$$X(t) = \begin{cases} -1,060; t \leq 0,040; \\ 3,505 \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{t+0,192}{0,192}\right)^2\right] - 1,060; 0,040 < t \leq 0,232; \\ 1,850 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{0,032} t + 0,014\right) - 0,570; 0,232 < t \leq 0,264; \\ -0,016 \cdot t - 1,290; 0,264 < t \leq 0,444; \\ -0,930 \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{t+0,010}{0,165}\right)^2\right] - 1,220; 0,444 < t \leq 0,609; \\ -1,220; t > 0,609. \end{cases} \quad (2)$$

В уравнение математической модели (2) подставлены значения всех выбранных параметров.

Для формирования моделей ЭКГ-сигнала других патологий процесс не претерпевает никаких изменений. Методика, предложенная авторами статьи, позволяет создавать математические модели не только электрокардиосигнала в «норме» и при «патологиях», но также других видов ЭФС. Сформированные модели тестовых последовательностей ЭФС необходимо систематизировать по патологиям, определить наиболее информативные модели «нормы», усредненные по амплитудным значениям и длительностям межимпульсовых интервалов. Для выполнения этих задач наиболее применимо формирование базы данных моделей ЭФС, обладающей достоинствами

международных аннотированных баз данных, но лишенной их недостатков.

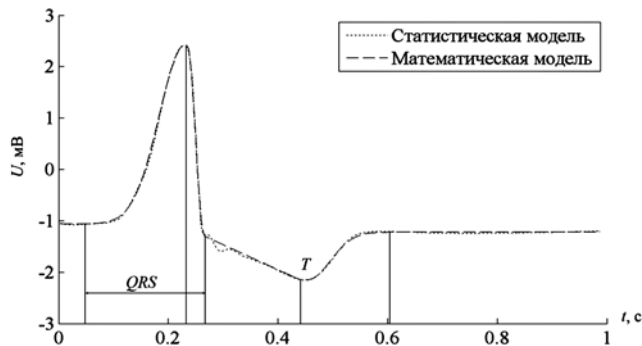


Рис. 3. Сегментирование опорной структуры модели ЭКГ-сигнала при желудочковой экстрасистолии

Использование построенных моделей для генерации тестовых последовательностей позволило разработать программный имитатор ЭКГ-сигнала, подобный описанному в [5], но с более широкими возможностями. Такой имитатор может не только воспроизводить тестовые сигналы стандартизированной формы, такие как гармонический, пилообразный или трапециевидный, но также сигналы, синтезированные по математическим моделям. Его можно использовать при проверке работоспособности электрокардиографических каналов медицинских устройств. В отличие от методов верификации и тестирования с использованием аннотированных баз данных, предлагаемый имитатор позволяет воспроизводить последовательности, определенные моделью конкретной формы сигнала для экспресс-диагностики ЭКГ-приборов, что позволяет быстро и качественно оценить работоспособность исследуемого прибора, не прибегая к длительному тестированию.

Для формирования моделей тестовых последовательностей не только ЭКГ, но и других информативных ЭФС необходимо расширить базу знаний имитатора, применив для этого разра-

ботанную авторами статьи базу данных моделей тестовых последовательностей исследуемых сигналов. Это позволит использовать разработанный имитатор для тестирования и оценки работоспособности медицинских приборов регистрации и анализа параметров электрофизиологических сигналов, а также для нужд учебного процесса при обучении медицинским и медико-техническим специальностям.

Список литературы:

1. Костенков С.Ю., Сидорова М.А. Особенности математических моделей электрофизиологических сигналов // Известия ВУЗов. Поволжский регион. Технические науки. 2013. № 3. С. 19-25.
2. ГОСТ Р 50267.47-2004 (МЭК 60601-2-47-2001) Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к амбулаторным электрокардиографическим системам.
3. ГОСТ 16465-70 Сигналы радиотехнические измерительные. Термины и определения.
4. Стругунский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация. – М.: МЕДпресс-информ, 2002. 46 с.
5. Костенков С.Ю., Сидорова М.А. Особенности разработки программного имитатора электрофизиологических сигналов // XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2013. № 10 (14). С. 210-214.

Сергей Юрьевич Костенков,
аспирант,

Маргарита Александровна Сидорова,
канд. техн. наук, доцент,

кафедра «Информационные технологии и менеджмент
в медицинских и биотехнических системах»,
ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный
технологический университет»,

г. Пенза,

e-mail: panthfinder@mail.ru

А.Ю. ТЫЧКОВ

Разработка и исследование виртуального энцефалографа

Аннотация

Разработана схема виртуального прибора регистрации энцефалографических сигналов в среде графического программирования LabView. Реализован виртуальный прибор для детектирования колебаний альфа-, бета- и тета-ритмов и определения их параметров. Усовершенствован виртуальный прибор регистрации электроэнцефалографических сигналов путем ввода новых элементов схемы, задающих состояние пациента.

Введение

В настоящее время для диагностики патологических состояний вегетативной нервной системы пациента: эпилептических припадков, обмороков, нарушений сна, головной боли, неврологических расстройств, черепно-мозговых травм, психических расстройств, инсультов, задержки психического и психомоторного развития и т. д. – широко применяются устройства регистрации сигналов головного мозга [1]. Для точного диагностирования перечисленных патологий используется энцефалографическое обследование, по результатам которого регистрируется сложноструктурированный биоэлектрический сигнал, формируемый изменениями биопотенциалов головного мозга [2].

Основными характеристиками энцефалографических сигналов (ЭЭС) являются [2]:

- низкая амплитуда информативного сигнала – 50...150 мкВ;
- амплитуда сетевой помехи (50 Гц) – десятки вольт;
- выходное сопротивление источника ЭЭС – сотни килоом;
- полоса частот сигнала – 100 Гц.

При реализации устройства регистрации и обработки ЭЭС, используемого в системе подготовки медицинских кадров и в клинической практике, необходимо:

- рассмотреть существующие решения устройств регистрации ЭЭС;
- разработать и предложить устройство регистрации ЭЭС, адекватно отражающее различные состояния пациента.

Устройством медицинского назначения для проверки его работы и демонстрации его возможностей для обучения и проведения реальной оценки физиологической активности головного мозга целесообразно реализовывать в среде разработки лабораторных виртуальных приборов LabView (Laboratory