

symposium on human factors in driver assessment, raining, and vehicle design. Bolton Landing, NY. 2013. PP. 170-176.

13. Alpatov A. V., Kiryukhin A. V. Device to warn drivers about the dangerous movement of the vehicle // Research Journal of International Studies. 2013. PP. 38-41.
14. Алпатов А.В., Митрофанова М.Ю. Метод флуктуационного анализа сердечного ритма в режиме реального времени // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 7. С. 66-71.
15. Golberger A. Non-linear dynamics for clinicians: Chaos theory, fractals, and complexity at the bedside // Lancet. 1996. Vol. 347. № 9011. PP. 1312-1314.

Алексей Викторович Алпатов,
канд. техн. наук,

Антон Викторович Кирюхин,
аспирант,

кафедра биомедицинской и полупроводниковой электроники,
Рязанский государственный радиотехнический университет,
г. Рязань,

e-mail: alpatov-alexey@yandex.ru

Т.А. Смердова

Сравнение характеристик биполярных импульсов дефибрилляции: трапецеидального, прямолинейного и Гурвича-Венина

Аннотация

Предложены и рассмотрены энерговременные характеристики оценки потенциальных возможностей импульсных сигналов. На основе этих характеристик проведена оценка эффективности различных импульсов дефибрилляции. Результаты анализа показали, что текущая энергия импульса дефибрилляции Гурвича-Венина в 1,5...2 раза превышает энергию трапецеидального импульса и в 1,2...1,5 раза – энергию прямолинейного импульса, что совпадает с известными экспериментальными результатами исследования эффективности, проведенными на модели высокоомных животных.

Поиск оптимальной формы дефибриллирующего импульса, обеспечивающего успешную дефибрилляцию сердца при минимальной его энергии, начался фактически с момента появления первых дефибрилляторов и продолжается в настоящее время. Здесь четко определились две тенденции: первая – это использование монополярных импульсов дефибрилляции, вторая – применение биполярных импульсов. В СССР с момента промышленного освоения и выпуска дефибриллятора ДИ-03 (1970 год) [1] и всех последующих типов использовался биполярный квазисинусоидальный импульс, получивший в дальнейшем название «импульс Гурвича-Венина». Экспериментально было установлено, что уменьшение амплитуды отрицательной полуволны импульса существенно снижает энергию дефибрилляции. В США и Европе с начала 60-х годов прошлого века использовался монополярный импульс. Дефибрилляторы с биполярным импульсом, как подтвердила в дальнейшем практическая медицина, обеспечивали успех лечения от 80 до 100 % при отдаваемой энергии порядка 190 Дж, в то время как дефибрилляторы с монополярным импульсом имели успех 70 % при энергии до 360 Дж.

Сравнительный анализ этих двух видов импульсов дефибрилляции в экспериментах на животных, опубликованный за рубежом в работе [2], привел к интенсивному исследованию эффективности моно- и биполярных импульсов дефибрилляции прежде всего в США. J. Schuder [3], проводя сравнительное изучение моно- и биполярных прямоугольных импульсов на телятах массой 100 кг, писал, что интерес к проведению этих работ был вызван статьей В. Неговского и соавторов [2], в которой отмечалась большая эффективность биполярных импульсов. Работы Schuder показали, что успешная дефибрилляция биполярными импульсами достигается в 90 % опытов при отдаваемой энергии 200 Дж. В этих же условиях монополярный импульс Edmark при той же энергии 200 Дж эффективен только в 37 % случаев дефибрилляции.

В 1993-1995 годах ведущая американская фирма по производству дефибрилляторов «Physio-Control Corporation» провела в 8 университетских центрах США и Канады сравнительные медицинские испытания моно- и биполярного импульсов. В этих исследованиях, согласованных с Американской ассоциацией кардиологов, при дефибрилляции желудочков сердца первый биполярный импульс Гурвича-Венина при средней энергии 171 Дж был эффективен в 100 % случаев, в то время

как первый монополярный импульс Edmark при средней энергии 215 Дж был эффективен только у 78,6 % пациентов. Публикуя результаты этих исследований, авторы отметили: «В Советском Союзе дефибрилляторы, формирующие биполярный импульс, применяются в клиниках уже третье десятилетие со времени создания там первого такого дефибриллятора» [4].

T. Shneider и соавторы [5] использовали разряд в 150 Дж и обнаружили, что двухфазный экспоненциальный импульс способен прервать 92 % случаев фибрилляции желудочков после первого же разряда, тогда как традиционный однофазный экспоненциальный разряд делает то же самое только в 66 % случаев. Многочисленные исследования показали, что при биполярной дефибрилляции нет смысла наращивать интенсивность разряда. Это позволяет сделать следующий вывод: биполярная дефибрилляция наиболее эффективна и наименее вредна для миокарда. В связи с этим в рекомендациях Американской ассоциации кардиологов отмечено, что биполярная дефибрилляция с относительно низкими разрядами (менее 200 Дж) безопасна и более эффективна для купирования фибрилляции желудочков, чем высокоэнергетические нарастающие однополярные разряды. Практически двукратное уменьшение эффективной энергии для импульса Гурвича-Венина при устранении фибрилляции у больных с внезапной остановкой сердца было подтверждено результатами клинических исследований, выполненных под руководством В.А. Вострикова [6].

В данной статье представлены результаты теоретического исследования сравнительной эффективности используемых в медицинской практике биполярных трапецеидального, прямолинейного импульсов и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина, полученные на основе анализа энерговременных характеристик.

Энерговременные характеристики импульсных сигналов

Одна из наиболее общих точек зрения, с позиций которой можно рассматривать любое биофизическое явление, – это энергетическая точка зрения. Знание развития энергетических особенностей процесса не определяет всех особенностей данного явления, но зато энергетическое рассмотрение ряда родственных явлений позволяет установить как общие черты, их объединяющие, так и их различия.

Развитие во времени энергетического процесса импульса описывается его текущей энергией $E(t)$, которая является энергетической характеристикой импульса и определяется соотношением [7]

$$E(t) = \int_0^t f^2(t) dt. \quad (1)$$

Скорость изменения энергии импульса в любой момент времени является его энергоскоростной характеристикой и определяется как производная текущей энергии по времени $dE(t)/dt$.

Интегральной характеристикой является временная энергоскоростная характеристика импульса $\Psi(t)$, которая равна произведению

$$\Psi(t) = E(t) \frac{dE}{dt}. \quad (2)$$

Исследования показали, что решающим фактором возникновения возбуждения в нерве является не пороговая сила тока, а пороговая величина энергии, которая выделяется током на данном интервале времени при прохождении через волокно [8]. Отметим, что функция $\Psi(t)$ характеризует не только величину энергии, но и скорость ее изменения во времени, что особенно важно при срабатывании различных пороговых устройств, прежде всего биологических.

Модель импульсов дефибрилляции

В качестве исследуемых импульсов дефибрилляции были взяты три биполярных импульса, описанные в статье [9] и представленные на рис. 1. Эти импульсы были экспериментально исследованы по критерию пороговой энергии на домашних свиньях при устранении 20-секундной фибрилляции, что позволило объективно сравнить результаты теоретических и экспериментальных исследований. Форма и длительность импульсов соответствовали сопротивлению нагрузки $R = 100$ Ом независимо от сопротивления грудной клетки животных (модель высокоомных животных) [9].

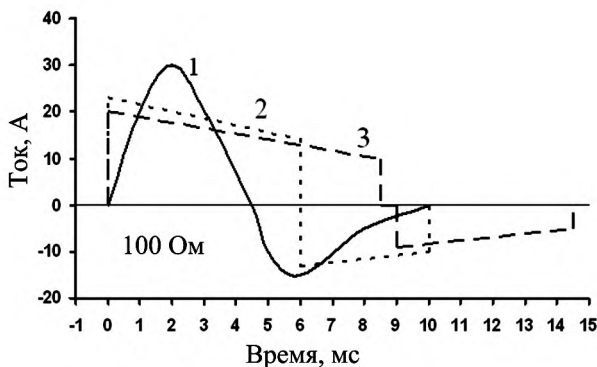


Рис. 1. Форма биполярных импульсов дефибрилляции при сопротивлении нагрузки $R = 100$ Ом: 1 – импульс Гурвича-Венина; 2 – прямолинейного импульса; 3 – трапецеидального импульса

Описание трапецеидального импульса (рис. 1) имеет следующий вид:

$$I_m(t) = I_m \begin{cases} e^{-\alpha t} & [0, t_1]; \\ 0 & [t_1, t_2]; \\ -e^{-\alpha t} & [t_2, T_m], \end{cases} \quad (3)$$

где $I_m = 20$ А – амплитуда (пиковое значение) тока; $T_m = 14,3 \cdot 10^{-3}$ с – длительность трапецеидального импульса; $\alpha = 96$ с $^{-1}$ – постоянная времени; $t_1 = 8 \cdot 10^{-3}$ с; $t_2 = 8,75$ с.

Математическая модель прямолинейного импульса описывается следующим образом:

$$I_{II}(t) = I_{II} \begin{cases} -0,72 \frac{t}{T_{II}} + 1 & [0, t_1]; \\ 0,55 \left(\frac{t}{T_{II}} - 1,73 \right) & [t_1, T_{II}], \end{cases} \quad (4)$$

где $I_{II} = 22$ А – пиковое значение тока; $T_{II} = 10 \cdot 10^{-3}$ с – длительность прямолинейного импульса; $t_1 = 6 \cdot 10^{-3}$ с.

Математической моделью импульса Гурвича-Венина является экспоненциально затухающая синусоида:

$$I_{ГВ}(t) = I_{ГВ} e^{-aT \left(\frac{t}{T} \right)} \sin 2\pi \frac{t}{T} \quad [0, T], \quad (5)$$

где $I_{ГВ} = 42$ А – амплитуда тока; $T = 9 \cdot 10^{-3}$ с – длительность импульса Гурвича-Венина; $aT = 1,4$ – параметр, характеризующий затухание экспоненты и коэффициент асимметрии m импульса.

Коэффициент асимметрии, определяемый отношением максимальных значений отрицательной и положительной полу-волн импульса Гурвича-Венина, равен

$$aT = \frac{|I_{2\max}|}{I_{1\max}} = -2 \ln m. \quad (6)$$

Результаты анализа

Исходя из представленных моделей импульсов и соотношений (1), (2), найдем их энергетические характеристики и производные текущей энергии. Значения $E(t)$ и $dE(t)/dt$ при сопротивлении нагрузки R для трапецеидального импульса будут равны

$$E_m(t) = \frac{I_m^2 R}{2\alpha} \begin{cases} 1 - e^{-2\alpha t} & [0, t_1]; \\ 0,8 & [t_1, t_2]; \\ 0,986 - e^{-2\alpha t} & [t_2, T_m]; \end{cases} \quad (7)$$

$$\frac{dE_m(t)}{dt} = I_m^2 R \begin{cases} e^{-2\alpha t} & [0, t_1]; \\ 0 & [t_1, t_2]; \\ -e^{-2\alpha t} & [t_2, T_m]; \end{cases} \quad (8)$$

для прямолинейного импульса

$$E_{II}(t) = I_{II}^2 R T_{II} \begin{cases} 0,173 \left(\frac{t}{T_{II}} \right)^3 - 0,72 \left(\frac{t}{T_{II}} \right)^2 + \frac{t}{T_{II}} & [0, t_1]; \\ 0,3 \left[\frac{1}{3} \left(\frac{t}{T_{II}} \right)^3 - 1,73 \left(\frac{t}{T_{II}} \right)^2 + 3 \left(\frac{t}{T_{II}} \right) - 1,25 \right] & [t_1, T_{II}]; \end{cases} \quad (9)$$

$$\frac{dE_{II}(t)}{dt} = I_{II}^2 R \begin{cases} 0,52 \left(\frac{t}{T_{II}} \right)^2 - 1,44 \left(\frac{t}{T_{II}} \right) + 1 & [0, t_1]; \\ 0,3 \left[\left(\frac{t}{T_{II}} \right)^2 - 3,46 \left(\frac{t}{T_{II}} \right) + 3 \right] & [t_1, T_{II}]; \end{cases} \quad (10)$$

для импульса Гурвича-Венина

$$E_{ГВ}(t) = \frac{I_{ГВ}^2 R}{4a} \left\{ 1 - e^{-2\alpha t} - \frac{(aT)^2}{(aT)^2 + 4\pi^2} \times \right. \\ \left. \times \left[1 - e^{-2\alpha t} \left(\cos 4\pi \frac{t}{T} - \frac{2\pi}{aT} \sin 4\pi \frac{t}{T} \right) \right] \right\}; \quad (11)$$

$$\frac{dE_{ГВ}(t)}{dt} = I_{ГВ}^2 \operatorname{Re}^{-2at} \sin^2 2\pi \frac{t}{T}. \quad (12)$$

Сопротивление нагрузки R определяется сопротивлением грудной клетки и у взрослых больных меняется в широком диапазоне: от 33 до 170 Ом. Это сопротивление оказывает влияние на форму (амплитуду и длительность) дефибрилирующих импульсов и на их пороговые значения тока и энергии. Особенностью исследования [9], проведенного на моделях высокоомных свиней (сопротивление нагрузки дефибрилятора 100 Ом), явилось объективное количественное сравнение различных импульсов, что позволило сопоставить экспериментальные и теоретические результаты.

Обсуждение

Рассмотренные три вида импульсов дефибриляции (рис. 1) являются биполярными, с коэффициентами асимметрии, равными: импульс Гурвича-Венина и трапецидальный – $m_1 = m_3 = 0,5$; прямолинейный импульс – $m_2 = 0,62$. Изменение текущей энергии указанных импульсов представлено на рис. 2, а их полная энергия в джоулях с учетом сопротивления нагрузки R в омах составила: $E_1 = 2,56R$; $E_2 = 2,34R$; $E_3 = 1,95R$. Скорость изменения текущей энергии трапецидального импульса является наименьшей и соответствует экспоненциальной зависимости, которая достигает максимального значения при $t = 0$. Практически аналогичным образом, с небольшим превышением на 20 %, изменяется скорость текущей энергии прямолинейного импульса. Разрыв ее в точке $t = 6$ мс обусловлен неравенством положительного и отрицательного значений импульса в этой точке. Скорость изменения текущей энергии импульса Гурвича-Венина подчиняется экспоненциально затухающей синусоиде. Значения максимумов этой кривой зависят от величины коэффициента асимметрии импульса. При $m = 1$ их значения становятся равными, а с уменьшением m величина второго максимума также уменьшается.

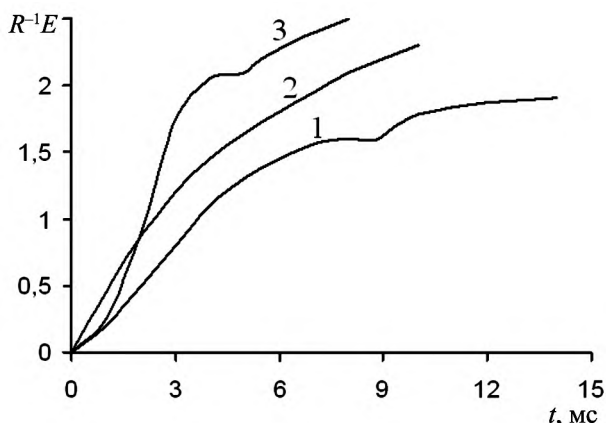


Рис. 2. Текущая энергия $E(t)$ трапецидального (1), прямолинейного (2) импульсов и импульса Гурвича-Венина (3)

На рис. 3 представлены временные энергоскоростные характеристики $\Psi(t)$ трех рассмотренных импульсов дефибриляции. Характеристики трапецидального и прямолинейного импульсов имеют слабо выраженный экстремум. В отличие от них характеристика $\Psi(t)$ импульса Гурвича-Венина имеет два четко выраженных экстремума, разнос которых составляет 4 мс, и резко отличается от аналогичных характеристик трапецидального и прямолинейного импульсов. Отметим, что характеристика импульса Гурвича-Венина отражает две фазы в процессе дефибриляции. При этом значение $\Psi(t)$ первой фазы импульса в два раза превышает это же значение второй фазы. Однако сравнение различных импульсов по данным характеристикам затруднено ввиду отсутствия их четкой биофизической интерпретации. В связи с этим нами было проведено сравнительное сопоставление характеристик текущей энергии импульсов.

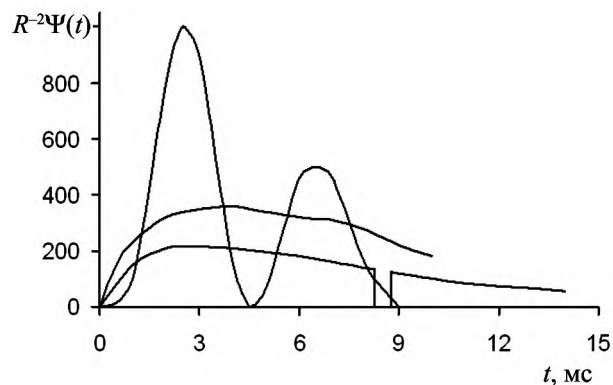


Рис. 3. Временные энергоскоростные характеристики $\Psi(t)$ импульсов: трапецидального (1), прямолинейного (2) и импульса Гурвича-Венина (3)

На рис. 4 представлены отношения текущей энергии импульсов $e_1(t) = E_{ГВ}(t) / E_m(t)$ и $e_2(t) = E_{ГВ}(t) / E_{II}(t)$. Зависимость $e_1(t)$ показывает, что при $t \geq 1,5$ мс энергия импульса Гурвича-Венина превышает энергию трапецидального импульса от 1,5 до 2-х раз, в то время как для $e_2(t)$ при $t \geq 2$ мс превышение составляет 1,15...1,53 раза. Полученные теоретические результаты согласуются с результатами экспериментальных исследований на высокоомных моделях животных [9], которые, в свою очередь, совпадают с данными работы [10].

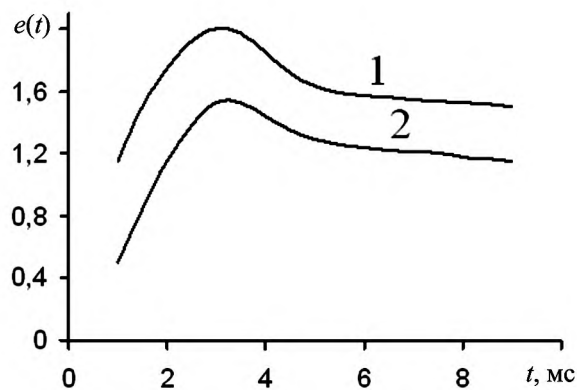


Рис. 4. Зависимости отношения текущей энергии импульса Гурвича-Венина к энергии трапецидального импульса $e_1(t)$ (кривая 1) и к энергии прямолинейного импульса $e_2(t)$ (кривая 2)

Заключение

Предложенные энерговременные характеристики позволяют оценить потенциальные возможности различных импульсов дефибриляции. Сравнение этих характеристик с результатами экспериментальных исследований эффективности трапецидального, прямоугольного импульсов и импульса Гурвича-Венина на моделях животных показало совпадение теоретических и экспериментальных данных.

Список литературы:

1. Востриков В.А., Горбунов Б.Б. Игорь Викторович Венин и его вклад в разработку отечественных дефибриляторов // Общая реаниматология. 2013. Т. IX. № 5. С. 68-72.
2. Negovsky V.A., Smerdov A.A., Tabak V., Venin J.V., Bogyshevich M.S. Criteria of efficiency and safety of the defibrillating impulse // Resuscitation. 1980. № 8. PP. 53-67.
3. Schuder J., Gold J., Stoeckle H. et al. Transtoracic ventricular defibrillation in the 100 kg calf with untruncated and truncated exponential stimuli // IEE Trans. Biomed. Eng. 1983. Vol. 30. PP. 415-422.

4. *Greene H.L., DiMarco J.P., Kudenchuk P.J. et al.* Comparison of monophasic and biphasic defibrillating pulse waveforms for transthoracic cardioversion // *Amer. J. Cardiology.* 1995. Vol. 75. PP. 1135-1139.
5. *Schneider T., Martens P.R., Paschen H. et al.* Multicenter, randomized, controlled with 200 – to 360 – J monophasic shocks in the resuscitation of out – of – hospital cardiac arrest victims // *Circulation.* 2000. Vol. 102. PP. 1780-1787.
6. *Востриков В.А., Сыркин А.Л., Холин П.В., Разумов К.В.* Внутрибольничная дефибрилляция желудочков сердца: эффективность биполярного синусоидального импульса // *Кардиология.* 2003. № 12. С. 51-58.
7. *Харкевич А.А.* Спектры и анализ. Избранные труды. Т. 2. – М.: Наука, 1973. С. 87-252.
8. *Наносов Д.Н.* Роль энергии раздражающего тока при возникновении возбуждения в нервном волокне // *Физиологический журнал СССР.* 1955. Т. 41. № 4. С. 554-567.
9. *Востриков В.А., Горбунов Б., Гусев А.Н., Гусев Д.В., Иткин Г.П., Копышева Е.Г., Мамкин К.А., Нестеренко И.В., Селищев С.В., Тельшев Д.В.* Сравнение на высокоомных моделях экспериментальных животных эффективности биполярных импульсов дефибрилляции: трапециoidalного, прямолинейного и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина // *Медицинская техника.* 2010. № 6 (264). С. 1-6.
10. *Li Y., Ristagno G., Yu T., Bisera J., Weil M., Tahg W.* A comparison of defibrillation efficacy between different impedance compensation techniques in high impedance porcine model // *Resuscitation.* 2009. № 80. PP. 1312-1317.

*Татьяна Андреевна Смердова,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Электронные средства
информационно-компьютерных технологий»,
Национальный университет
«Львовская политехника»,
г. Львов, Украина,
e-mail: Smerdova.Tatyana@gmail.com*

Н.М. Федотов, А.И. Оферкин, С.В. Жарый

Моделирование источников фибрилляции предсердий на триангулированной сфере

Аннотация

Разработана модель фибрилляции предсердий в виде клеточного автомата на триангулированной сфере, представляющей собой неориентированный взвешенный граф. Приведены результаты имитационного моделирования по изучению механизмов образования и устойчивости распространения волн возбуждения роторного типа с учетом гетерогенности скорости распространения возбуждения и рефрактерности миокарда. Имитационное моделирование показало возможность существования стабильного ротора при минимальной площади патологической зоны 14 мм² (диаметр – 4,3 мм) с параметрами миокарда в патологической зоне: скорость – 0,1 м/с, рефрактерность – 100 мс; основного миокарда: скорость – 1 м/с, рефрактерность – 200 мс.

Введение

Ткани сердца представляют собой активную среду, в которой могут распространяться автоволны. Автоволновые явления различной природы обычно описываются параболическими дифференциальными уравнениями в частных производных с нелинейным свободным членом. Такой подход можно видеть в работе по моделированию сложных фракционированных электрограмм [1]. Сложные фракционированные сигналы регистрируются в некоторых областях миокарда предсердий у пациентов с фибрилляцией предсердий (ФП) во время электрофизиологических исследований сердца [2].

Для описания процесса распространения волны возбуждения в тканях сердца Норберт Винер еще в 1946 году предложил модель, в которой кардиомиоцит – элемент модели – описывается набором дискретных состояний, которые по заданным правилам сменяли друг друга через дискретные промежутки времени. Данное направление получило развитие в работах ряда других исследователей [3], [4], использующих для моделирования распространения возбуждения в миокарде клеточные автоматы (КА).

В настоящее время предполагается, что участки миокарда с патологическими изменениями провоцируют образование роторов и обеспечивают их стабильность [5]. При этом наиболее перспективным методом лечения фибрилляции предсердий считается селективная катетерная абляция, использующая в качестве мишеней хирургического воздействия области роторной активности миокарда.

Материалы и методы

Цель: разработать математическую модель ФП и исследовать механизмы образования и устойчивости распространения волн возбуждения роторного типа с учетом гетерогенности скорости распространения возбуждения и рефрактерности миокарда.

Для решения поставленной задачи нет необходимости имитировать точную форму сигнала электрограммы. Электрофизиологические процессы в миокарде в данном случае не представляют интереса. Областью интереса являются относительные характеристики функционирования миокарда предсердий, такие как скорость проведения фронта волны возбуждения, длительность рефрактерного состояния и геометрические размеры патологически измененных и здоровых тканей миокарда. Модель ФП была разработана на основе КА на триангулированной поверхности сферы. Использование сферы упрощает алгоритм, так как исключает проблему замыкания решения по границам и позволяет наблюдать процесс на криволинейной поверхности в трехмерном пространстве [6]. Да и сам объект моделирования представляет собой замкнутую поверхность, которую проще всего можно представить в виде сферы. Для аппроксимации сферы выбран икосаэдр, который лучше всего из всех правильных многогранников подходит для триангуляции сферы методом рекурсивного разбиения с минимальными искажениями получающихся треугольников.

Область моделирования, ограниченная триангулированной сферой, включает в себя 40962 узлов a_i и является для алгорит-