

## Аппаратно-программный комплекс ИПЧ блок-схема реализации и некоторые результаты применения

*Санкт-Петербургский Государственный Университет Информационных Технологий Механики и Оптики  
(СПбГУИТМО).*

*Коротков К.Г., Гришенцев А.Ю.*

*tigerpost@yandex.ru*

В данной статье рассмотрен прибор ИПЧ—измеритель поверхностных частот. При его создании, учитывались все требования предъявляемые к современной биомедицинской технике. Прибор разработан и реализован в городе Санкт—Петербурге в научном центре на базе СПб ГУ ИТМО под руководством профессора, д.т.н. Короткова К.Г. ИПЧ генерирует высокочастотный потенциал, вызывающий протекание высокочастотного тока через исследуемый объект, при этом, измеряя интегральную сумму тока в выделенном частотном диапазоне, прибор позволяет получать численную характеристику комплексных проводящих свойств объекта исследования. При проведении ряда работ с применением ИПЧ было показано [1], что прибор представляет интерес, как самостоятельная исследовательская аппаратура. В данной статье рассмотрен принцип построения прибора ИПЧ и некоторые результаты моделирования его работы.

### **Цели:**

Изучение:

- ответной реакции организма человека на влияния высокочастотного, порядка единиц и десятков МГц, импульсного тока;
- изменения комплексных проводящих свойств биологических тканей и организма человека.

### **Задачи:**

Анализ тепловых процессов происходящих при возникновении упорядоченного движения зарядов по биологической ткани в ходе работы с ИПЧ прибором.

### **Реализация ИПЧ.**

Рассмотрим блок-схему аппаратной реализации одной из моделей ИПЧ (рис.1). Генератор разрядных импульсов является источником высокочастотного (7), порядка десятков МГц, напряжения с дискретно регулируемой амплитудой от 0 до 10 кВ. Запуск разрядного импульса осуществляется с помощью оптронного ключа (6), управляемого центральным процессором (1). Обратная связь с оператором ИПЧ осуществляется через клавиатуру (3) и индикатор (4), также имеется возможность подключения ЭВМ (2). Работа цепочки преобразователя высокой частоты состоящая из шести узлов снабжена фотографиями осциллограмм на выходе соответствующего звена. Центральный процессор, со встроенным АЦП, преобразовывает интегрированный импульс к численному значению в условных единицах. Блок питания (5) позволяет подключать прибор к источнику переменного напряжения 110—220В. Прибор ИПЧ имеет три независимых измерительных канала и соответственно три разрядных электрода.

С генератора (7) на электрод подается потенциал с нарастающим фронтом. При достижении некоторого значения напряжения на электроде возникает лавинный разряд. Через объект исследования протекает электрический ток, интегральную сумму которого измеряет ИПЧ. Потенциалы подаются на электрод пакетами с частотой следования 1 кГц. Один пакет составляют 100—300 разрядных импульсов это необходимо для набора данных, и интегрирования по среднему значению.

Рассмотрим более подробно схему интегрирования (рис.1). LC-фильтр (9.1), позволяет выделить наиболее интересующий нас с точки зрения информативности частотный диапазон [2], 2-4 МГц, далее усилитель (9.2), производит усиление тока выделенного частотного диапазона, линейный детектор (9.3) выпрямляет знакопеременный импульс, расширитель (9.4) обеспечивает заполнение пауз в пакете разрядных импульсов путем растяжения каждого

импульса, далее сигнал повторно детектируется (9.5) и поступает на интегратор (9.6) представляющий собой емкость. Напряжение на емкости интегратора устанавливается пропорционально интегральной сумме тока разрядного пакета, и преобразуется в числовое значение от 0 до 4096 при помощи АЦП встроенного в процессор.

Таким образом, получается численное значение соответствующее интегральной сумме тока. Эта величина может значительно варьироваться в зависимости от влажности, поверхности «тест—объекта», поэтому наибольший интерес представляет динамика ИПЧ грамм.

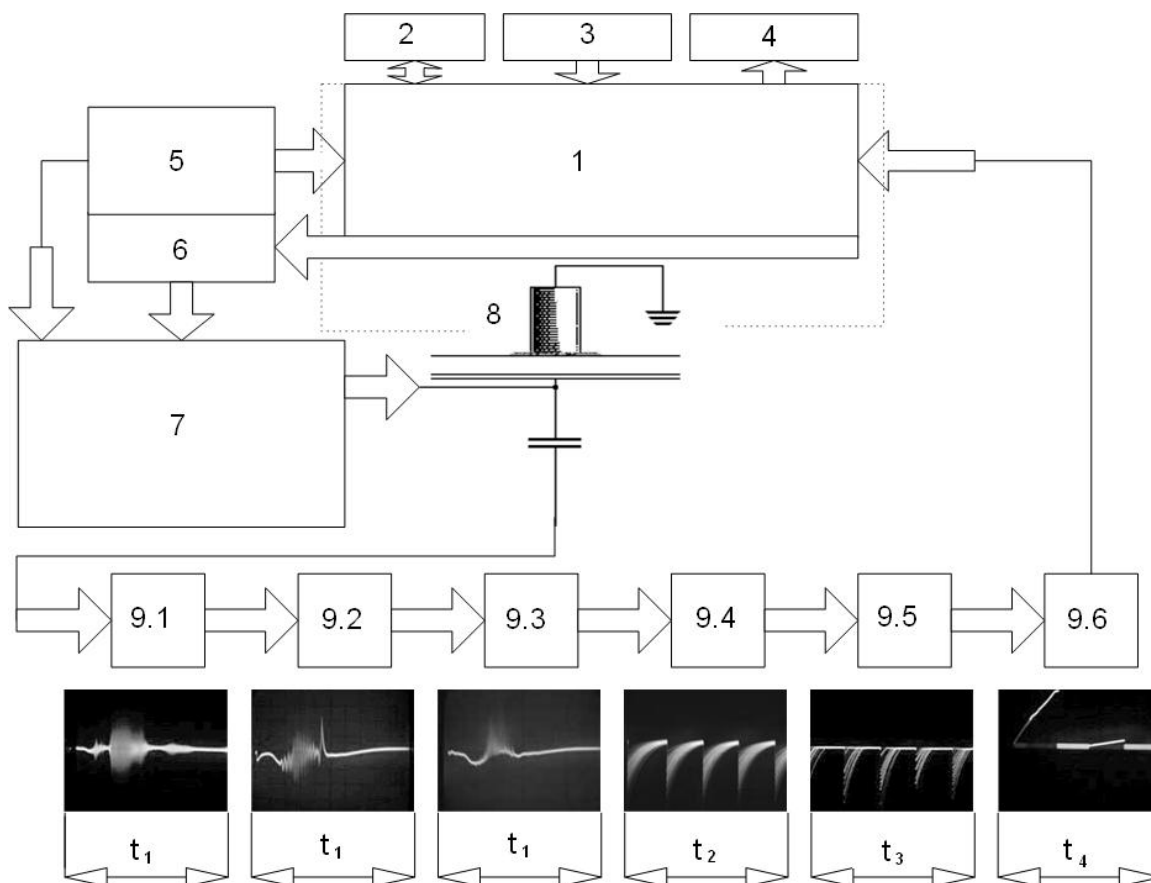


Рисунок 1. Блок-схема ИПЧ.

На рисунке обозначены: 1-центральный процессор; 2-ЭВМ; 3-клавиатура; 4-индикатор; 5-блок питания; 6-оптронный ключ; 7-генератор разрядных импульсов; 8-установленный на электрод «тест-объект»; 9.1-LC фильтр; 9.2-усилитель высокой частоты; 9.3-линейный детектор; 9.4-интегратор.  $t_1$ — $t_2$ -временные интервалы осциллограмм:  $t_1=0.2$  мС;  $t_2=1$  мС;  $t_3=1$  мС;  $t_4$ =длительность 2-х пакетов.

При измерениях прибором ИПЧ возможна постановка исследуемых объектов (например, пальцев рук на поверхность стеклянных электродов, или подключение выносных электродов. В качестве калибровочного «тест—объекта» используют титановый цилиндр высотой 30мм. и диаметром 10мм.

Вариант непосредственной постановки пальцев на электроды ИПЧ предпочтительнее для снятия кратковременных измеряемых секундами ИПЧ—грамм, для длительного мониторинга необходимо использовать выносные электроды.

В случае работы ИПЧ с человеком одновременная регистрация интегральной суммы токов с правой и левой руки позволяет выявить их разность, причиной которой может явиться, например вегето—сосудистая дистония (<http://neurology.eurodoctor.ru/dystonia/>), и как следствие неравномерная перспирация. Увеличение уровня перспирации приводит к росту проводимости кожных слоев, за счет этого значения токов ИПЧ увеличивается, «тест-объект»

в данном случае является репером, и дает возможность переходить к относительным величинам разности амплитуд правого и левого каналов, а также учитывать фон.

### Моделирование схемы замещения человека при подключении ИПЧ.

Моделирование процесса протекания электрического тока через тело человека в процессе ИПЧ исследования позволяет глубже понять характер воздействия электрического тока на организм человека, как с позиции электрофизических представлений, так и с точки зрения наличия особых электропроводящих структур биологической ткани, ассоциированных с законами электропунктуры.

Интересно отметить, что исследования последних лет значительно изменили представления о взаимодействии высокочастотных токов с биологическими тканями, в частности, существует гипотеза: в пределах клетки, клеточного образования, органа, системы и всего организма в целом функционирует гибкая динамическая система обратных связей, согласующая воздействие ЭМП различных диапазонов в общей регуляции гомеостаза [4]. Устоялось мнение, что собственной энергии взаимодействия клеточных диполей явно не достаточно для синхронизации собственных ЭМП клеток в отсутствии воздействия внешнего ЭМП, если только не возникает процесс цепной реакции на электромагнитном и биохимическом уровнях, то есть образование общего волнового фронта. При воздействии внешнего ЭМП клетки начинают излучать синфазно и наблюдается процесс когерентного суммирования собственных ЭМП клеток [4].

В связи с вышесказанным можно говорить об информационном воздействии высокочастотного ЭМП на биологические ткани и организм в целом.

Электрические параметры тела человека могут сильно варьироваться в зависимости от физиологических и антропогенных особенностей. Играет роль рост, вес, полнота, возраст, сухость кожи, состав крови, частота сердечных сокращений и дыхания. Необходимо учитывать, что прибор ИПЧ работает на достаточно высоких частотах, порядка 2-4МГц, поэтому на особенностях электропроводности будет сказываться емкостные свойства, зависящие от позы, близости массивных тел, атмосферных условий окружающей среды.

Учесть все факторы влияния не представляется возможным, поэтому при моделировании приняты следующие допущения:

—в качестве модели тела человека принят объем содержащий водный 0.9% раствор соли NaCl (отношение массы безводной соли к массе раствора на 100%). Именно такой процент содержания соли имеют физиологические растворы, плазма крови и морская вода;

—тело человека замещалось прямолинейными проводниками эллиптического сечения;

—масса тела человека составляет  $M_b = 70,6$  кг, объем  $V_b = 70$  л.;

—токоведущий контур палец—рука—туловище—рука, элементы которого имеют эллиптическое сечение (см. рис.2).

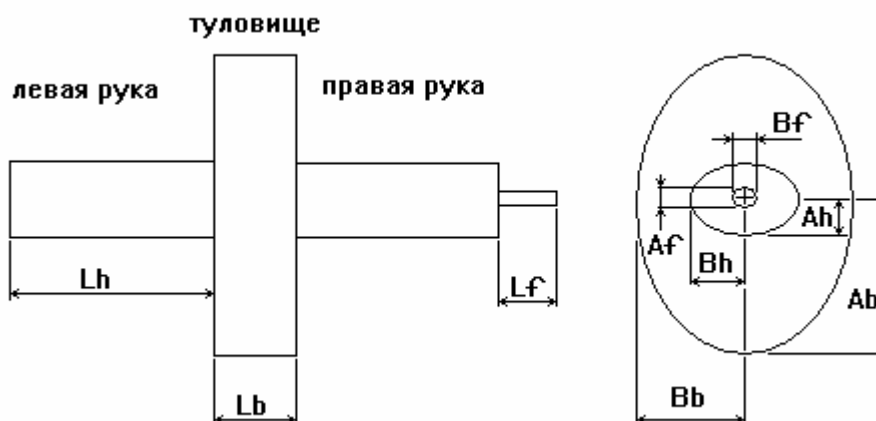


Рисунок 2. Токоведущая форма замещения.

С учетом заданного объема тела  $V_b$ , и фактических пропорций масс получены значения размеров токоведущей формы замещения человека:

$A_h = 40 \cdot 10^{-3}$  м. эллиптическая полуось руки;

$B_h = 45 \cdot 10^{-3}$  м. эллиптическая полуось руки;

$L_h = 0.7$  м. длина руки;

$A_b = 0.66$  м. эллиптическая полуось туловища;

$B_b = 0.1$  м. эллиптическая полуось туловища;

$L_b = 0.3$  м. ширина туловища;

$L_f = 0.08$  м. длина пальца;

$V_f = 0.018$  м. эллиптическая полуось пальца;

$A_f = 0.014$  м. эллиптическая полуось пальца;

$\gamma = 1.5 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$ . объемная удельная электропроводность водного раствора NaCl (0,9%)

[4].

Расчет индуктивностей прямолинейных проводников эллиптического сечения произведем по следующей формуле ([7] стр.99):

$$L = \frac{\mu_0 l}{2\pi} \left( \ln \frac{4l}{a+b} - \frac{3}{4} \right), \quad (1)$$

где  $\mu_0$  — абсолютная магнитная проницаемость;  $l$  — длина проводника;  $a, b$  — полуоси эллипса, являющиеся его поперечным сечением.

Индуктивность пальца:

$$L_1 = \frac{4\pi * 0.08 * 10^{-7}}{2\pi} * \left( \ln \frac{4 * 0.08}{0.018 + 0.014} - \frac{3}{4} \right) = 2.48 * 10^{-8} \text{ Гн.}$$

Индуктивность руки:

$$L_2 = \frac{4\pi * 0.7 * 10^{-7}}{2\pi} * \left( \ln \frac{4 * 0.7}{0.04 + 0.045} - \frac{3}{4} \right) = 3.84 * 10^{-7} \text{ Гн.}$$

Индуктивность туловища:

$$L_3 = \frac{4\pi * 0.3 * 10^{-7}}{2\pi} * \left( \ln \frac{4 * 0.3}{0.66 + 0.1} - \frac{3}{4} \right) = 1.75 * 10^{-8} \text{ Гн.}$$

При действии на человека относительно небольших напряжений основной вклад в активное сопротивление тела человека, вносит сопротивление кожных покровов, внутреннее сопротивление частей тела можно оценить, как:

$$R = \frac{1}{\gamma} \frac{l}{S}, \quad (2)$$

где  $R$ —активное сопротивление;  $\gamma$ —удельная объемная электропроводность вещества;  $S$ —площадь поперечного сечения проводника;  $l$ —длина проводника.

В соответствии с (2) активное сопротивление пальца составит:

$$R_1 = \frac{1}{1.5} * \frac{0.08}{\pi * 0.018 * 0.014} = 67.32 \text{ Ом.}$$

Активное сопротивление руки:

$$R_2 = \frac{1}{1.5} \frac{0.7}{\pi * 0.04 * 0.045} = 82.5 \text{ Ом.}$$

Активное сопротивление туловища:

$$R3 = \frac{1}{1.5 \pi 0.66 * 0.1} \cdot 0.3 = 9.65 \text{ Ом.}$$

Активное сопротивление поверхностных слоев кожи сильно варьируется, имеет значения от единиц до тысяч кОм, в зависимости от их состояния (влажности, содержания солей, толщины, интенсивности перспирации, кровенаполнения подкожного жирового слоя и т. д.). Для толщины влажной кожи (эпидермиса) 0,35 мм, площади сечения равной площади соприкосновения с электродом ИПЧ, т.е. примерно площади поперечного сечения пальца, значения удельной электропроводности  $\gamma = 10^{-4} \text{ Ом}^{-1} * \text{м}^{-1}$ .

$$R4 = \frac{1}{10^{-4}} * \frac{0.00035}{\pi 0.018 * 0.014} = 4.4 \text{ кОм.}$$

Составим упрощенную схему замещения, подключения ИПЧ к человеку, по следующему контуру: палец одной руки установлен на электрод прибора, другая рука заземлена с помощью стандартного медицинского электрода заземления. На схеме (рис.3) введены следующие обозначения:

- R1, L1 активное сопротивление, индуктивность пальца соответственно;
- R2, L2 активное сопротивление, индуктивность рук соответственно;
- R3, L3 активное сопротивление, индуктивность туловища соответственно;
- R4 активное сопротивление кожного покрова;
- C3, C4 емкости между подключенными электродами и телом человека;
- C0 разрядная емкость;
- T1 повышающий трансформатор;
- R5, R6 активные сопротивления обмоток трансформатора;
- C1, C2 собственные и приведенные емкости обмоток;
- KEY1 разрядный ключ.

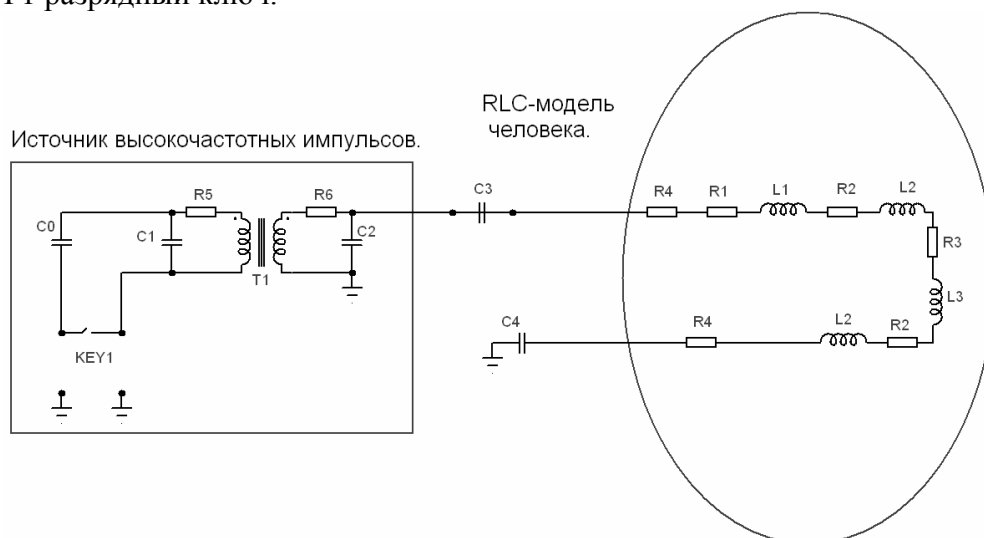


Рисунок 3. Схема замещения подключения ИПЧ к человеку.

Моделирование переходного разрядного процесса осуществлялось в программной среде «MicroCap7.0», в результате получены временные диаграммы напряжения на разрядном электроде (вторичная обмотка трансформатора) (рис.4) и тока через тело человека. Интересно сопоставить результаты моделирования с реальной осциллограммой (рис.5). Видно, что время полного затухания высокочастотной составляющей переходного процесса в модели и в разрядной части прибора совпадают по длительности, продолжаясь примерно 50 мкс.

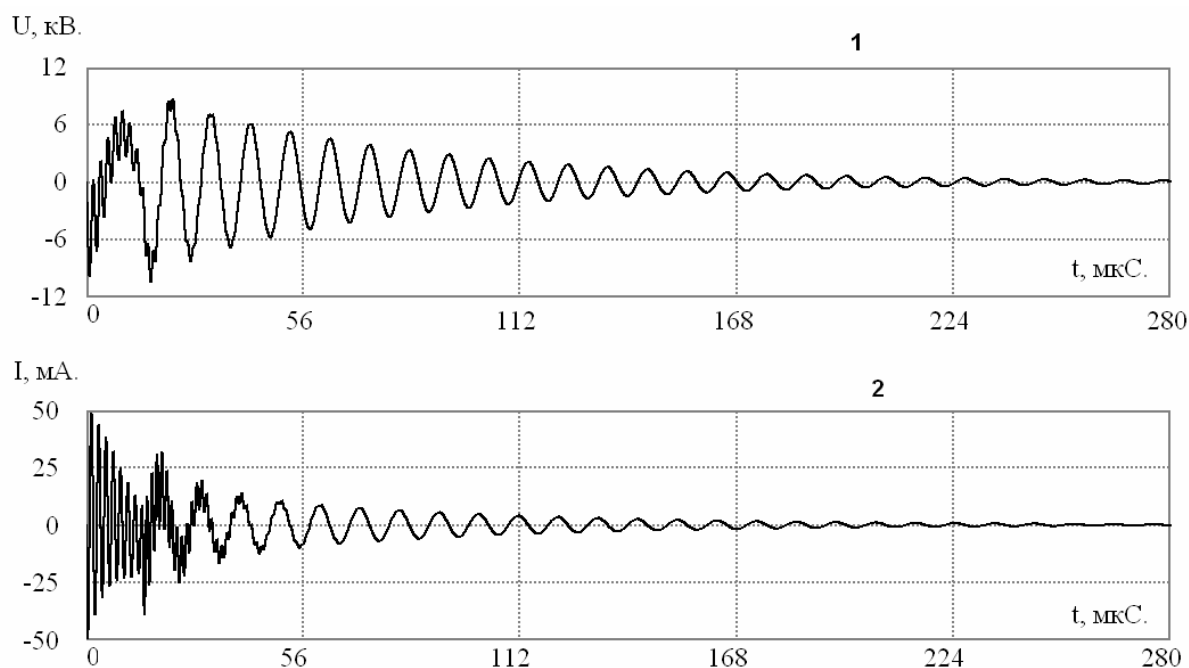


Рисунок 4. Временные диаграммы разрядного процесса.  
1-напряжение на разрядном электроде ИПЧ; 2-ток протекающий через тело человека в момент разрядного импульса.

Как видно из графиков (рис.4) максимальные амплитудные значения тока не превышают 50мА, время полного затухания переходного процесса не более 300мкС. Падение напряжения на пальце человека можно оценить, зная значения сопротивления и индуктивности  $R, L$   $Z=R+i\omega L$ . Модуль комплексного сопротивления  $|Z|^2=(R)^2+(i\omega L)^2$ , в результате расчета получаем  $|z|=67.32$  Ом. Следовательно, максимальное по амплитуде падение напряжения не превышает 3.36 В.

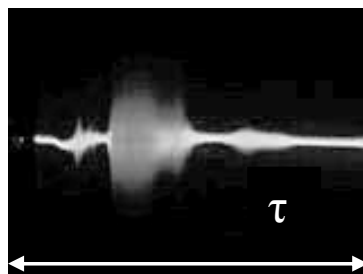


Рисунок 5. Осциллограмма тока на выходе генератора ИПЧ, после ВЧ фильтра.  
 $\tau$ -временной интервал равный 0.2 мС.

Причем необходимо учесть, что моделирование проводилось для максимально допустимого разрядного напряжения 10кВ. В практике работы с ИПЧ обычно используются напряжения 4—7кВ, соответственно при таких напряжениях время полного затухания переходного процесса и амплитудное значение тока и напряжения уменьшатся.

#### **Оценочный расчет выделения тепловой энергии при протекании тока ИПЧ через палец человека.**

Неравномерность распределения высокочастотного тока по организму будет зависеть от состояния тканей, например, таких как кровенаполнение, влажность кожи, перспирация, также на высоких частотах свой вклад в неравномерность распределения тока внесет поверхностный эффект. Наибольшая плотность тока при ИПЧ измерениях в пальце т.к.

площадь его поперечного сечения минимальна по сравнению с рукой или туловищем. Кроме того, палец может непосредственно устанавливаться на электрод, находясь ближе других частей тела к источнику потенциала, и испытывает минимальное рассеяние тока за счет емкостной связи.

Расчет распределения плотности тока по сечению пальца человека был произведен на основании математической модели [8], при помощи компьютерной программы «DC». Моделирование производилось для частоты тока 4МГц, амплитудного значения 50мА. Сечение пальца (рис.6) разбивалось на 5053 элементарных проводника, каждый из которых заменялся ветвью содержащей индуктивность и активное сопротивление значения, которых определялись на основании габаритных и проводящих свойств элементарного участка. Далее с учетом взаимной индуктивности всех элементов разбиения решались уравнения Кирхгофа в комплексной форме. В результате были получены мнимые и вещественные составляющие, а также модуль токов протекающих через все элементарные проводники. Таким образом, учитывалось влияние поверхностного эффекта и неоднородной структуры биологической ткани. Наибольшее амплитудное значение модуля плотности тока через элементарный проводник  $S=0.17 \times 0.17 \text{ мм}^2$  составило  $\sigma=2184 \text{ А/м}^2$ .

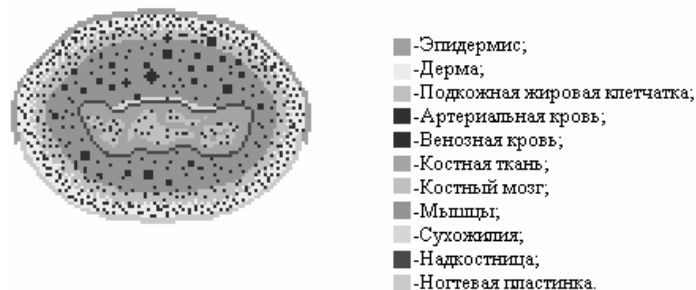


Рисунок 6. Модель сечения пальца человека.

Наибольшая мощность выделяется именно в тех тканях, по которым протекает ток наибольшей плотности. Соответственно именно эти ткани будут наиболее сильно разогреваться. Расчет мощности будем производить при следующих допущениях:

- ток и напряжение изменяются по гармоническому закону, разность фаз тока и напряжения равна нулю, при этом условии выделяется максимальная активная мощность;
- амплитудное значение тока и напряжения принимаем равное максимальному в первом периоде переходного процесса, падение напряжения на пальце составляет  $U_m=3.36 \text{ В}$ ;
- время одного разрядного импульса 100мкс, частота импульсов 1кГц, длительность пакета 2 сек;
- теплообмена между соседними биологическими тканями и внешней средой во время действия пакета импульсов ИПЧ не происходит.

Расчет выделившейся теплоты будем производить по формуле [9]:

$$Q = \int_0^T p dt = \int_0^T U_m I_m \sin^2 \omega t dt, \quad (3)$$

где  $T$ —время действия импульса;  $p$ —мгновенная мощность;  $U_m$ —амплитудное значение напряжения;  $I_m$ —амплитудное значение тока;  $\omega=2\pi f$ — круговая частота. Суммарное время действия импульсов будет равно: время действия одного импульса умноженное на число всех импульсов. При частоте следования 1кГц и длительности пакета 2сек.  $T=100 \cdot 10^6 \cdot 1000 \cdot 2=0.2 \text{ сек}$ , амплитудное значение тока  $I_m=S \cdot \sigma=0.17^2 \cdot 10^{-6} \cdot 2184=63 \text{ мкА}$ :

$$Q = \int_0^{0.2} 3.36 \cdot 63 \cdot 10^{-6} \sin^2 (2\pi \cdot 4 \cdot 10^6 \cdot t) dt = 21.17 \text{ мкДж.}$$

Определим температуру нагрева тканей, используя известную формулу:

$$dT = \frac{dQ}{Cm}, \quad (4)$$

где  $dT$ —изменение температуры;  $dQ$ —изменение количества теплоты;  $C$ —теплоемкость;  $m$ —масса. Теплоемкость биологической ткани, в нашем случае это венозная кровь, близка по порядку значения к теплоемкости воды и составляет 4190 Дж/(кг\*К). Массу элементарного проводника определим на основе его линейных размеров и плотности крови [10]:  $m = \rho * V = 1050 * 0.17^2 * 10^{-6} * 0.1 = 2.97 * 10^{-6}$  кг. Произведем расчет изменения температуры:

$$\Delta T = \frac{21.17 * 10^{-6}}{4190 * 2.97 * 10^{-6}} = 0.00170 \text{ К.}$$

Таким образом, изменение температуры  $\Delta T$  биологической ткани элементарного проводника при непрерывном воздействии ИПЧ в течении 2сек., напряжении электрода 10кВ., составит 1.7мК. Если считать, что естественные колебания температуры тела варьируются в пределах, 1°С, то  $\Delta T$  колебания температуры составляют 0.17% от естественных.

### Выводы.

Полученные результаты теплового расчета предоставляют возможность сделать вывод о безопасности теплового воздействия токов ИПЧ на биологические ткани. Длительность надо выбирать так чтобы число импульсов было достаточно с точки зрения статистической обработки, обычно при длительных наблюдениях выбираются значения времени пакета 0.1—0.5сек, что соответствует 100—500 импульсов этого вполне достаточно.

Необходимо проводить дальнейшие исследования с целью выявления информационного влияния высокочастотных токов малой мощности на организм, этот вопрос на сегодняшний день остается открытым.

### Список литературы.

1. Филиппосьянц Ю.Р., Филатов С.И., Коротков К.Г., Нечаев Д.А. Новый метод приборного выявления лиц с повышенным уровнем стресса. «Спорт и Здоровье» / Труды I межд. научный конгресс. СПб. 2003. Т.2 . С.173-175.
2. Нечаев Д. А., Гришенцев А. Ю., Исследование работы прибора «ИПЧ» при различных значениях влажности. «Приборостроение» №2, 2006, СПб.
3. Коротков К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии. С-Пб. Из—во СПб ГУИТМО (ТУ) 2001.
4. Нефедов Е.И., Протопопов А.А., Хадарцев А.А., Ящин А.А., Физико-биологические основы информационных процессов в живом веществе. Тула. Тульский ГУ, НИИ новых медицинских технологий. 1998.
5. Гришенцев А.Ю. Регистрация проявления реакции человека на стандартные тесты раздражители при помощи прибора ИПЧ. СПб. ГУП НИИФК /Сборник трудов конференция. СПб. 2005.
6. Ахламов С. Н. Краткий технический справочник. – Л.: Издательство Технико-теоретической литературы, 1949.
7. Калантаров П.Л., Цейтлин Л.А., Расчет индуктивностей. Справочная книга. Энергоатомиздат, Ленинград, 1986.
8. Гришенцев А.Ю. Моделирование распределения плотности тока в сложном неоднородном проводнике. часть 1,2. СПб ГУИТМО/ III Конференция молодых ученых сборник трудов. СПб. 2006.
9. Зевеке Г.В., Ионкин П.А., Нетушил А.В. Основы теории цепей. М., Из—во «Энергия», 1975.
10. Коган А.Б., Физиология человека и животных. М., из-во «Высшая школа», 1984.