

УДК 621.317: 616.12-073.97-71

Е.С. Карплюк

Оптимизация тракта ЭКГ на основе сигма-дельта АЦП

Предлагается новый подход к комплексному моделированию тракта ЭКГ на основе сигма-дельта АЦП в среде MATLAB/Simulink. Оптимизация таких параметров как частота дискретизации, коэффициент передискретизации, порядок сигма-дельта модулятора, полоса частот выполняется на основе максимизации эффективной разрядности цифрового выходного сигнала с учётом неидеальности контакта кожа-электрод, аналоговой части, АЦП, первичной цифровой обработки.

New approach to complex sigma-delta ADC ECG channel modeling in MATLAB/Simulink environment is proposed. Optimization of such parameters as sampling frequency, over sampling rate, sigma-delta order, bandwidth is performed by maximizing output digital signal effective resolution with pay much attention to non-idealities skin-electrode contact, analog input block, ADC, digital signal preprocessing.

Введение

Современные тенденции развития медицинских диагностических систем выдвигают всё более и более высокие требования к аппаратным средствам с целью получения как можно более полной и точной информации о состоянии пациента. Классические методы анализа отдельных блоков в тракте имеют целый ряд ограничений, а так же не позволяют в полной мере получить детальный расчёт всего тракта в целом. В связи с всё большим усложнением диагностических систем и повышением требований к точности, перспективным направлением является комплексный подход к проектированию, анализ шумов и погрешностей на всех стадиях сбора и обработки сигналов с учётом взаимного влияния всех функциональных блоков.

Повышаются требования и к энергопотреблению диагностических систем, что имеет решающее значение при построении портативных приборов регистрации и диагностики ЭКГ (малогабаритные кардиографы, холтеровский мониторинг, аппаратура для задач телемедицины и т.д.). Значительное снижение потребляемой мощности возможно за счёт более низких напряжений питания, что подразумевает меньшие диапазоны входных напряжений, а, следовательно, большую чувствительность к различ-

ным помехам (шумам от источников питания, некачественным опорным и цифровым сигналам, электромагнитным воздействиям и радиопомехам).

Целью данной статьи является разработка комплексного подхода к построению тракта ЭКГ для оптимизации его параметров. Ставится задача построения целостной модели тракта ЭКГ.

Для построения модели тракта можно выделить несколько тесно взаимосвязанных составляющих в системе обработки аналоговых сигналов ЭКГ:

- контакт электрод-кожа;
- входные цепи аналоговых сигналов, формирование отведений ЭКГ, предварительная аналоговая фильтрация;
- АЦП;
- предварительная цифровая обработка потока данных с АЦП;
- вспомогательные цепи тактовых сигналов и источников питания.

Аналоговая часть тракта ЭКГ во многом определяет потенциальные возможности диагностической системы в целом, так как является её первичным входным блоком и вносит наибольший вклад в шумовые составляющие сигнала. Основными характеристиками аналоговой части являются:

- нижняя частота среза;
- верхняя частота среза;
- уровень пульсаций в полосе пропускания;
- уровень подавления вне полосы сигнала ЭКГ;
- уровень собственных шумов;
- коэффициент подавления синфазных помех;
- относительная погрешность коэффициента усиления.

Для классических систем полоса частот тракта ЭКГ составляет 0.05 Гц – 250 Гц. При этом нижняя частота среза обусловлена допустимой величиной погрешности измерения смещений сегментов PQ и ST относительно изолинии и искажения их плоской части. Верхняя частота исследуемой полосы частот определяется исходя из требований допустимых искажений острых зубцов кардиоцикла, а также мелких деталей ЭКГ. Отдельной перспективной задачей является выделение низкоамплитудных высокочастотных составляющих кардиосигнала для выявления поздних и ранних потенциалов. На

рис. 1 приведён амплитудный спектр кардиоцикла с отсутствием (а) и наличием (б) поздних потенциалов. Уровень мощности низкоамплитудных составляющих на 3 порядка ниже мощности сигнала кардиоцикла. Для получения дополнительной информации о низкоамплитудных составляющих необходимо расширение полосы измерительного тракта ЭКГ до 1-2 кГц.

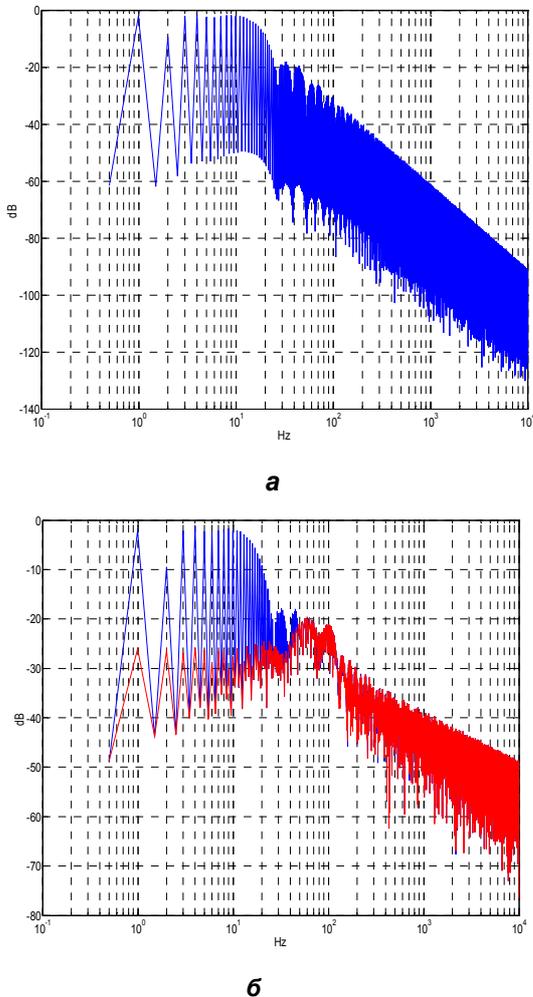


Рис. 1. Спектры сигналов ЭКГ (модельный сигнал)

При выборе АЦП необходимо учитывать многочисленные факторы, в первую очередь – разрешение, которое в общем случае зависит от частоты выборки и ограничено сверху разрядностью выходного слова АЦП. При этом требования к точности источника опорного напряжения (ИОН) должны соответствовать выбираемой разрядности АЦП. Так, например, при амплитуде входного сигнала 5 В значение шага квантования для 12-, 14- и 16-разрядных АЦП составит соответственно 1,22 мВ, 0,3 мВ и 76 мкВ, поэтому ИОН должен обеспечивать опорное напряжение с точностью не хуже половины шага квантования.

Для оптимизации параметров тракта ЭКГ необходимо выбрать интегральные критерии качества сбора и обработки сигнала. Одним из

основных параметров, характеризующих качество тракта, является соотношение сигнал/шум – соотношение мощностей сигнала и шума в исследуемой полосе частот. Отношение сигнал/шум в дБ для синусоидального сигнала для идеального N-разрядного АЦП будет определяться как:

$$SNR = 6.02N + 1.76, \text{ дБ}$$

Отношение сигнал/шум сигнала с учётом нелинейных искажений SINAD (Signal-to-Noise-And-Distortion) характеризует качество тракта в целом и для идеального АЦП совпадает с SNR.

Для реального N-разрядного АЦП отношение сигнал/шум будет меньше, а следовательно разрешающая способность ниже. Поэтому, вводится понятие эффективной разрядности ENOB (Effective Number Of Bits):

$$ENOB = \frac{SINAD - 1.76\text{дБ}}{6.02\text{дБ}}, \text{ бит}$$

Эффективная разрядность может быть вычислена и непосредственно из соотношения сигнал/шум:

$$ENOB_{SNR} = \frac{SNR - 1.76\text{дБ}}{6.02\text{дБ}}, \text{ бит}$$

Для реальных АЦП SINAD естественно будет меньше чем SNR, а следовательно $ENOB_{SNR}$ будет больше чем ENOB.

Наиболее перспективным направлением является построение тракта ЭКГ на основе сигма-дельта АЦП. В основе сигма-дельта АЦП лежит идея избыточной дискретизации с последующей цифровой обработкой получаемого битового потока [1].

Для анализа системы на основе сигма-дельта АЦП удобно воспользоваться анализом в терминах шума квантования. Под шумом квантования понимают ошибку преобразования непрерывного значения в дискретное. Для идеального классического N-разрядного АЦП среднеквадратическое значение шума квантования равно $q/\sqrt{12}$, где q – величина шага квантования, вес младшего значащего бита. Для идеального АЦП шум квантования имеет равномерное распределения в пределах полосы Найквиста, т.е. от 0 до $f_s/2$, где f_s – частота дискретизации. В структуре сигма-дельта АЦП частота дискретизации выше частоты выходного потока в OSR раз, где OSR (Oversampling Ratio) – коэффициент передискретизации. Использование на выходе цифрового низкочастотного фильтра-дециматора значительно уменьшает шум квантования в полосе частот

полезного сигнала, повышая эффективное число разрядов. Таким образом, выполняется аналого-цифровое преобразование с высоким разрешением используя аналого-цифровой преобразователь с низкой разрешающей способностью. Необходимо отметить, что избыточная дискретизация значительно снижает требования к аналоговому ФНЧ.

При использовании только избыточной дискретизации для повышения разрядности на N разрядов необходим коэффициент передискретизации 2^{2N} . Сигма-дельта АЦП не требует столь высоких значений коэффициента передискретизации, так как в общем случае большая часть шума квантования выходит за пределы полосы пропускания выходного ФНЧ.

В работах [2-5] рассматриваются методы моделирования сигма-дельта модуляторов в среде MATLAB/Simulink. С увеличением порядка модулятора (числа каскадов интегрирования и суммирования) достигается лучший эффект при формировании неравномерного распределения шума квантования, а следовательно и более высокое значение ENOB при фиксированном коэффициенте передискретизации. Исследования, рассматривающие компараторы с конечным, а не с бесконечным коэффициентом усиления, показали возможность построения и серийного применения сигма-дельта АЦП на основе модуляторов третьего и более высоких порядков. При построении таких модуляторов для устранения потенциальной нестабильности при определенных входных сигналах требуются специальные меры ЦОС.

Функционально-схемотехническое моделирование позволяет исследовать и проводить оптимизацию всего тракта системы сбора данных, с детализацией модели вплоть до схемотехнического уровня, сочетая возможности моделирования на уровне функциональных блоков. Интерфейс PSpice SLPS является средством связи между средой моделирования

MATLAB/Simulink и пакетом схемотехнического моделирования PSpice A/D компании Cadence Design Systems [6]. SLPS обеспечивает возможность добавления в схему модели MATLAB/Simulink функционального блока, моделирование которого выполняется на схемотехническом уровне на основе моделей PSpice. На рис. 2 приведена модель тракта ЭКГ в среде модели MATLAB/Simulink.

Моделирование контакта кожа-электрод выполнено на функциональном уровне. Модель учитывает напряжение поляризации, ёмкостную и активную составляющую импеданса контакта.

Блок аналоговой части моделируется на схемотехническом уровне. На рис. 3 приведена схема электрическая принципиальная одного канала для биполярного отведения ЭКГ. Сигнал с электродов поступает через схему параметрических ограничителей на вход инструментального усилителя U1. Источник V_{in} моделирует входной ЭКГ сигнал (с учётом напряжения поляризации электродов), цепь R_{cont} , C_{cont} – сопротивление и проходную ёмкость контакта электрод-кожа. Интегратор на основе ОУ U2B образует ООС по постоянному напряжению, обеспечивая подавление дрейфа изолинии. С выхода инструментального усилителя сигнал подаётся на вход активного ФНЧ, выполненного на ОУ U2A, с коэффициентом усиления 100.

Методы моделирования сигма-дельта АЦП позволяют получить модель в среде MATLAB/Simulink с учетом неидеальности сигма-дельта модулятора вплоть до параметров топологии ИС.

На рис. 4 приведена модель сигма-дельта АЦП на основе сигма-дельта модулятора 2-го порядка и АЦП разрядностью 4 бита. При этом модель учитывает неидеальность интеграторов, шумы входных буферных усилителей, шумы вида kT/C переключаемых конденсаторов, неидеальность интеграторов, рассогласование АЦП ЦАП.

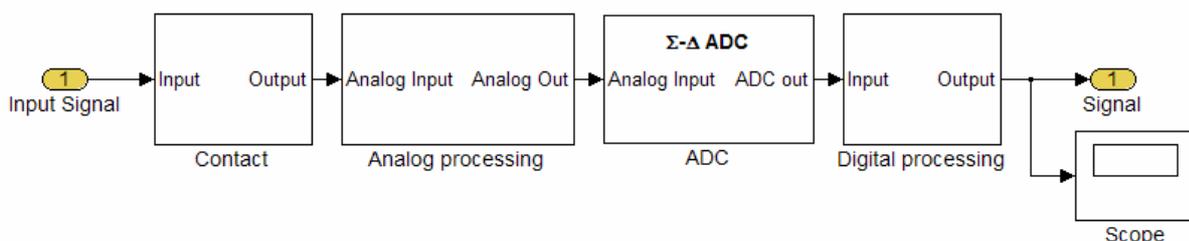


Рис. 2. Модель тракта ЭКГ в MATLAB/Simulink

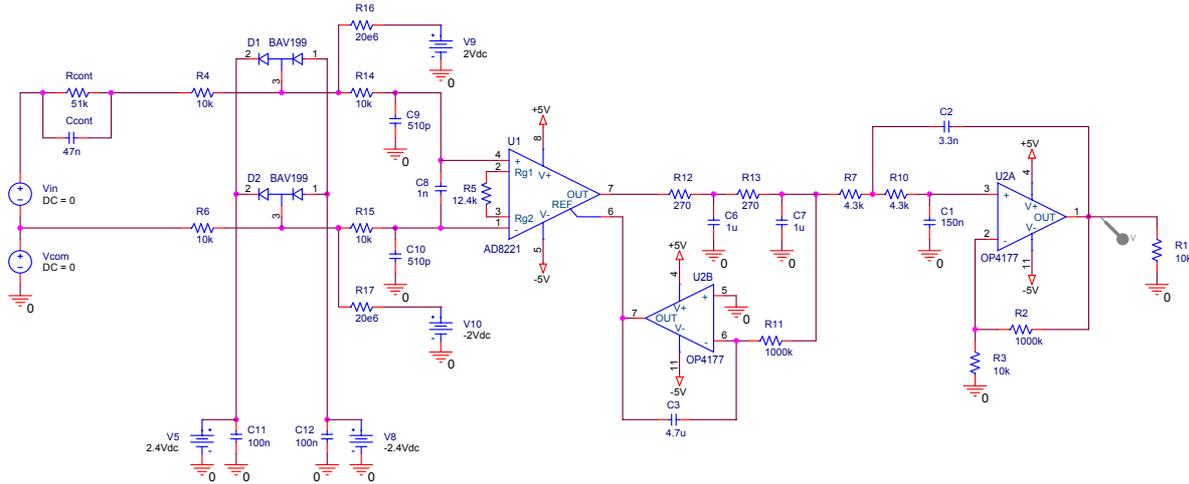


Рис. 3. Аналоговая часть ЭКГ (один канал)

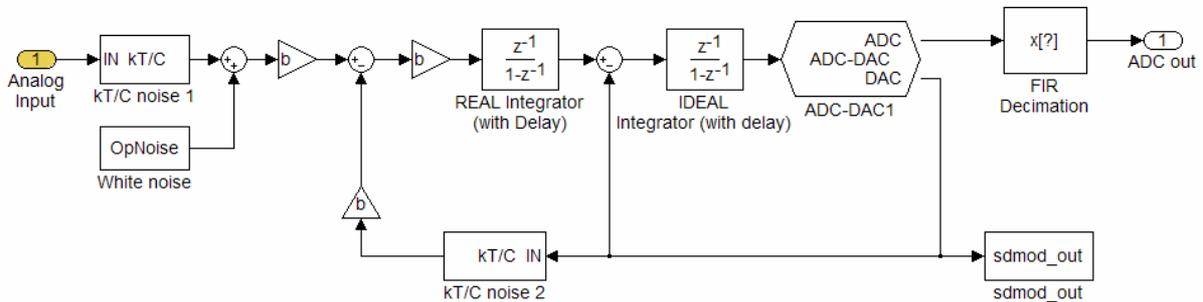
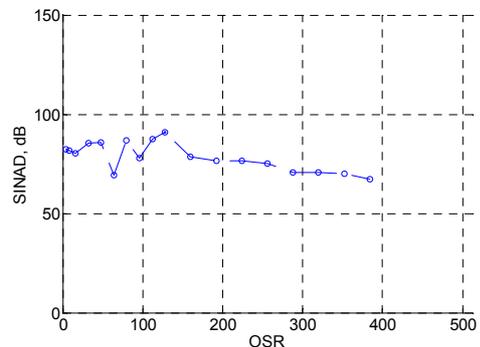


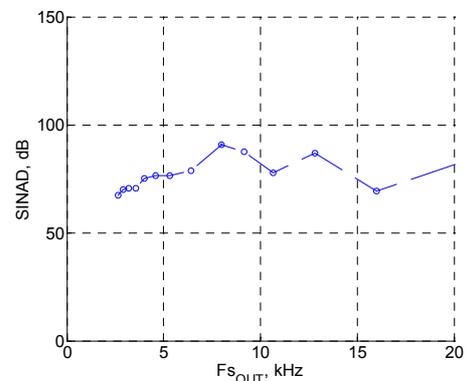
Рис. 4. Модель сигма-дельта АЦП

Для оптимизации соотношения SINAD тракта ЭКГ в результате серии численных экспериментов получена зависимость от коэффициента передискретизации (рис. 5а). При уменьшении коэффициента передискретизации увеличивается полоса частот сигма-дельта АЦП, спектральная плотность шумов на выходе сигма-дельта модулятора с увеличением частоты также увеличивается. Это приводит к снижению эффективной разрядности, что широко иллюстрируется в технических описания на конкретные ИС сигма-дельта АЦП. С увеличением коэффициента передискретизации при фиксированной частоте дискретизации сигма-дельта модулятора уменьшается уровень шумов квантования, повышается эффективная разрядность сигма-дельта АЦП, но вместе с тем уменьшается частота дискретизации выходного потока. Начиная с некоторого оптимального значения коэффициента передискретизации, SINAD всего тракта в целом начинает снижаться. На рис. 5б приведена зависимость соотношения SINAD от выходной частоты дискретизации.

На рис. 6 приведены результаты моделирования тракта ЭКГ. Эффективная разрядность выходного потока данных составила 12 бит при выходной частоте дискретизации 8 кГц, что значительно превышает характеристики классических кардиографических систем. При



а



б

Рис. 5. Зависимость SINAD выходного цифрового потока от: а – коэффициента передискретизации (OSR); б – выходной частоты дискретизации (для полосы сигнала 1000 Гц)

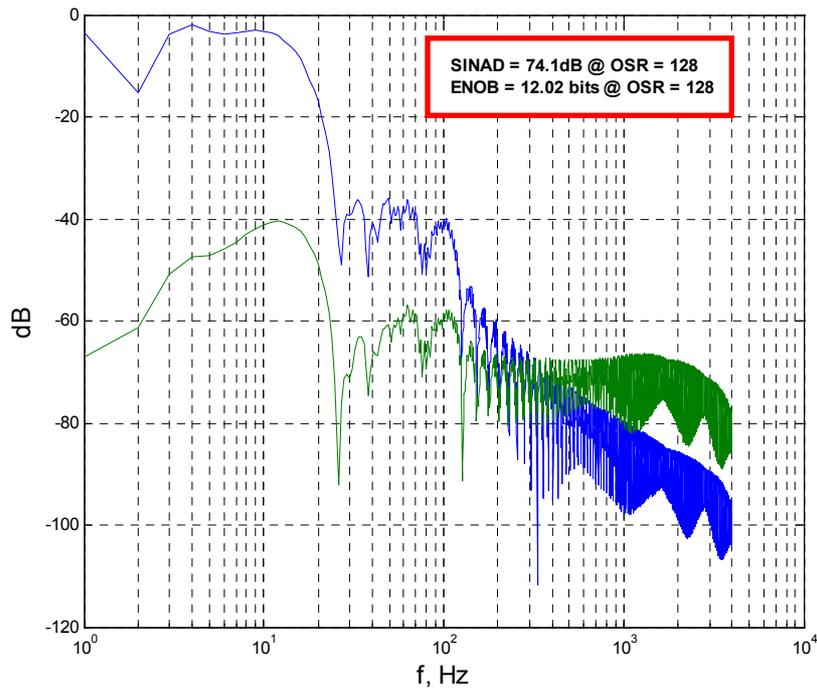


Рис. 6. Спектральная плотность сигнала и шума на выходе тракта ЭКГ

дальнейшем анализе возможно повышение эффективной разрядности в первую очередь за счёт применения специальных схемотехнических методов повышения соотношения сигнал/шум на выходе аналоговой части, повышения разрядности сигма-дельта модулятора, а так же методов цифровой обработки сигналов при обработке длительных записей ЭКГ.

Для оценки полученных результатов следует отметить, что эффективная разрядность классических систем ЭКГ диагностики, как правило, не превышает 7 бит. Полученная эффективная разрядность на выходе моделируемого тракта ЭКГ позволяет повысить точность регистрации сигнала более чем в 50 раз в сравнении с классическими системами.

Выводы

Разработана функционально-схемотехническая модель тракта ЭКГ, которая позволяет проводить оптимизацию параметров тракта ЭКГ. Функционально-схемотехническое моделирование даёт возможность соединить преимущества как схемотехнического моделирования аналогового тракта в среде PSpice, так и функциональное моделирование процессов контакта электрод-кожа, структуры сигма-дельта АЦП и цифровой обработки сигналов.

Получено значение эффективной разрядности выходного потока тракта ЭКГ 12 бит, при выходной частоте дискретизации 8000 Гц, коэффициенте передискретизации сигма-дельта АЦП - 128. Такая эффективная разрядность по-

зволяет получить исходные данные для дальнейшей обработки и выявления низкоамплитудных составляющих ЭКГ, расширяя возможности ранней неинвазивной диагностики.

Литература

1. David Jarman, A Brief Introduction to Sigma Delta Conversion, Intersil Corporation, 1999
2. DADI Mohamed béchir¹, BOUALLEGUE Ridha², and EZZEDDINE taher³ New Approach to Optimize a Sigma Delta Modulator IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol.7, №.6, June 2007
3. Valeriy I. Didenko, Aleksander V. Ivanov, Aleksey V. Teplovodskiy New Approach to Theory of Sigma-Delta Analog-to-Digital Converters, 12th Workshop on ADC Modeling and Testing, Iasi, ROMANIA, 2007
4. S. Brigati, F. Francesconi, P. Malcovati, D. Tonietto, A. Baschiroto, F. Maloberti, Modeling sigma-delta modulator non-idealities in SIMULINK, Proceedings of ISCAS '99. – Vol. 2, P. 384–387.
5. P. Malcovati, S. Brigati, F. Francesconi, F. Maloberti, F. Cusinato, A. Baschiroto, "Behavioral modeling of switched-capacitor sigma-delta modulators", IEEE Trans. on Circuits and Systems I. – 2003. – Vol. 50, №. 3. – P. 352–364
6. Златин И. Интеграция программ OrCAD и MATLAB/Simulink при помощи интерфейса SLPS // Силовая электроника. – 2006. – №2