Документ подписан простой электронной подписью
Информация о владельце:
ФИО: Локтионова Оксана Геннадьевна
Должность: проректор по учебной работе
Дата подписания: 08.09.2026 03:49:47
Уникальный программный ключ:
0b817ca911e6668abb13a5d426d39e5f1c11eabbf73e943df4a4851fda56d089

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

Кафедра биомедицинской инженерии

УТВЕРЖДАЮ
Проректор по учебной работе
_____ О.Г. Локтионова
«14» 04 _____ 2023 г.

УЗЛЫ И ЭЛЕМЕНТЫ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Методические указания к практическим занятиям по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем» для студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»

Курск 2023

УДК 004.93:61

Составители: С.А. Филист

Рецензент
Кандидат технических наук, доцент А.В. Киселев

Узлы и элементы биотехнических систем: методические указания к практическим занятиям / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: С.А. Филист. - Курск, 2023. - 58 с.

Предназначено для студентов по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем» направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии».

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать . Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная.
Усл. печ. л. 3,4. Уч.-изд. л. 3,1. Тираж 100 экз. Заказ 615 .
Юго-Западный государственный университет.
305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

6 семестр

Практическое занятие №1 «Разработка конструкции, расчет электрической и механической части электроемкостного измерительного преобразователя»

1 Краткие теоретические сведения

1.1 Конструкция двухэлектродного НИК

Конструкции НИК называют элементарными в случае, когда электроды расположены в одной плоскости, а сечение представляет собой двухсвязную область или допускает сведение к двухсвязному виду при помощи так называемого принципа симметрии. К таким конструкциям относятся два несимметричных ленточных электрода (произвольных размеров) (рисунок 1.1), три симметричных ленточных электрода и одна несимметричная секция многосекционного конденсатора. Емкость одной из симметричных половин на единицу длины двухэлектродного конденсатора определяется выражением:

$$C_1 = \varepsilon_1 \varepsilon_0 \frac{K(k'_1)}{K(k_1)}, \qquad (1.1)$$

где ε_1 – диэлектрическая проницаемость верхнего полупространства.

$K\ (k_1)$, $K\ (k'_1)$ – полные эллиптические интегралы первого рода, соответственного от модуля k_1 и дополнительного модуля k'_1

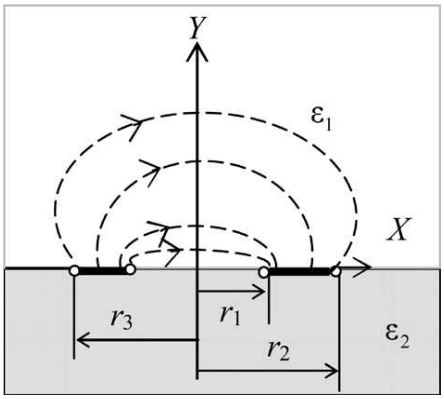

Рисунок 1.1 – Конструкция двухэлектродного конденсатора

$$k_1 = \sqrt{\frac{(r_2 - r_1)(r_3 - r_1)}{(r_2 + r_1)(r_3 + r_1)}}, \qquad (1.2)$$

$$k'_1 = \sqrt{1 - k_1^2}, \qquad (1.3)$$

где r_1, r_2, r_3 - размеры краев электродов.

1.2 Конструкция экранированного НИК

Под экранированной конструкцией понимают систему электродов, в которой крайние низко потенциальные электроды заземлены и экранируют центральный высокопотенциальный электрод. По сравнению с двухэлектродным НИК (рисунок 1.2) для такой системы уменьшаются краевые эффекты, а также паразитная емкость, которая образуется между высоко потенциальным электродом и окружающими проводниками, в том числе и землей. Для такой конструкции рабочая емкость образуется полем между высоко потенциальным электродом и окружающими его заземленными электродами.

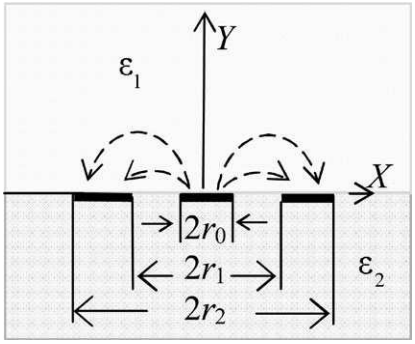

Рисунок 1.2 – Конструкция экранированного НИК

Емкость на единицу длины одной из симметричных половин трехэлектродного экранированного НИК определяется:

$$C_2 = 2\varepsilon_1\varepsilon_0 \frac{K(k'_1)}{K(k_2)}, \qquad (1.4)$$

где модуль эллиптического интеграла

$$k_2 = \frac{r_0}{r_1}\sqrt{\frac{(r_2^2 - r_1^2)}{(r_2^2 - r_0^2)}}, \qquad (1.5)$$

1.3 Многосекционные конструкции НИК

В целях повышения чувствительности преобразователей часто приходится увеличивать число электродов. При достаточно большом количестве знакопеременно заряженных электродов и периодическом характере их следования распределение зарядов на одноименных электродах можно считать одинаковым. Тогда расчет электрического поля преобразователя можно упростить, рассматривая характеристики поля только для одной секции. Ширина одной секции равна $(r_1 + r_2)/2$. Общая емкость такого многосекционного преобразователя на единицу длины равняется сумме произведения емкости одной секции на число средних секций (число средних низко потенциальных электродов *n*) и емкости двух крайних секций:

$$C_4 = 2\varepsilon_1\varepsilon_0\left(n\frac{K(k_3)}{K(k'_3)} + \frac{K(k_2)}{K(k'_2)}\right), \qquad (1.6)$$

где модуль эллиптического интеграла:

$$k_3 = \frac{tg\left(\pi\frac{r_0}{r_2 + r_1}\right)}{tg\left(\frac{r_1}{r_2 + r_1}\right)}, \qquad (1.7)$$

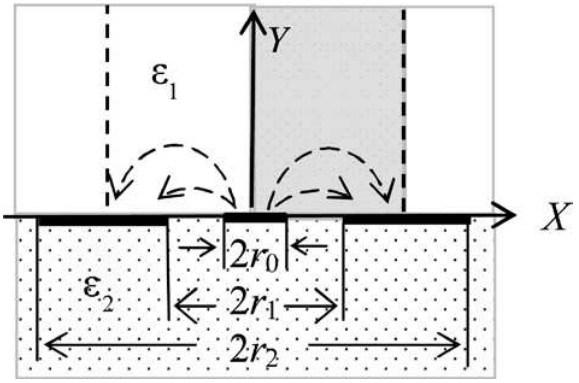

Рисунок 1.3 – Конструкция многосекционного НИК

1.4 Накладные измерительные конденсаторы сложных конструкций

При расчете преобразователей более сложных конструкций используют методику непосредственного определения напряженности электрического поля. Общее электрическое поле преобразователя в соответствии с силовыми линиями разделяют на отдельные области, расчет которых может быть сведен к одному из ранее рассмотренных более простых случаев. Таким образом, из всех силовых линий электрического поля должна быть выделена линия, представляющая собой прямую или кривую, близкую к прямой, перпендикулярную поверхности электрода (последнее условие соблюдается во всех случаях, так как силовые линии ортогональны к поверхности электрода). Допущение этого расчета основано на том обстоятельстве, что реально силовая линия, разделяющая общий поток смещения на две составляющие, которые замыкаются соответственно на смежных электродах, может быть не прямой.

Критерием нахождения координат особых точек служит местонахождение минимума функции распределения заряда на электродах. В качестве примера рассмотрим систему трехэлектродного преобразователя с произвольными размерами электродов.

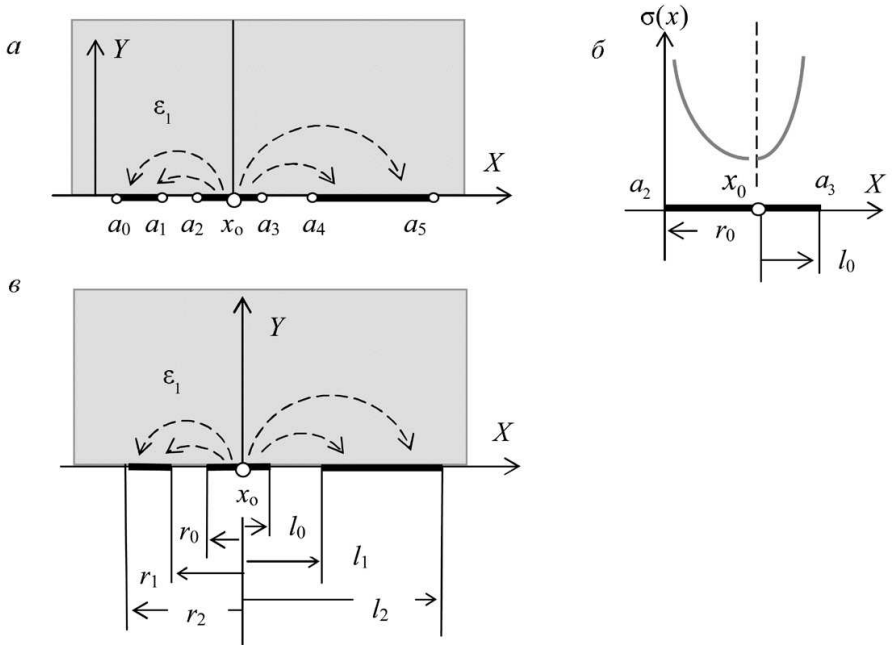

Рисунок 1.4 – К методике приближенного расчета: *а* – схема трехэлектродного НИК; *б* – распределение заряда на среднем электроде; *в* – схема двух эквивалентных трехэлектродных НИК; x_0– особая точка

В данном случае на среднем электроде должна быть найдена силовая линия, позволяющая разделить несимметричный трехэлектродный преобразователь на два трехэлектродных преобразователя. Положение минимума функции распределения заряда на электродах определяется координатной особой точки x_0.

Для установления размеров этих преобразователей следует обратиться к функции распределения заряда на электродах. Расчет поверхностной плотности заряда на электродах плоских НИК, а также) подтверждает, что качественный характер распределения напряженности поля на комплексной плоскости определяется с помощью выражения

$$w = \frac{1}{\sqrt{\left|\prod_{i=0}^{2n-1}(z - a_i)\right|}} \qquad (1.8)$$

где a_i – координаты краев электродов; n – число электродов.

1.5 Преобразователи с дугообразными электродами

Рассмотрим преобразователь, электроды которого имеют цилиндрическую форму. Преобразователи такого вида в классификации занимают промежуточное положение между преобразователями накладного и проходного типов. В случае, когда полярная координата межэлектродного зазора меньше 90°, преобразователь является накладным, если больше, то он является преобразователем проходного типа. Как известно, дробно-линейная отображающая функция:

$$t = i\frac{R + z}{R - z}. \qquad (1.9)$$

Осуществляет отображение области, заключенной внутри круга радиуса R на плоскости Z, на бесконечную полуплоскость t.

Таким образом, результаты, полученные в разделе для плоских границ двух диэлектриков, можно обобщить на другой важный для практики случай – расположение электродов в продольном направлении на поверхности цилиндрического

диэлектрика круглого сечения. Соответствие между точками на единичной окружности (координаты угла ϕ) и на вещественной оси χ на плоскости t устанавливает отображающая функция:

$$t = -\mathrm{ctg}\frac{\varphi}{2}, \qquad (1.10)$$

1.6 Трехзажимные накладные преобразователи

Одной из трудностей построения измерительных цепей с электроемкостными преобразователями является устранение паразитных емкостей, вызванных экранированными подводящими проводами и полями в подложках самих преобразователей.

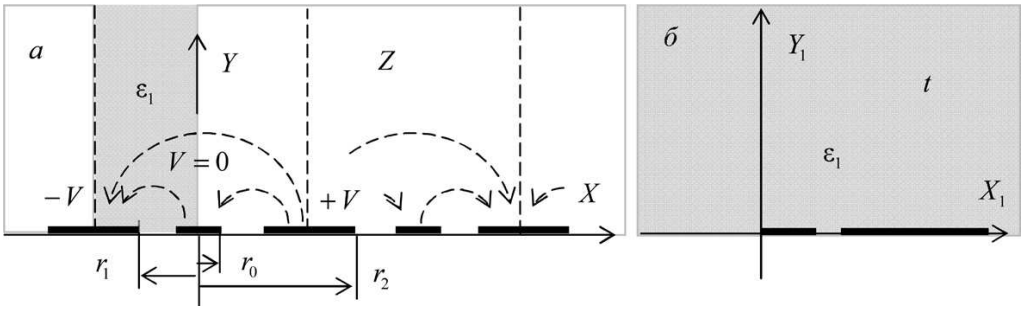

Рисунок 1.5 – Конструкция многосекционного трехзажимного НИК

Радикальным средством решения указанной проблемы является подключение электроемкостных преобразователей по трехзажимной, или трехэлектродной, схеме измерения. Трехзажимные преобразователи позволяют исключать влияние неплотностей прилегания электродов к контролируемой поверхности, а также бороться с дополнительными погрешностями при контроле жидких сред, вызванными образованием тонких пленок на поверхности электродов за счет смачивания.

Для повышения чувствительности чаще всего используют многосекционные преобразователи. Одна секция многосекционного накладного преобразователя содержит два потенциальных электрода, между которыми расположен экранный электрод. Обычно экранный электрод заземляется (V=0), а потенциальные электроды симметрично располагаются относительно оси экранного электрода и имеют равные, но противоположные по знаку потенциалы ($\pm V$). При большом

количестве электродов расчет упрощается, т. к. распределение заряда на одноименных электродах всех секций можно считать одинаковым. В этом случае достаточно рассчитать одну секцию для модели. При помощи функции необходимо отобразить выделенную полуполосу секции на плоскости *Z* на верхнюю полуплоскость *t*, а затем преобразовать полуплоскость в прямоугольник с помощью интеграла Шварца–Кристоффеля. Конечная функция, которая позволяет построить картину поля силовых линий, имеет вид:

$$t = 1 + \cos\left(\frac{2\pi z}{(r_1 + r_2)}\right), \tag{1.11}$$

$$z = \frac{r_1 + r_2}{2\pi}\arccos(\alpha_1^2 \mathrm{sn}^2 W - 1), \tag{1.12}$$

2 Сходимость численных решений нахождения емкости преобразователей с точным значением

При решении интегральных уравнений согласно методу Крылова–Боголюбова поверхность электродов разделяется на участки, границы которых служат пределами интегрирования. Коэффициенты алгебраической системы уравнений получают путем интегрирования ядер со смещением границ, т. е. пределов интегрирования. Скорость сходимости решения определяется шагом и центром весовой функции. Величина шага должна быть тем меньше, чем выше скорость изменения поверхностной плотности заряда. В качестве зависимости, определяющей шаг разбиения поверхности электродов, может служить геометрическая прогрессия. При заданном числе участков n критерием оптимального распределения координат деления электрода на отдельные участки является максимизация суммарного заряда $\sum_{i=1}^{n}\sigma(x_i)$ на электроде при сходимости приближенного решения емкости конденсатора с точным значением, полученным, например, для однородной среды методом конформных преобразований. При сходимости приближенного решения емкости конденсатора с точным значением критерием оптимального распределения координат деления электрода на отдельные участки является

минимизация заряда. Таким образом, задача оптимизации сводится к отысканию лишь одного оптимального значения знаменателя геометрической прогрессии q. Оптимальное значение q определяется конструкцией конденсатора и числом делений n поверхности электродов на участки. Результаты оптимизации выбора шага интегрирования для многосекционного ЭНИК представлены на рисунке 1.6. При этом число делений для потенциального, охранного электродов и экрана соответственно равнялись 8, 4 и 8. Погрешность расчета определялась как:

$$\delta C = (C - C_T) / C_T,$$

где C_T – суммарная емкость, C – расчетная емкость.

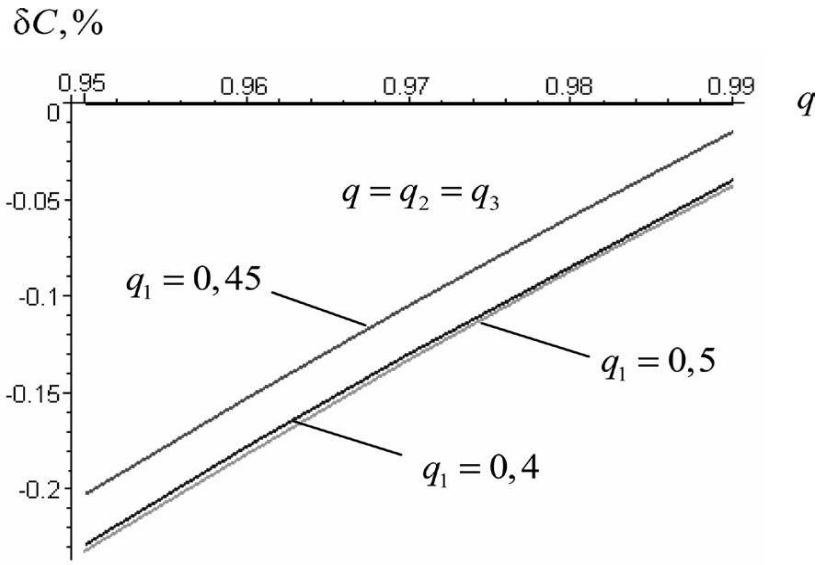

Рисунок 1.6 – Зависимость погрешности расчета многосекционного ЭНИК при нелинейном шаге интегрирования от q для преобразователя с размерами: c=0,15; a=2; d=2,315; b=1

Из графика видно, что наименьшая расчетная ошибка соответствует шагу интегрирования q_1=0,45.

Метод разбивки поверхности электродов на дискретные участки для численных решений интегральных уравнений основан на свойствах геометрической прогрессии. Для оптимальной дискретизации поверхности электродов можно использовать следующую последовательность действий. Если функция распределения плотности заряда $\sigma_1(x)$ на электродах известна для одного из частных случаев заполнения рабочего пространства

преобразователя, то при заданном числе участков разбиений n_l поверхностей электродов находят оптимальные значения знаменателей геометрической прогрессии q_l для каждого из электродов, при которых среднеквадратичная погрешность расчета минимальна:

$$\sum_{i=l}^{n}\sqrt{\frac{[\sigma'(x_i)-\sigma(x_i)]^2}{n-1}}, \qquad (1.13)$$

где $\sigma'(x_i)$ - точное значение функции распределения плотности заряда на электродах, $\sigma(x_i)$ - приближенное значение функции распределения плотности заряда на электродах.

В том случае, когда функция распределения плотности заряда на электродах неизвестна, проводят предварительное изучение характера распределения заряда по поверхности электродов. С этой целью ее разбивают с постоянным шагом, затем решают систему интегральных уравнений для рассматриваемого шага, находят приближенное значение емкости преобразователя и функцию распределения плотности заряда на электродах. Сделав анализ функции распределения плотности заряда на электродах, выполняют подбор наиболее подходящей апроксимирующей функции, изменяя q_l . Найденные оптимальные значения шага разбивки поверхности электродов переносят на решение задач в слоистых средах.

3 Задание для практической работы:

3.1. Изучить конструкции емкостных преобразователей;

3.2. Найти сходимость численных решений емкости преобразователей с точным значением;

3.3. Построить зависимость погрешности расчета многосекционного ЭНИК от q для преобразователя.

4 Контрольные вопросы

4.1. Из чего состоят элементарные конструкции НИК?

4.2. Как выглядит конструкция двухэлектродного конденсатора?

4.3. Каким выражением определяется емкость одной из симметричных половин на единицу длины двухэлектродного конденсатора?

4.4. От чего зависят полные эллиптические интегралы первого рода?

4.5. Что понимают под экранированной конструкцией?

4.6. Как образуется емкость конструкции экранированного НИК?

4.7. Как определяется емкость из симметричных половин трехэлектродного экранированного НИК?

4.8. Где приходится часто приходится увеличивать число электродов?

4.9. Как можно упростить расчет электрического поля преобразователя?

4.10. Чему равняется общая емкость такого многосекционного преобразователя?

4.11. Какая формула расчета модуля эллиптического интеграла?

4.12. Что служит критерием нахождения координат особых точек?

4.13. Какая трудность построения измерительных цепей с электроемкостными преобразователями?

4.14. Для повышения чувствительности чаще всего используют?

4.15. Какая функция позволяет построить картину поля силовых линий?

Практическое занятие №2 «Моделирование измерительной цепи с электроемкостным преобразователем»

1 Краткие теоретические сведения

Для кабелей связи, управления, радиочастотных кабелей одной из важнейших характеристик является погонная электрическая емкость кабеля, значение которой нормируется стандартами на соответствующие виды кабелей.

Порядок проведения выходного контроля регламентирует ГОСТ 27893-88. Данный вид контроля имеет ряд недостатков. Так как контроль осуществляется на отрезке уже готового кабеля, то нет возможности контролировать емкость кабеля по всей его длине. Информация о качестве кабеля поступает уже после завершения процесса его изготовления.

Для устранения этих недостатков требуется проведения контроля непосредственно в процессе производства кабеля. Для этого используется трубчатый электрод, погруженный в воду охлаждающей ванны экструзионной линии. В этом случае измеряется емкость цилиндрического конденсатора, составными частями которого являются электропроводящая жила кабеля (первая обкладка конденсатора) и вода, окружающая изоляционную оболочку кабеля (вторая обкладка конденсатора). Контролируемый кабель непрерывно движется внутри трубчатого электрода. Вода обеспечивает электрический контакт между поверхностью изоляции кабеля и внутренней поверхностью трубчатого электрода.

Ведущие фирмы кабельного приборостроения Sikora, Zumbach, Proton Products широко используют описанный метод для контроля емкости кабеля.

Цель данной работы заключается в подборе оптимальных значений параметров электроемкостного измерительного преобразователя (ЭЕИП), которые обеспечат максимальную достоверность контроля погонной емкости электрического кабеля.

Конструкция ЭЕИП, используемого для реализации описанного выше метода контроля, приведена на рисунке 2.1. Преобразователь состоит из цилиндрического металлического корпуса 1, трубчатого измерительного электрода 2, двух дополнительных трубчатых электродов 3. Пространство между измерительным и дополнительными электродами и корпусом

заполнено изоляционным материалом 4. Контролируемый кабель 5 постоянно движется внутри электродов.

Назначение дополнительных электродов заключается в обеспечении однородности электрического поля по всей длине измерительного электрода.

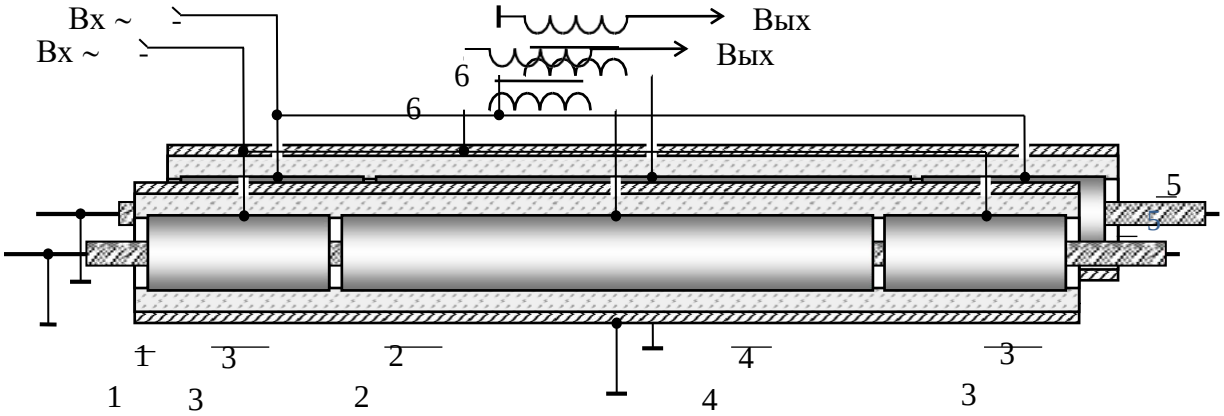

Рисунок 2.1 – Конструкция электроемкостного измерительного преобразователя

Электропроводящая жила кабеля и корпус преобразователя заземлены. Трубчатые электроды соединены с генератором переменного напряжения $\dot{U}$, имеющего угловую частоту ω. Трансформатор тока 6 необходим для измерения силы тока в электрической цепи измерительного электрода. Преобразователь вместе с находящимся в нем участком контролируемого кабеля находится в водном электропроводящем растворе.

Основными конструктивными параметрами ЭЕИП являются внутренний диаметр цилиндрического корпуса преобразователя, внутренний диаметр трубчатых электродов, длина измерительного и дополнительных электродов, расстояние (зазор) между измерительным и дополнительными электродами.

Минимальная зависимость функции преобразования погонной емкости электрического кабеля в выходной сигнал ЭЕИП от геометрических размеров кабеля, электрических свойств изоляции и изменения электропроводности воды достигается при оптимальной конструкции ЭЕИП. Оптимальной будем считать конструкцию ЭЕИП, которая обеспечивает наиболее высокую однородность в продольном (осевом) направлении электрического поля между внутренней поверхностью трубчатого измерительного электрода и проводящей жилой контролируемого электрического кабеля (рисунок 2.2).

Признаками однородности электрического поля являются одинаковость значений радиальной составляющей E_r вектора напряженности электрического поля $\overline{E}$ и равенство нулю продольной составляющей $\overline{E}$ (направлена вдоль оси кабеля x) при любом фиксированном значении радиуса r внутри измерительного электрода (рисунок 2.2).

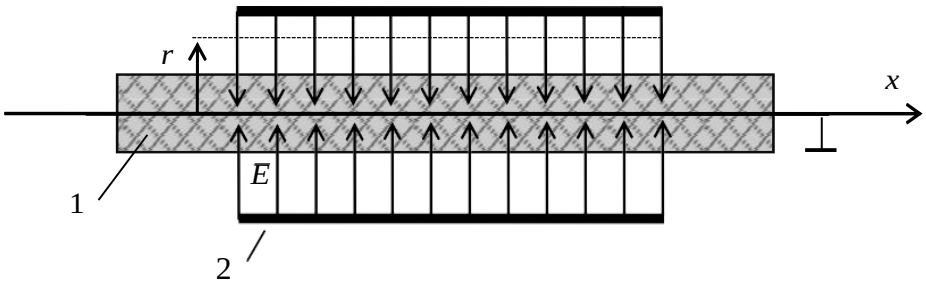

Рисунок 2.2 - Поле внутри преобразователя: *1* – кабель; *2* – измерительный электрод

В центральной части измерительного электрода, длина которой равна половине его общей длины, электрическое поле является заведомо однородным в продольном направлении. В качестве критерия продольной однородности поля внутри измерительного электрода введем параметр β, значение которого равно отношению значения погонной емкости C_0 между электродом и проводящей жилой кабеля на участке в центральной части электрода и погонной емкости C_k по всей длине измерительного электрода. При оптимальных значениях конструктивных параметров значение величины β стремится к единице.

Продольная однородность поля внутри измерительного электрода обеспечивается при минимизации внутреннего диаметра трубчатых электродов. Но для осуществления контроля требуется, чтобы контролируемый кабель свободно перемещался внутри ЭЕИП, поэтому внутренний диаметр трубчатых электродов должен не менее чем в 2 раза больше наружного диаметра изоляции кабельного изделия.

Начальное значение емкости ЭЕИП без объекта контроля определяется внутренним диаметром цилиндрического корпуса. Для минимизации начальной емкости преобразователя значение

внутреннего диаметра цилиндрического корпуса целесообразно выбирать как минимум в два раза превышающим наружный диаметр трубчатых электродов. Пространство между металлическим корпусом и трубчатыми электродами заполняется воздухом.

Чем длиннее измерительный электрод, тем меньшее влияние оказывает неоднородность поля в продольном направлении на краях измерительного электрода на результат измерения погонной емкости кабеля. Но значительная длина электрода не обеспечивает локальность контроля, для достижения которой, наоборот, рекомендуется использовать измерительный электрод минимальной длины. Компромиссным размером является длина измерительного электрода порядка 200…300 мм.

Остальные конструктивные параметры ЭЕИП могут быть определены путем компьютерного моделирования, для этого используется пакет моделирования COMSOL Multiphysics 3.5a.

Исходные параметры модели: диаметр проводящей жилы кабеля – 2 мм; диаметр изоляционной оболочки кабеля – 6 мм; длина измерительного электрода – 200 мм; внутренний диаметр электродов – 20 мм; внутренний диаметр корпуса – 40 мм; толщина стенок электродов и корпуса – 1 мм; амплитуда потенциала электродов – 5 В; частота поля – 10 кГц. При моделировании задавались два варианта электрических свойств воды: вода дистиллированная (удельная электропроводность $\sigma = 10^{-4}$ См/м) и вода соленая ($\sigma = 0{,}8$ См/м).

Создание 3D-модели преобразователя осуществлялось в среде моделирования COMSOL Multiphysics 3.5a. Использовался физический модуль AC/DC раздела Quasi-Statics Electric (3D) стандартной библиотеки.

Построение геометрии создаваемой модели осуществлялось в разделе Draw с помощью встроенного графического интерфейса. В COMSOL Multiphysics в случае необходимости есть возможность импортировать чертежи из других систем проектирования, имеющих совместимость с данной средой. Различные физические свойства материалов задаются в разделе Physics (меню «Subdomain Settings»). Можно использовать материалы, представленные в библиотеке, или задавать необходимые параметры вручную. Меню «Boundary Settings» отвечает за формирования граничных условий.

Важным подготовительным этапом моделирования объекта является наложение сетки, от качества которой напрямую зависит

точность расчетов. Использование очень мелкой сетки во всем объеме нецелесообразно, так как это приводит к многократному увеличению расчетных операций, что увеличивает время расчета, или к невозможности получить результат вообще из-за нехватки ресурсов компьютера. Поэтому при наложении сетки использовалась достаточно крупная сетка по всему объекту, а далее в интересующих нас областях размер сетки уменьшался. Для извлечения требуемых результатов после окончания расчетов использовался раздел «Postprocessing» с множеством различных функций для построения графиков.

Распределение электрических потенциалов при взаимодействии электрического поля преобразователя с электрическим кабелем получено в среде Comsol Multiphysics. На рисунок 2.3 эквипотенциальными линиями и цветовым спектром показан случай отсутствия дополнительных электродов и использования дистиллированной воды.

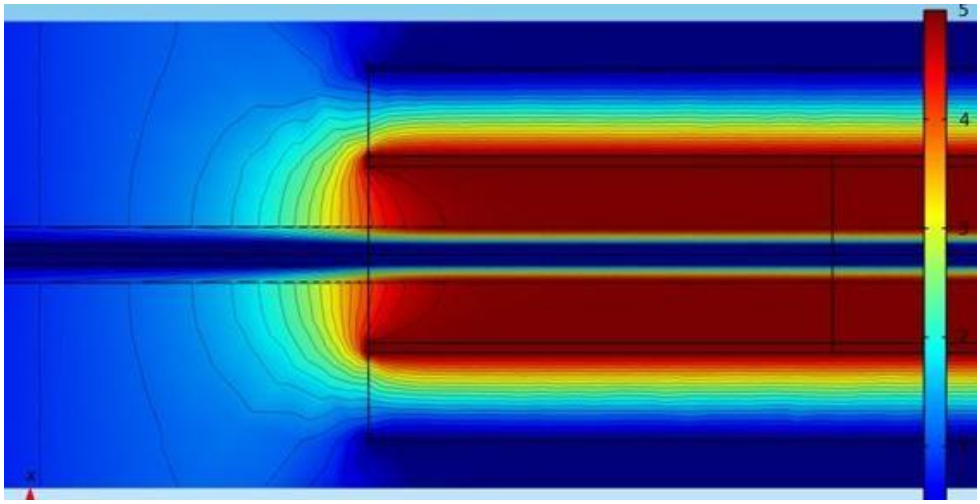

Рисунок 2.3 – Картина поля для ЭЕИП без дополнительных электродов (вода дистиллированная)

Графики распределение значений продольной E_x и радиальной E_r пространственных составляющих вектора напряженности электрического поля преобразователя для этого же случая представлены на рисунке 2.4. Напряженность электрического поля определялась в средней части оболочки кабеля при значении радиуса, вдвое превышающем радиус проводящей жилы (рисунок 2.4, а), и вблизи внутренней поверхности измерительного электрода (рисунок 2.4, б). Начало координат О здесь и далее совпадает с центром преобразователя.

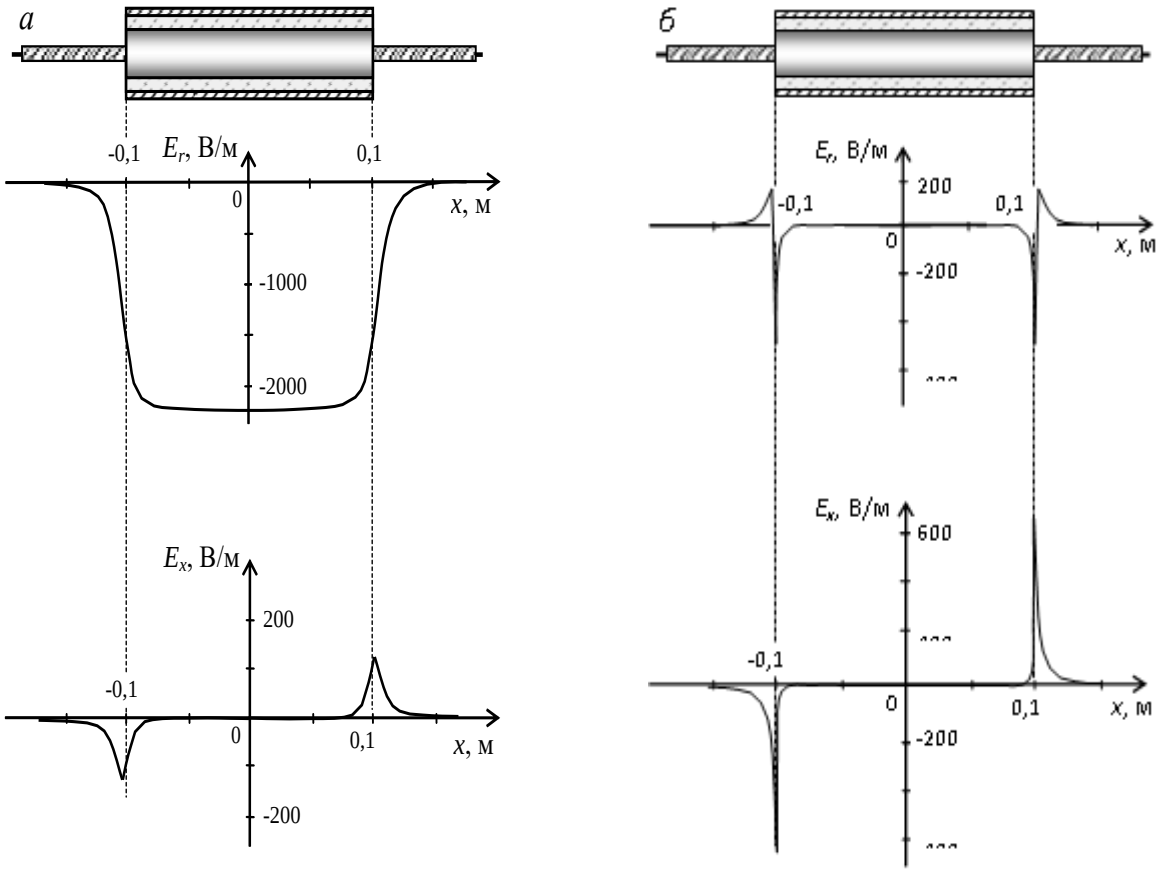

Рисунок 2.4 – Распределение радиальной $E_г$ и продольной E_x составляющих напряженности электрического поля в средней части оболочки кабеля (а) и вблизи внутренней поверхности измерительного электрода (б) для ЭЕИП без дополнительных электродов

Отсутствие дополнительных электродов приводит к «выпучиванию» электрического поля у краев электрода. Вследствие этого наблюдается высокая неоднородность поля в этих областях.

Для рассматриваемого случая ЭЕИП без дополнительных электродов в результате расчетов были получены значения:

$$C_0 = 1{,}259 \text{ пФ}; \quad C_к = 1{,}499 \text{ пФ}; \quad \beta = \frac{C_к}{C_0} = 1{,}19 .$$

Таким образом, при заданных условиях степень неоднородности электрического поля в продольном (осевом) направлении составляет приблизительно 20 %, что обуславливает наличие методической погрешности измерения погонной емкости того же порядка.

Использование вместо дистиллированной воды соленой качественно дает ту же картину поля и близкие количественные параметры:

$$C_0 = 1{,}266\ \text{пФ}; \quad C_к = 1{,}499\ \text{пФ}; \quad \beta = \frac{C_к}{C_0} = 1{,}18.$$

Для повышения однородности электрического поля в продольном направлении на краях измерительного электрода применяются дополнительные электроды.

На рисунке 2.5 показано распределение электрических потенциалов при взаимодействии электрического поля преобразователя с электрическим кабелем для случая наличия дополнительных электродов и использования дистиллированной воды. Длина дополнительных электродов задавалась $R = 10$ мм, что равно значению внутреннего радиуса измерительного электрода. Расстояние между измерительным и дополнительным электродами – 1 мм.

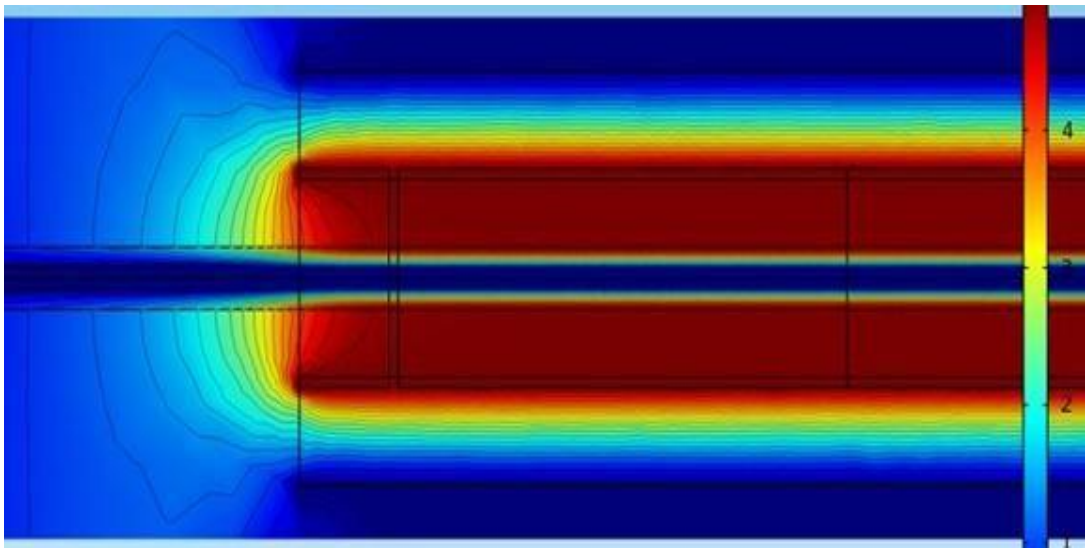

Рисунок 2.5 – Картина поля на краю измерительного преобразователя для ЭЕИП с дополнительными электродами длиной 1R и зазором 1 мм (вода дистиллированная)

На рисунке 2.6 показано распределение значений продольной E_x и радиальной E_r пространственных составляющих вектора напряженности электрического поля преобразователя вдоль продольной оси.

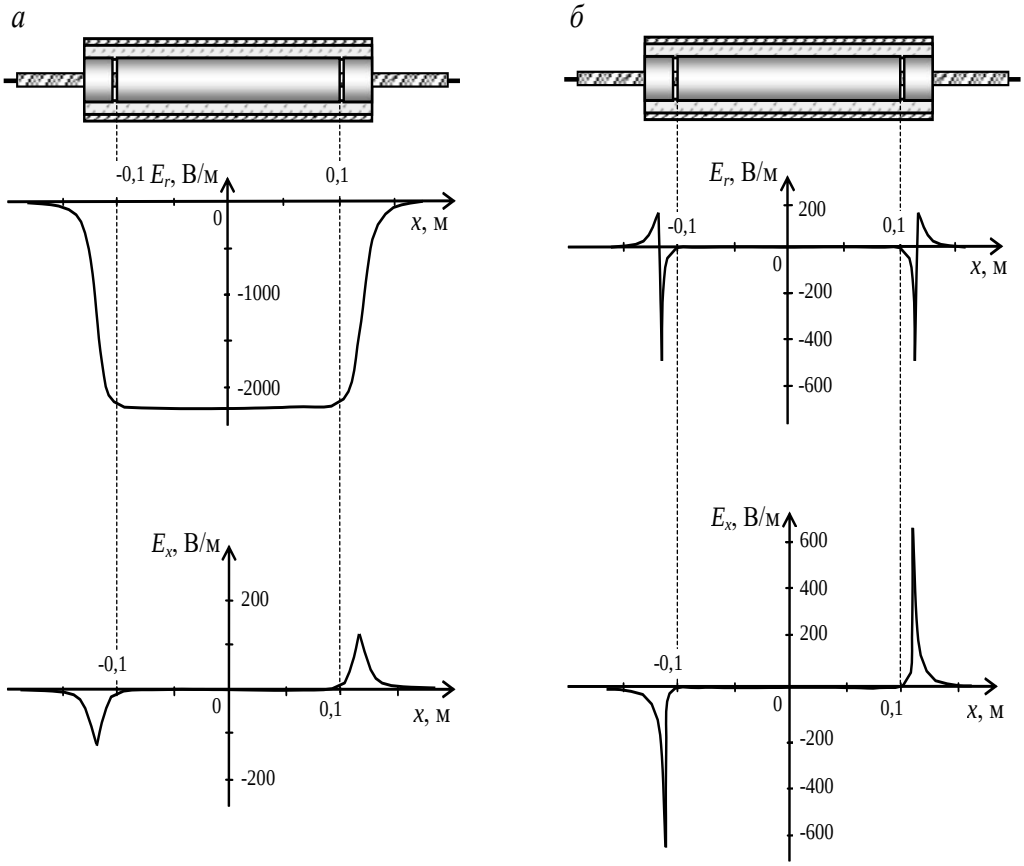

Рисунок 2.6 – Распределение радиальной E_r и продольной E_x составляющих напряженности электрического поля в средней части оболочки кабеля (а) и вблизи внутренней поверхности измерительного электрода (б) для ЭЕИП с дополнительными электродами длиной 1R и зазором 1 мм

Введение дополнительных электродов переносит «выпучивание» электрического поля к внешним краям дополнительтных элетродов, что обеспечивает требуемую однородность поля в продольном направлении по всей длине измерительного электрода. Критерий однородности β в этом случаи приблизительно равен 1, что соответствует оптимальному варианту конструкции.

С помощью созданной в Comsol Multiphysics модели ЭЕИП было проведено исследование влияния длины дополнительных электродов на степень однородности электрического поля внутри измерительного преобразователя. Полученная зависимость представлена на рисунке 2.7. Длины дополнительных электродов l изменялась от нуля (отсутствие электродов) до значения, равного внутреннему радиусу электрода R.

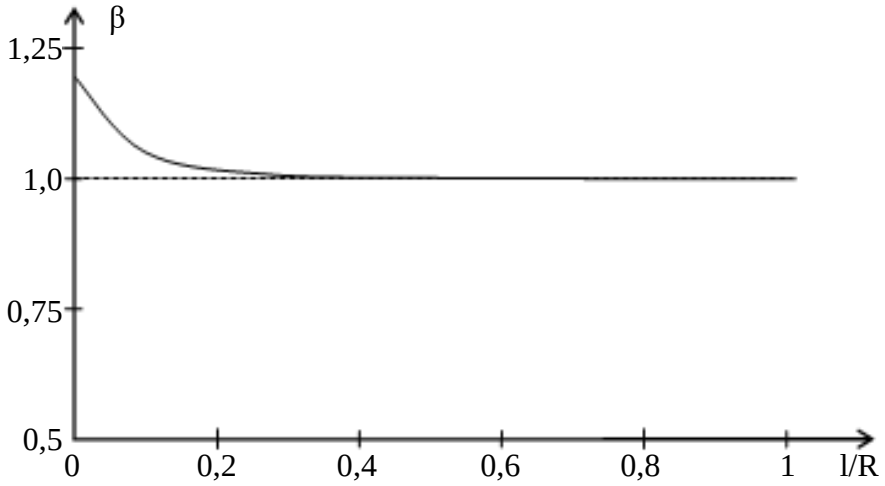

Рисунок 2.7 – Зависимость значения β от длины дополнительных электродов при зазоре 1 мм

Анализируя полученную зависимость β(l), можно сделать вывод, что высокая однородность электрического поля в продольном направлении достигается уже при длине дополнительных электродов 0,5R. Похожие результаты были получены и при использовании соленой воды.

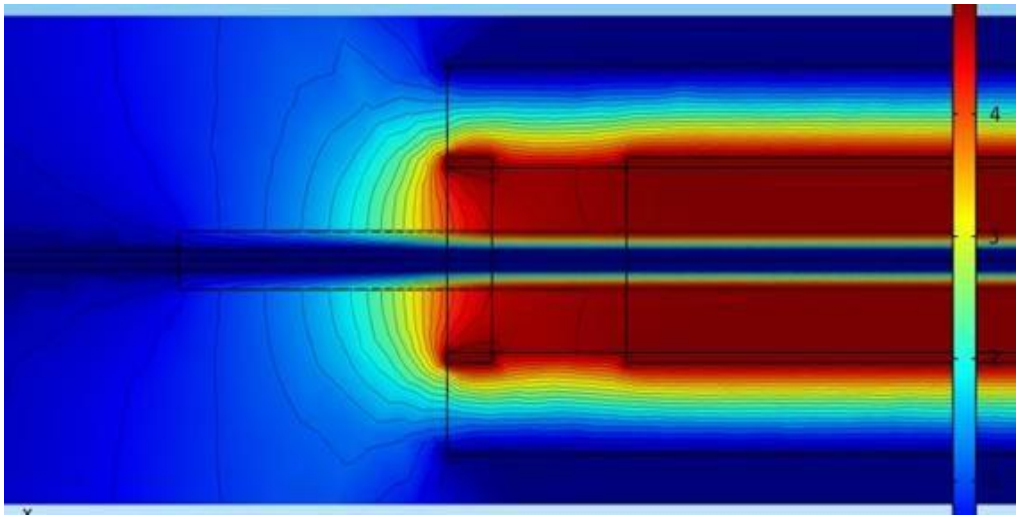

Рисунок 2.8 – Картина поля на краю измерительного преобразователя для ЭЕИП с дополнительными электродами длиной 0,5R и зазором 15 мм (вода дистиллированная)

Также были проведены исследования влияния расстояния между измерительным и дополнительными электродами (зазора) на однородность электрического поля преобразователя. На рисунке 2.8 показано распределение электрических потенциалов при взаимодействии электрического поля преобразователя с

электрическим кабелем для случая наличия дополнительных электродов длиной 0,5R, удаленных от измерительного электрода на расстояние 15 мм (1,5R), и использования дистиллированной воды.

На рисунке 2.9 показано распределение в продольном направлении значений продольной E_x и радиальной E_r пространственных составляющих вектора напряженности электрического поля преобразователя.

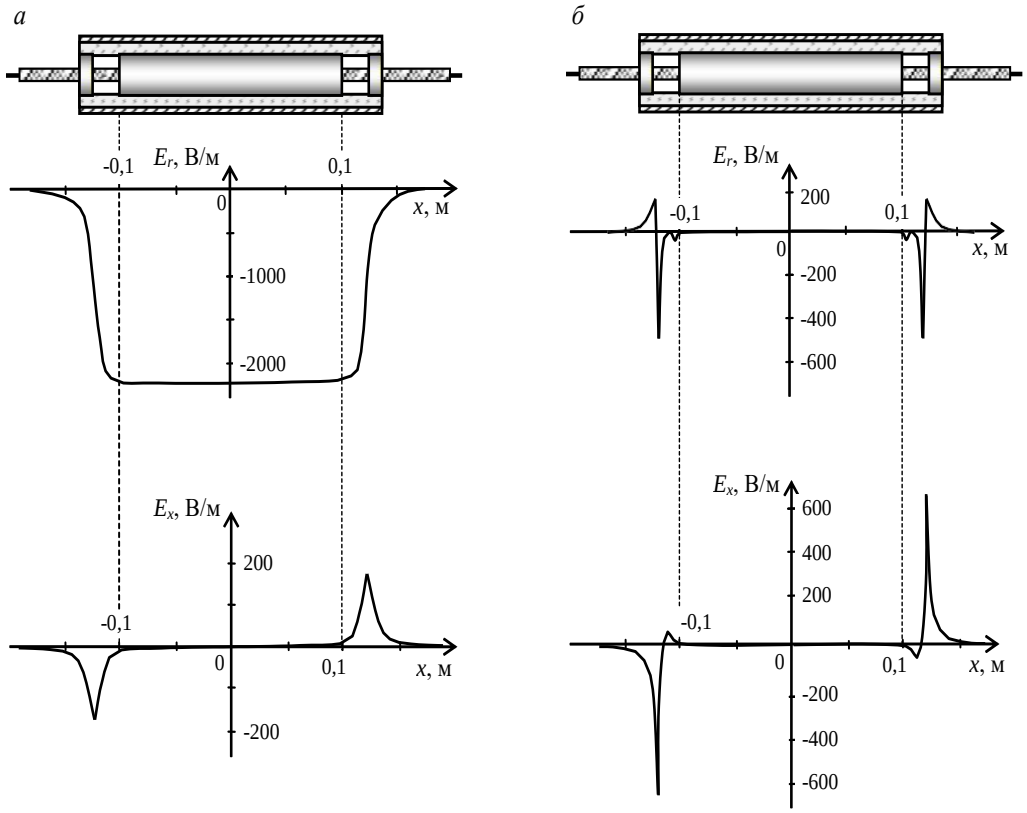

Рисунок 2.9 – Распределение радиальной E_r и продольной E_x составляющих напряженности электрического поля в средней части оболочки кабеля (а) и вблизи внутренней поверхности измерительного электрода (б) для ЭЕИП с дополнительными электродами длиной 0,5R и зазором 15 мм

Электрическое поле преобразователя при указанных значениях длины дополнительных электродов и зазора характеризуется высокой однородностью в продольном направлении $(\beta = 1)$. Результаты моделирования показывают, что поле преобразователя имеет высокую однородность даже при увеличении зазора до 5R. Похожие результаты наблюдаются и при использовании соленой воды.

Достаточно однородное в продольном направлении поле при необходимости может быть получено при весьма малой длине дополнительных электродов, но при их значительном удалении от измерительного электрода. На рисунке 2.10 показано распределение электрических потенциалов при взаимодействии электрического поля преобразователя с электрическим кабелем при длине дополнительных электродов всего 0,1R, зазоре 8 мм и использовании дистиллированной воды. Значение величины β для этого случая близко к единице.

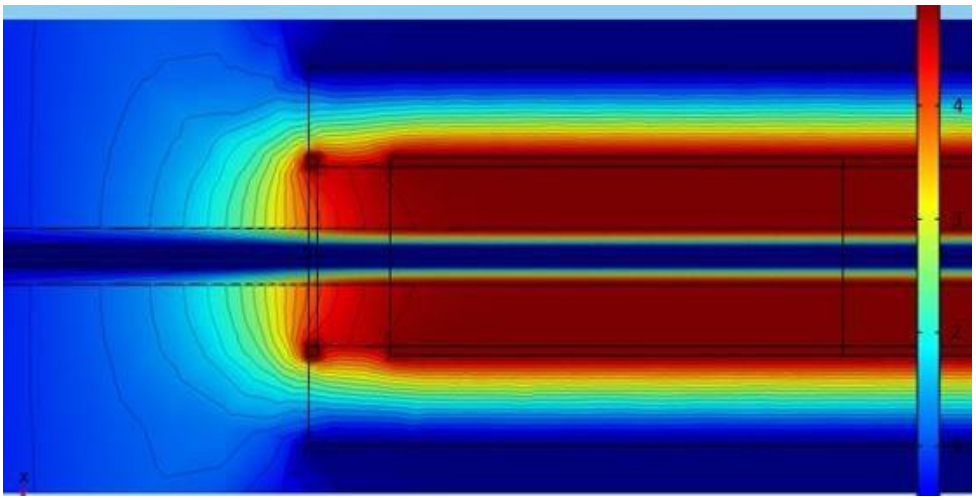

Рисунок 2.10 – Картина поля на краю измерительного преобразователя для ЭЕИП с дополнительными электродами длиной 0,1R и зазором 8 мм (вода дистиллированная)

Подводя итоги, можно сделать вывод, что длина дополнительных электродов (0,5−1)R и зазор (1−3) мм являются оптимальными конструктивными параметрами преобразователя. Причем данные значения параметров дают примерно равную степень однородности поля внутри измерительного преобразователя при использовании как дистиллированной, так и соленой воды.

На основе результатов компьютерного моделирования в среде COMSOL Multiphysics взаимодействия электрического поля электроемкостного измерительного преобразователя измерителя погонной емкости с электрическим кабелем осуществлен выбор оптимальных конструктивных параметров основных элементов преобразователя: внутреннего диаметра трубчатых электродов, внутреннего диаметра цилиндрического корпуса преобразователя, длины измерительного и дополнительных электродов, расстояния

между измерительным и дополнительными электродами. Оптимальность конструкции оценивалась степенью приближения к единице отношения значений погонной емкости между электродом и проводящей жилой кабеля на участке в центральной части электрода и погонной емкости на участках по краям измерительного электрода. Оценено влияние на характеристики измерительного преобразователя электропроводности используемой воды.

2 Задание для практической работы

2.1. Подобрать оптимальные значения параметров электроемкостного измерительного преобразователя (ЭЕИП), которые обеспечат максимальную достоверность контроля погонной емкости электрического кабеля;

2.2. Смоделировать измерительную цепь с электроемкостным преобразователем;

2.3. Сделать выводы.

3 Контрольные вопросы

3.1. Какова конструкция электроемкостного измерительного преобразователя?

3.2. Перечислите основные конструктивные параметры ЭЕИП.

3.3. Что является признаком однородности электрического поля?

3.4. Каким параметром определяется начальное значение емкости ЭЕИП без объекта контроля?

3.5. Что необходимо выполнить для минимизации начальной емкости преобразователя?

3.6. Какой подготовительный этап моделирования объекта является наиболее важным?

3.7. К чему может привести отсутствие дополнительных электродов?

3.8. Какие меры необходимо выполнить для повышения однородности электрического поля?

3.9. Является ли оптимальным конструктивным параметром преобразователя длина дополнительных электродов (0,5−1)R и зазор (1−3) мм?

3.10. Каким параметром оценивается оптимальность данной конструкции?

3.11. Из чего состоит электроемкостной преобразователь?

3.12. Какую конструкция ЭЕИП можно считать оптимальной?

3.13. Чему равна длина измерительного электрода в центральной части?

3.14. Каким параметром обеспечивается продольная однородность поля внутри измерительного электрода?

3.15. Каким путем можно определить конструктивные параметры ЭЕИП?

4 Список литературы

4.1. ГОСТ 11326.0-78. Радиочастотные кабели. Общие технические условия. – М.: Изд-во стандартов, 2003.– 35 с.

4.2. ГОСТ 27893–88 (СТ СЭВ 1101–87). Кабели связи. Методы испытаний.– М.: Изд-во стандартов, 1989.– 26 с.

4.3. Гольдштейн А.Е., Вавилова Г.В. Отстройка от влияния изменения электропроводности воды на результаты технологического контроля погонной емкости электрического кабеля // Ползуновский вестник. – 2013. – № 2. – С. 146–150.

4.4. Пат. № 2358928 GB, МПК G01B 7/06. A system for monitoring fluctuations in the thickness of a cable insulating sheath / Patrick Fleming, Lee Robert Coleman.; заявл. 04.02.2000; опубл. 08.08.2001.

Практическое занятие №3 «Конструкция и расчет механической части индукционного преобразователя»

1 Краткие теоретические сведения

Индукционный преобразователь – это преобразователь основанный на использовании свойства электромагнитной индукции и реализуемый в виде катушки индуктивности, перемещающейся в магнитном поле, создаваемым внешним источником. Выходной величиной индукционного преобразователя является индуктируемая в измерительной катушке Э.Д.С.

$$e = -\frac{d\psi}{dt},$$

где ψ – потокосцепление измерительной катушки с внешним полем.

Индуктируемая ЭДС носит импульсный характер при постоянном внешнем поле. Такой преобразователь используется для измерения скорости перемещения:

$$e(l) = f\left(\frac{dl}{dt}\right).$$

Если катушка движется во внешнем переменном поле с круговой частотой ω, то индуктируемая в катушке ЭДС будет переменной с частотой ω, промодулированная по амплитуде и по фазе (трансформаторная ЭДС).

Индукционные преобразователи являются генераторными преобразователями. Их целесообразно в свою очередь разделить по виду внешнего поля и по характеру взаимодействия элементов. В предлагаемой классификации выделены следующие основные разновидности.

1 Методологическая характеристика индуктивного преобразователя

Улучшение метрологических характеристик индуктивных

измерительных преобразователей связано с необходимостью разработки уточнённых математических моделей таких преобразователей. Уточнённые модели позволяют полнее учитывать взаимосвязи между конструктивными и эксплуатационными характеристиками преобразователей и их метрологическими характеристиками, что создает возможности для метрологического расчета и целенаправленного совершенствования преобразователей.

Основной метрологической характеристикой измерительного преобразователя является его характеристика преобразования – градуировочная характеристика. На основе градуировочной характеристики могут быть определены другие метрологические характеристики преобразователя: чувствительность, диапазон измерения, пределы измерения и др.

Задача адекватного математического описания градуировочной характеристики индуктивного измерительного преобразователя на сегодняшний день решена только частично и остаётся актуальной. Наиболее перспективным при описании градуировочной характеристики представляется подход, основанный на использовании уравнений Максвелла для электромагнитного поля.

Исследуем возможность решения поставленной задачи с использованием обобщенного подхода на основе теоремы Умова-Пойнтинга, описывающей энергетические соотношения для электромагнитного поля. В качестве базового варианта примем индуктивный преобразователь соленоидного типа, к которому неприменимы методы теории магнитных цепей, наиболее часто используемые для описания индуктивного преобразователя.

Расчётная схема преобразователя показана на рисунке 3.1. Цилиндрическая катушка индуктивности 1 взаимодействует с соосным ферромагнитным сердечником 2.

Осевое перемещение сердечника 2 (изменение координаты x) приводит к изменению магнитного поля катушки, что вызывает изменение её индуктивности L и полного сопротивления Z. Зависимость индуктивности L (или полного сопротивления Z) от координаты x определит градуировочную характеристику рассматриваемого преобразователя.

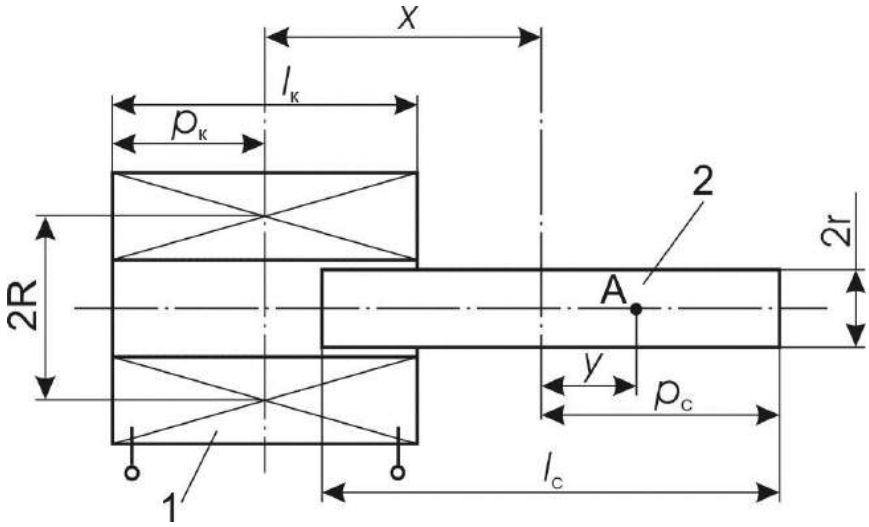

Рисунок 3.1 – Расчётная схема преобразователя

Если пренебречь собственным сопротивлением и индуктивностью катушки преобразователя при отсутствии сердечника, то для катушки индуктивности с ферромагнитным проводящим сердечником можно записать выражение для полного сопротивления с использованием теоремы Умова-Пойнтинга:

$$Z = R + j\omega L = -\frac{\oint \vec{\Pi} ds}{I^2},$$

где $\vec{\Pi} = \vec{E} \times \vec{H}$ – вектор Пойнтинга через поверхность сердечника; $\vec{E}$ – вектор напряженности электрического поля на поверхности сердечника; $\vec{H}$ – вектор напряжённости магнитного поля; I – ток в катушке, порождающий магнитный поток; R – активное сопротивление катушки; ω – круговая частота тока в катушке.

При решении поставленной задачи используем комплексную форму записи теоремы Умова – Пойнтинга:

$$-\oint \vec{\Pi} ds = \int_v \gamma E^2 dv + j \cdot 2\omega \int_v \left(\frac{\mu_a H^2}{2} - \frac{\varepsilon_a E^2}{2} \right) dv,$$

где ε_a – абсолютная диэлектрическая проницаемость вещества сердечника; μ_a – абсолютная магнитная проницаемость вещества сердечника; γ – удельная электропроводность вещества сердечника.

Для определения величины напряжённости H магнитного поля в некоторой точка A сердечника (рисунок 3.1) воспользуемся приближённой формулой:

$$H_A = \frac{IW}{4p_k}\left[\frac{p_k + x - y}{\sqrt{(p_k + x - y)^2 + R^2}} - \frac{x - p_k - y}{\sqrt{(x - p_k - y)^2 + R^2}}\right],$$

где R – средний радиус витка катушки; x – расстояние между центром катушки и центром сердечника; W – число витков катушки; p_k – половина длины катушки.

Для определения величины напряжённости E электрического поля используем второе уравнение Максвелла для электромагнитного поля в комплексной форме записи. Ротация вектора напряженности электрического поля сердечника:

$$\mathrm{rot}\vec{E} = -j\omega\mu_a\vec{H} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \\ E_X & E_Y & E_Z \end{vmatrix} = i\cdot\left(\frac{\partial E_Z}{\partial y} - \frac{\partial E_Y}{\partial z}\right) + j\cdot\left(\frac{\partial E_X}{\partial z} - \frac{\partial E_Z}{\partial x}\right) +$$

$$+ k\cdot\left(\frac{\partial E_Y}{\partial x} - \frac{\partial E_X}{\partial y}\right),$$

где i, j, k – орты координатных осей системы координат электромагнитного поля; E_X, E_Y, E_Z – проекции вектора напряжённости электрического поля на координатные оси.

Если ось координат OZ совместить с осью сердечника, а координатную плоскость XOY – с поперечной плоскостью симметрии катушки и учесть, что вектор $\vec{E}$ перпендикулярен вектору $\vec{H}$, получим:

$$E_z = 0, \frac{\partial E_y}{\partial z} = 0, \frac{\partial E_x}{\partial z} = 0.$$

В этом случае:

$$\mathrm{rot}\vec{E} = k\left(\frac{\partial E_Y}{\partial x} - \frac{\partial E_X}{\partial y}\right).$$

Для определения проекций вектора напряженности электрического поля на координатные оси учтем то, что вектор напряженности электрического поля направлен перпендикулярно оси сердечника по касательной к окружности внешнего контура, тогда:

$$E_X = E \cdot \sin\varphi, \;\; E_Y = -E \cdot \cos\varphi,$$

где E – модуль вектора напряженности электрического поля.

Частные производные проекций вектора напряженности электрического поля на координатные оси:

$$\frac{\partial E_Y}{\partial x} = \frac{\partial E_Y}{\partial \varphi} \cdot \frac{\partial \varphi}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial \varphi}(-E \cdot \cos\varphi) \cdot \frac{\partial}{\partial x}\left(\arccos\frac{x}{r}\right) =$$

$$= E \cdot \sin\varphi \cdot \left(-\frac{1}{r\sqrt{1-\left(\frac{x}{r}\right)^2}}\right) = E \cdot \sin\varphi\left(-\frac{1}{r\sqrt{1-\cos^2\varphi}}\right) = -\frac{E}{r},$$

$$\frac{\partial E_X}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial \varphi}(E \cdot \sin\varphi) \cdot \frac{\partial}{\partial y}\left(\arcsin\frac{y}{r}\right) =$$

$$= E \cdot \cos\varphi \cdot \left(-\frac{1}{r\sqrt{1-\left(\frac{y}{r}\right)^2}}\right) = E \cdot \cos\varphi\left(\frac{1}{r\sqrt{1-\sin^2\varphi}}\right) = \frac{E}{r}.$$

Результирующее выражение для ротации вектора напряженности электрического поля в сердечнике примет вид:

$$\mathrm{rot}\vec{E} = k\left(-\frac{E}{r} - \frac{E}{r}\right) = k\left(-\frac{2E}{r}\right).$$

С учетом второго уравнения Максвелла для электромагнитного поля, получим:

$$k\left(-\frac{2E}{r}\right)=-j\omega\mu_a\vec{H},$$

откуда следует:

$$E=\omega\cdot\frac{r\mu_a}{2}\cdot H,$$

где H – модуль вектора напряжённости магнитного поля в сердечнике.

Используем выражение для полного сопротивления катушки преобразователя и комплексную форму записи теоремы Умова-Пойнтинга с подстановкой полученного выражения для напряженности электрического поля:

$$Z=\frac{1}{I^2}\left[\int_V\gamma E^2dV+2j\omega\int_V\left(\frac{\mu_a H^2}{2}-\frac{\varepsilon_a E^2}{2}\right)dV\right]=$$

$$=\frac{1}{I^2}\left[\int_V\gamma E^2dV+j\omega\int_V\left(\mu_a H^2-\varepsilon_a E^2\right)dV\right]=$$

$$=\frac{1}{I^2}\left[\int_V\gamma\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\mu_a^2H^2dV+j\omega\int_V\left(\mu_a H^2-\varepsilon_a\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\mu_a^2H^2\right)dV\right].$$

Предположим, что материал сердечника изотропен и $\gamma=\text{const}$, $\mu_a=\text{const}$, $\varepsilon_a=\text{const}$, тогда:

$$Z=\frac{1}{I^2}\left[\gamma\mu_a^2\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\cdot\int_v H^2dv+j\omega\left(\mu_a\int_v H^2dv-\varepsilon_a\mu_a^2\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\int_v H^2dv\right)\right].$$

После преобразований последнего выражения получим:

$$Z = \frac{1}{I^2}\left[\gamma\mu_a^2\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2 + j\omega\mu_a\left(1-\varepsilon_a\mu_a^2\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\right)\right]\cdot\int_V H^2 dV.$$

Интегрирование выполняется по объёму сердечника. Подставим в последнюю формулу выражение для напряжённости магнитного поля, приведенное выше,

$$Z = \frac{W^2}{16p_k^2}\left[\gamma\mu_a^2\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2 + j\omega\mu_a\left(1-\varepsilon_a\mu_a\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\right)\right]\cdot\lambda(x),$$

$$\lambda(x) = \pi r^2\int_{-p_c}^{p_c}\left[\frac{p_k + x - y}{\sqrt{(p_k + x - y)^2 + R^2}} - \frac{x - p_k - y}{\sqrt{(x - p_k - y)^2 + R^2}}\right]^2 dy.$$

Реактивное сопротивление преобразователя:

$$X = \frac{\omega\mu_a W^2}{16p_k^2}\left(1-\varepsilon_a\mu_a\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\right)\cdot\lambda(l),$$

активное сопротивление преобразователя:

$$R = \frac{\gamma\mu_a W^2}{16p_k^2}\left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\cdot\lambda(l).$$

Полученное выражение является математическим описанием градуировочной характеристики индуктивного измерительного преобразователя перемещений, построенного по соленоидной схеме. Входящий в выражение интеграл аналитически не вычисляется, что представляется недостатком полученного описания и обуславливает необходимость численного анализа.

При выводе аналитического описания градуировочной характеристики был сделан ряд допущений, которые ограничивают возможности этого описания. В частности, магнитное и электрическое поле в объеме сердечника принято постоянным по величине. Реально же в проводящих средах наблюдается

поверхностный эффект, приводящий к существенной неоднородности напряженностей электрического и магнитных полей.

Кроме этого, напряженность магнитного поля, создаваемого катушкой в объеме сердечника зависит не только от расстояния между катушкой и сердечником, но и от удаления рассматриваемой точки от оси сердечника. Последнее обстоятельство также не учитывалось при выводе зависимости.

Перечисленные обстоятельства ограничивают возможности использования предлагаемого описания при расчете величины полного сопротивления преобразователя. Однако, при оценке метрологических характеристик преобразователя, наиболее важным является точность описания характера зависимости выходной величины преобразователя от его входной (измеряемой величины), что и необходимо принимать во внимание в первую очередь.

Принципиальным отличием предлагаемого описания является учет режима работы преобразователя (частоты питающего тока), что позволяет учитывать известную из практики зависимость характеристик преобразователя от схемы включения.

Для проверки полученного описания градуировочной характеристики соленоидного преобразователя осуществлялось сравнение расчетных характеристик с экспериментальными.

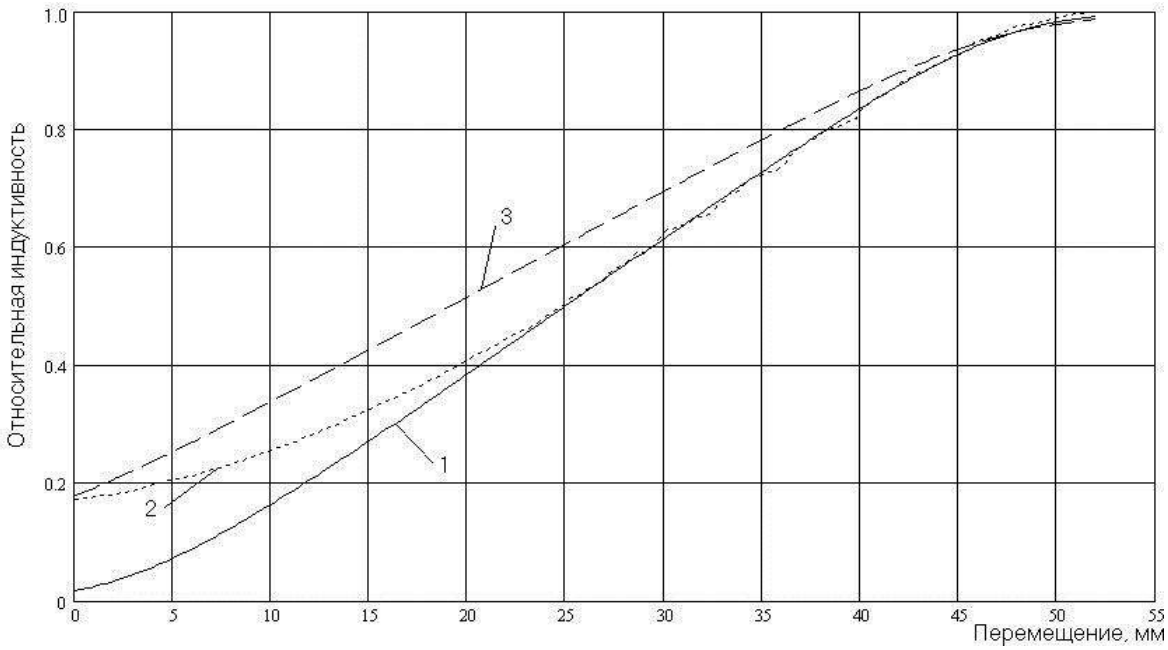

Рисунок 3.2 – Градуировочная характеристика индуктивного преобразователя

На рисунке 3.2 приведены относительные градуировочные характеристики индуктивного преобразователя перемещений, полученные расчётным и экспериментальным путём. Исследовался преобразователь со следующими параметрами: $l_c = 80мм$, $l_k = 50мм$, $r = 4мм$, $R = 6{,}75мм$, $W = 1500$. График 1 получен путём расчёта по предлагаемой формуле, а график 2 является экспериментальным. Для сравнения приводится график 3, рассчитанный по приведенному в выражению для градуировочной характеристики.

Из графиков следует, что полученная зависимость более точно описывает реальную градуировочную характеристику. Заметные расхождения между расчётной характеристикой и экспериментальной наблюдаются при максимальном удалении сердечника от катушки, когда общая индуктивность катушки с сердечником мала и становится соизмеримой с собственной индуктивностью катушки без сердечника. Этот участок характеристики в реальных датчиках перемещений обычно не используется.

В пределах рабочего участка наблюдается хорошее совпадение расчётной по характеристики с экспериментальной, что обуславливает возможность уточнённого расчета чувствительности и диапазона измерения преобразователя при его проектировании. Недостатком выражения является его сложность и невозможность аналитического вычисления интеграла, входящего в формулу.

2 Оптимизация конструктивной схемы преобразователя

Выражение для градуировочной характеристики позволяет оценить влияние конструктивных параметров преобразователя на его метрологические характеристики. С целью оптимизации конструкции индуктивного измерительного преобразователя соленоидного типа исследуем его градуировочную характеристику. Преобразуем выражение градуировочной характеристики с использованием относительных величин. Поскольку определяет характеристики преобразователя в первую очередь длина катушки, то возьмем эту величину за базовую и введем относительные величины:

$$\chi = x / p_k;\ \delta = y / p_k;\ \rho = R / p_k;\ \alpha = p_c / p_k;\ dy = p_k \cdot d\delta.$$

С учетом относительных величин выражение для градуировочной характеристики преобразуется к следующему виду:

$$Z = K \cdot \lambda(\chi),$$

$$K = \mu_a \frac{\pi r^2 W^2}{16 p_k}\left[\gamma \cdot \mu_a \left(\frac{\omega r}{2}\right)^2 + j\omega\left(1 - \varepsilon_a \mu_a \left(\frac{\omega r}{2}\right)^2\right)\right],$$

$$\lambda(\chi) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\left[\frac{1+\chi-\delta}{\sqrt{(1+\chi-\delta)^2+\rho^2}} - \frac{1-\chi+\delta}{\sqrt{(1-\chi+\delta)^2+\rho^2}}\right]^2 d\delta,$$

где ω – частота тока питания преобразователя.

Полученное выражение не учитывает собственных характеристик катушки при отсутствии сердечника. При учете этих характеристик выражение для полного сопротивления преобразователя примет вид:

$$Z_p = Z + R_0 + j\omega L_0,$$

где R_0 – сопротивление обмотки преобразователя; L_0 – собственная индуктивность обмотки преобразователя при отсутствии сердечника.

Недостатком полученного выражения градуировочной характеристики является его интегральная форма. Интеграл не может быть вычислен в элементарных функциях. Поэтому воспользуемся методом численного анализа для исследования особенностей градуировочной характеристики и возможностей улучшения метрологических характеристик индуктивного преобразователя.

На основе анализа конструкций значительного числа индуктивных измерительных преобразователей и датчиков было установлено, что, в основном, геометрические характеристики преобразователя соответствуют следующим границам значений параметров $\alpha = 1..10$, $\rho = 0{,}1..5$. Примем эти значения за основу при

исследовании градуировочной характеристики.

Параметры α и ρ – это основные конструктивные параметры преобразователя, определяющие характер его градуировочной характеристики. Исследование влияния этих параметров на градуировочную характеристику представляет значительный интерес. Исследования были выполнены с использованием математической системы Maple.

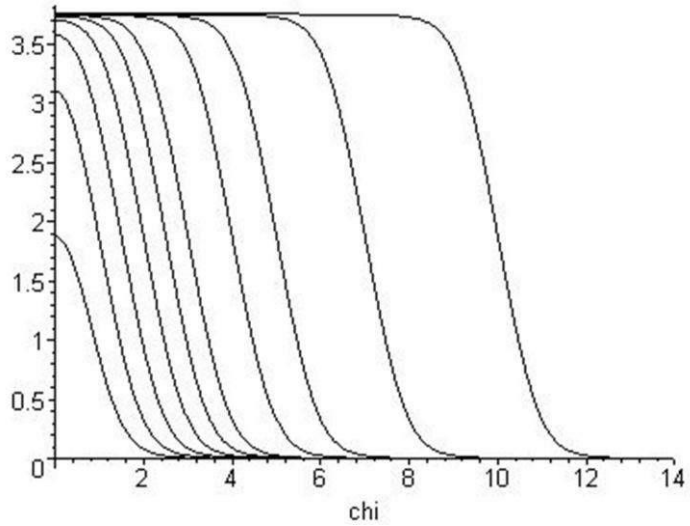

Рисунок 3.3 – Влияние параметра α

На рисунке 3.3 приведены расчетные зависимости градуировочной характеристики $\lambda(\chi)$ для преобразователя с параметром $\rho = 1$ при изменении параметра α в пределах от 0,5 до 10. Из графиков можно видеть, что при $\alpha \geq 3$ (длина сердечника в три раза больше длины катушки, а средний диаметр катушки равен ее длине) вид характеристики от длины сердечника не зависит, а при увеличении длины сердечника характеристика смещается. При этом максимум чувствительности преобразователя (наибольший наклон градуировочной характеристики) наблюдается при относительном смещении сердечника $\chi = \alpha$.

С использованием описанного подхода были выполнены исследования параметров α и ρ, что позволило составить таблице 3.1.

Таким образом, для полной реализации возможностей индуктивного измерительного преобразователя необходимо соблюдение следующих соотношений между средним диаметром D_k катушки преобразователя, длиной l_k катушки и длиной l_c сердечника:

- при $D_k \geq 2l_k - l_c \geq 2D_k$;
- при $D_k \leq 0{,}5l_k - l_c \geq 1{,}5D_k$;
- при $0{,}5l_k < D_k < 2l_k - 1{,}5l_k \leq l_c \leq 4l_k$ или $3D_k \leq l_c \leq 2D_k$;

Таблица 3.1 – Результаты исследования параметров α и ρ.

Относительный радиус катушки, ρ	0,25	0,5	1,0	2	3	4	5
Относительная пороговая длина сердечника, $\alpha_П$	1,25	1,5	2,2	4,0	6,0	8,0	10,0
Состояние длины сердечника и радиуса	5	3	2,2	2	2	2	2

Соблюдение этих простых рекомендаций при конструировании индуктивного измерительного преобразователя соленоидного типа позволит обеспечить наибольший диапазон изменения выходной величины преобразователя, возможный при принятых размерах катушки.

Представляет интерес исследование влияния на характеристики преобразователя изменения относительного радиуса катушки ρ. Пример расчета градуировочной характеристики системы катушка-сердечник с $\alpha = 3$ при изменении относительного радиуса катушки в пределах 0,1..5,0 приведен на рисунке 3.4.

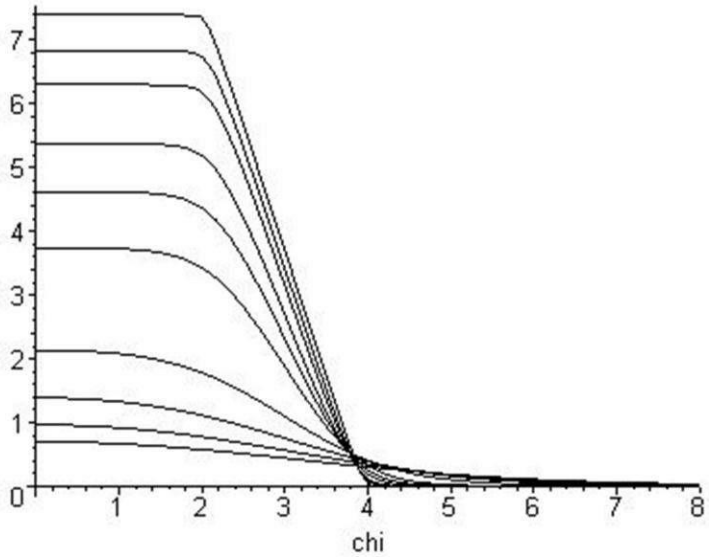

Рисунок 3.4 – Влияние относительного радиуса катушки

Можно видеть, что при уменьшении относительного радиуса наклон характеристики (чувствительность преобразователя) возрастает. Следовательно, с точки зрения повышения чувствительности преобразователя целесообразно использовать относительно тонкие катушки.

Участок существенного изменения выходной величины преобразователя при перемещении сердечника укладывается в пределы ± 1, т.е. соответствует перемещению равному длине катушки. Точка наибольшей чувствительности соответствует перемещению сердечника $\chi = \alpha$.

При $\rho > 1$ чувствительность преобразования существенно уменьшается, градуировочная характеристика приобретает более плавный характер и несколько увеличиваются пределы активного участка характеристики (участок, соответствующий существенному изменению выходной величины).

Таким образом, можно рекомендовать при конструировании преобразователя ограничивать относительный радиус катушки величинами $\rho = 0{,}1...0{,}5$. При этом рабочая точка характеристики преобразователя будет соответствовать смещению сердечника $\chi = \alpha$, а активный участок характеристики иметь протяженность близкую к длине катушки. Изменение выходной величины преобразователя в пределах активного участка при этом будет обеспечено в 5..7 раз.

Таким образом, выполненный анализ позволяет сделать следующие рекомендации для конструирования индуктивного измерительного преобразователя с оптимальными метрологическими характеристиками:

- $\rho = 0{,}1...0{,}5$ или $D_k = (0{,}1..0{,}5)l_k$,
- $\alpha \geq 1{,}5$ или $l_c \geq 1{,}5 l_k$.

Эскиз системы "катушка - сердечник" оптимизированного с точки зрения градуировочной характеристики индуктивного преобразователя соленоидного типа приведен на рисунке 3.5.

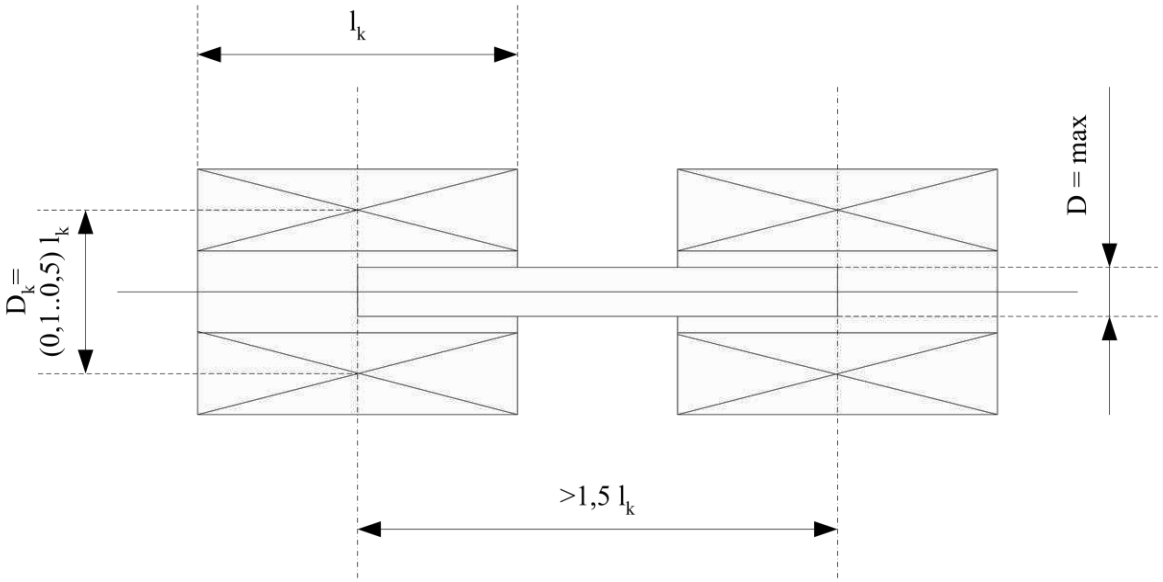

Рисунок 3.5 – Оптимальное соотношение размеров преобразователя

2 Задание для практической работы

1 Изучить конструкцию индукционного преобразователя;

2 Согласно своему варианту рассчитать механическую часть индукционного преобразователя;

3 Построить график зависимости относительной градуировочной характеристики индуктивного преобразователя перемещений, полученных расчётным и экспериментальным путём.

4 Проанализировать полученный график.

3 Контрольные вопросы

1 Что вы понимаете под термином «индукционный преобразователь»?

2 Что является выходной величиной индукционного преобразователя?

3 Какой характер носит индуктируемая ЭДС?

4 Являются ли индукционные преобразователи генераторными преобразователями?

5 С чем связано улучшение метрологических характеристик индуктивных измерительных преобразователей?

6 Что является основной метрологической характеристикой измерительного преобразователя?

7 Какие метрологические характеристики могут быть определены на основе градуировочной характеристики?

8 Какое уравнение необходимо использовать для определения величины напряженность Е электрического поля?

9 От чего зависит напряженность магнитного поля, создаваемого катушкой в объеме сердечника?

10 Что необходимо осуществить для проверки полученного описания градуировочной характеристики соленоидного преобразователя?

11 Влияние каких параметров преобразователя позволяет оценить выражение для градуировочной характеристики?

12 Какова конструкция индукционного преобразователя?

13 Где может быть использован индукционный преобразователь?

14 Какая теорема описывает энергетические соотношения для электромагнитного поля?

15 Какой параметр является наиболее важным при оценке метрологических характеристик преобразователя?

4 Список литературы

1 Теория и расчет индуктивных датчиков перемещений для систем автоматического контроля: монография / А.В. Федотов. – Омск: Изд-во ОмГТУ, 2011. – 176 с.

Практическое занятие №4 «Моделирование измерительных цепей с фотометрическими измерительными преобразователями»

1 Краткие теоретические сведения

1.1 Введение в фотоплетизмографию

Плетизмография — способ регистрации изменений объема тела или части его, связанных с динамикой кровенаполнения. Общая плетизмография или body plethys-mography используется для исследования функций внешнего дыхания и минутного объема кровообращения. С помощью плетизмографии можно оценить сосудистый тонус и при использовании различных проб составить представление об органической или функциональной природе сосудистых изменений.

Регистрация плетизмограмм производится специальными приборами плетизмографами различной конструкции (водяные, электро-, фотоплетизмографы). Каждый из них имеет плетизмографический рецептор и датчик измерительного устройства. В зависимости от характера сигнала, получаемого при изменении кровенаполнения, различают механическую плетизмографию, при которой обследуемая часть тела заключается в герметически закрывающийся сосуд с твердыми стенками, а колебания объема регистрируются благодаря воздушной или водяной передаче, электроплетизмографию отражающую динамику электропроводимости в зависимости от степени кровенаполнения (она называется также импедансной плетизмографией, реографией, ее разновидности транстрахеальная, полисегментарная, электроплетизмография и др.), фотоэлектрическая плетизмография или денсография, в основе которой лежит оценка светопроницаемости органов или части тела в зависимости от степени кровенаполнения.

Рисунок 4.1 – Типичный фотоплетизмографический сигнал

На рисунке 4.1 представлена типичная фотоплетизмограмма. Значение амплитуды объемного пульса, полного окклюзионного прироста кровенаполнения и объемной скорости кровотока в некоторых частях тела здоровых лиц представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Значение амплитуды объемного пульса, полного окклюзионного прироста кровенаполнения и объемной скорости кровотока в некоторых частях тела здоровых лиц

Часть тела	Амплитуда объемного пульса см3	Полный окклюзионный прирост объема кровенаполнения части тела в см3	Объемная скорость кровотока, $см^3$/МИН
Палец кисти (на 100 см3 ткани)	0,008 – 0,015	0,015 – 0,045	15 – 30
Голень (на 100 см3 ткани)	0,09 – 0,15	0,25 – 0,6	2,5 – 6,5
Орбита (глазница)	0,008 – 0,016	0,001 – 0,06	1,5 – 2,5
Покровы черепа в височной области (диаметр воронки рецептора 2 см)	0,004 – 0,01	0,001 – 0,05	1,1 – 1,5

Следует отметить, что электроплетизмография имеет множество недостатков. Прежде всего, воздействие даже слабого переменного тока на рецепторы кожи может вызвать рефлекторные изменения кровенаполнения. Кроме того, электропроводность тканей меняется в зависимости от химического состава, температуры, вязкости и скорости кровотока, которые непостоянны в процессе исследования. Принципиально от электроплетизмографов отличаются фотоплетизмографы. Под словом "фото" подразумевается принцип работы датчика. Этот

принцип и название были заимствованы медиками из применяемых в физике приборов – фотометров.

Метод фотоплетизмографии основан на том, что исследуемая ткань через специальный световод и светофильтры просвечивается монохроматическим светом, который после рассеивания или отражения попадает на фотоэлектропреобразователь, вызывая изменения фототока. Установлено, что интенсивность света, отраженного или рассеянного тканью, является функцией количества содержащейся в ней крови. Поскольку коэффициент поглощения инфракрасного света кровью значительно выше, чем тканью, фотоплетизмография регистрирует лишь изменения содержания крови. При этом рассеивание света происходит в основном за счет отражения от поверхности эритроцитов.

Фотоплетизмография – динамический метод измерения, который может ответить на вопрос, на сколько изменился тот или иной параметр периферического кровообращения, исходя из абсолютного нулевого уровня для того или иного человека. Фотоплетизмограф может быть применен для количественного изучения различных параметров кровообращения в коже и слизистых оболочках тела человека и для количественной регистрации сосудистых рефлексов как показателя состояния сосудодвигательных центров.

Фотоплетизмографы по сравнению с электроплетизмографами обладают следующими преимуществами: более высокая чувствительность, линейность измерения датчиком, портативность и быстрота записи, отсутствие помех, связанных с инерционностью преобразователя, возможность регистрации сосудов в любой области кожи и слизистых оболочек человека. Кроме того, фотодатчик не вызывает сдавления исследуемого участка, т.е. не вносит нарушения кровообращения.

Основная причина малого распространения фотоплетизмографов – это отсутствие единых технических требований к отдельным узлам современных аппаратов и унифицированной методики количественного анализа кривых, а также нормальных для здорового человека показателей.

Области применения фотоплетизмографии трудно перечислить: физиология, патофизиология, терапия, хирургия, дерматология, гинекология, невропатология, педиатрия, оториноларингология и др. Клиницисты могут использовать ее как

дополнительный метод для диагностики заболевания и научно-исследовательской работе. Некоторую помощь она окажет гигиенистам, спортивным медикам, а также врачам, работающим в области космической медицины. При преждевременном старении на первый план выступают изменения сосудистой реактивности, обусловленные нарушениями вегетативной нервной системы и периферических сосудов, что важно для геронтологии.

Фотоплетизмогафия, как и другие объективные методы диагностики, уточняет прогноз и помогает выявить показания к воздействию на вегетативную нервную систему; она может служить для оценки симпатической иннервации кожи, применяться при дианостики болезни Рейно, ранних форм атеросклероза, тромбофлебита, облитерирующего эндартериита и др. Этот метод может быть контролем глубины спинномозговой анестезии (одновременная регистрация сосудистых реакций с пальца руки и ноги). Кроме того, фотоплетизмография имеет вспомогательное диагностическое и прогностическое значение при изучении многих сердечно-сосудистых и нервных заболеваний, которые являются сейчас самой частой причиной смерти и инвалидности в молодом возрасте.

Существует две разновидности фотоплетизмографических медотов – фотоплетизмография в отраженном свете и фотоплетизмография в проходящем свете. Чаще всего выполняются исследования в проходящем свете, в силу того, что в данном случае осуществляется прямая оценка кровенаполнения в изучаемом участке биологического объекта. Но зачастую бывает довольно сложно провести такие исследования, например, для оптически малопрозрачных биологических объектов или для труднодоступных участков объектов. Тогда используют метод фотоплетизмографии в отраженном свете, который не только позволяет оценить общий кровоток в изучаемом участке, но и дает интегральную оценку свойств поверхности исследования.

При исследованиях образцов крови и плазмы оказалось, что наименьшим коэффициентом пропускания обладает кровь, что определяется наличием в ней форменных элементов. Наибольший коэффициент отражения установлен у кожи, наименьший – у хлорвиниловой трубки, заполненной кровью. Для сосудов различного диаметра максимальная величина сигнала для используемого датчика достигается на расстоянии 4 мм при

исследовании в отраженном свете, причем этот показатель изменяется в 4 раза для тканей челюстно-лицевой области. Для имитаторов биологических объектов величина сигнала изменяется в 7 раз, а максимальным сигналам не соответствует одно и то же расстояние между имитатором и фотоплетизмографическим датчиком (т.е. максимумы кривых не лежат на одной и той же вертикальной прямой). Наибольшим коэффициентом пропускания обладает жировая ткань, а наименьшим – сосуд, заполненный кровью. Таким образом, экспериментально установлено, что биологические ткани невозможно иммитировать, поскольку полученные при этом результаты исследований неадекватны и значительно отличаются.

Максимальному сигналу при исследовании тканей в проходящем свете соответствует такое положение фотоплетизмографического датчика, при котором светодиод отстоит от ткани на 2 мм, а фотодиод находится в контакте с ней. Проведенные эксперименты позволяют констатировать, что запись фотоплетизмограммы при исследованиях биологических тканей в проходящем свете дает информацию о непосредственном изменении кровотока в них, так как все изученные ткани относительно "прозрачны" по сравнению с кровью, а запись фотоплетизмограммы в отраженном свете несет в себе информацию только об изменении положения ближайшей к фотоплетизмографическому датчику поверхности.

Таким образом, из вышесказанного можно сделать выводы:

1. Фотоплетизмография имеет вспомогательное диагностическое и прогностическое значение при изучении многих сердечно-сосудистых и нервных заболеваний, которые являются сейчас самой частой причиной смерти и инвалидности в молодом возрасте;
2. Фотоплетизмографы по сравнению с электро-плетизмографами обладают следующими преимуществами: более высокая чувствительность, линейность измерения датчиком, портативность и быстрота записи, отсутствие помех, связанных с инерционностью преобразователя, возможность регистрации сосудов в любой области кожи и слизистых оболочек человека. Кроме того, фотодатчик не вызывает сдавления исследуемого участка, т.е. не вносит нарушения кровообращения.
3. При исследованиях в отраженном свете для регистрации

максимального сигнала фотоплетизмографический датчик следует устанавливать так, чтобы он не контактировал с исследуемой тканью, находился на расстоянии 3-4 мм от нее;

4. При изучении тканей в проходящем свете излучатель следует помещать на расстоянии 1-2 мм от ткани, а приемник лучистой энергии на нее;
5. Кровь сильно поглащает световую энергию;
6. Рассеивание световой энергии в основном определяется наличием в ней форменных элементов крови;
7. Возрастание величины сигнала меняется при изменении расстояния между тканью и датчиком;
8. Изменение объема крови в тканях не вызывает значительного повышения величины электрического сигнала;
9. С достаточной степенью уверенности можно сказать, что запись фотоплетизмограммы в проходящем свете несет информацию о непосредственном изменении интенсивности кровотока в тканях, а для отраженного света фотоплетизмографический датчик улавливает только изменение положения ближайшей к нему поверхности, пульсация которой связана с изменением интенсивности кровотока в тканях.

1.2 Расчет параметров оптической части фотоплетизмографа

1.2.2 Расчет геометрических размеров оптических схем

В канале измерения кровотока в пищеводе для увеличения эффективности сбора информации необходимо между источником излучения и приемником излучения поставить прямой круговой конус (в дальнейшем конус). Диаметр основания конуса будет равняться диаметру измерительного зонда. Необходимо определить оптимальный угол при вершине конуса.

Расчет оптимального угла при вершине конуса.

Исходные данные:

а=2 мм;

в=4 мм;

с=3 мм;

d=5 мм;

где а – расстояние от вершины конуса до приемной площадки фототранзистора, в – диаметр зонда канала измерения кровотока в

пищеводе, c – расстояние от источника оптического излучения до конуса; d – расстояние от источника излучения до стенки пищевода (рисунок 4.2).

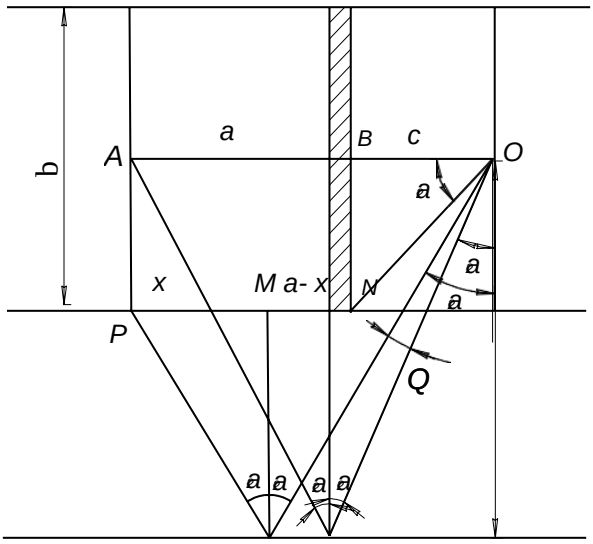

Рисунок 4.2 – Графическое пояснение символов математического аппарата, когда между источником и приемником излучения находится непрозрачная пластинка

Вначале рассчитаем угол θ – угол охвата облучаемой поверхности, когда вместо конуса стоит непрозрачная пластинка. Для простоты примем диаметр пластинки равный 0. Также сделаем допущение, что источник излучения точечный (рисунок 4.3).

Из треугольника AOC:

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{\frac{a+c}{2}}{d};$$

тогда:

$$\alpha_1 = \mathrm{arctg}\left[\frac{a+c}{2d}\right] = \mathrm{arctg}\left[\frac{2+3}{2\cdot 5}\right] = 26{,}56^\circ.$$

Из треугольника OBN:

$$\mathrm{tg}\gamma = b/2/c;$$

$$\gamma = \mathrm{arctg}\left[\frac{4}{2\cdot 3}\right] = 33{,}6^\circ;$$

$\alpha_{max} = 90^\circ - 33{,}6^\circ = 56{,}4^\circ$, т.е. угол α принадлежит диапазону: $\alpha \in (0;56{,}4]$.

Из треугольника PMD:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{x}{d - \frac{b}{2}}. \qquad (4.1)$$

Также из треугольника ACO:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{a - x + c}{d}. \qquad (4.2)$$

Приравняем правые части уравнений (4.1) и (4.2) и найдем значение x:

$$\frac{x}{5 - \frac{4}{2}} = \frac{2 - x + 3}{5},$$

$$\frac{x}{3} = \frac{5 - x}{5},$$

$$5x = 15 - 3x,\ \ 8x = 15,\ \ x = 1{,}875.$$

Подставим значение x в уравнение (4.1):

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{1{,}875}{5 - \frac{4}{2}} = \frac{1{,}875}{3} = 0{,}625;$$

$$\alpha_2 = 32{,}005^\circ;$$

$$\theta = \alpha_2 - \alpha_1 = 32{,}005^\circ - 26{,}56^\circ = 5{,}445^\circ.$$

Таким образом, если отсутствует конус, то угол охвата

облучаемой поверхности равен 5,445° .

Теперь рассчитаем угол θ для случая показанного на рисунке 4.3.

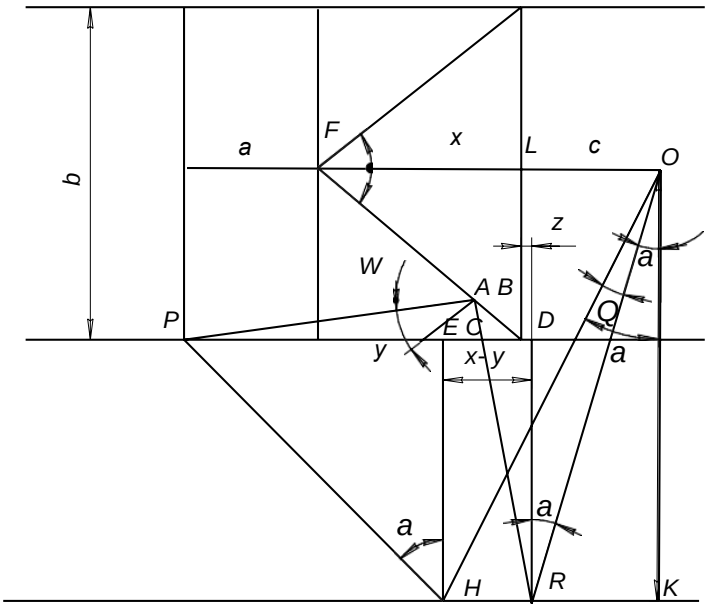

Рисунок 4.3 – Графическое пояснение символов математического аппарата, когда между источником и приемником излучения находится конус

$$\theta = \alpha_2 - \alpha_1. \tag{4.3}$$

Вначале проведем расчет α_2:

Из треугольника PEM:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{a + y}{d - \frac{b}{2}}; \tag{4.4}$$

Из треугольника OMK:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{x - y + c}{d}; \tag{4.5}$$

Из треугольника ALB:

$$\mathrm{tg}\frac{\beta}{2} = \frac{\frac{b}{2}}{x}; \qquad (4.6)$$

Из уравнения (4.6):

$$x = \frac{b}{2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}; \qquad (4.7)$$

Приравняем правые части равнений (4.3) и (4.4):

$$\frac{a+y}{d-\frac{b}{2}} = \frac{x-y+c}{d};$$

Подставим численные значения:

$$\frac{2+y}{5-\frac{4}{2}} = \frac{x-y+3}{5};$$

$$\frac{2+y}{3} = \frac{x-y+3}{5};$$

$$10+5y = 3x-3y+9,$$

$$y = \frac{3x-1}{8}; \qquad (4.8)$$

Подставим (4.7) в (4.8):

$$y = \frac{\frac{3\cdot 4}{2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}-1}{8} = \frac{\frac{6}{\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}-1}{8} = \frac{3}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)} - \frac{1}{8}. \qquad (4.9)$$

Подставим (4.9) в (4.3):

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{2+y}{3} = \frac{2}{3} + \frac{y}{3} = \frac{2}{3} + \frac{3}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot 3} - \frac{1}{8\cdot 3} = \frac{15}{24} + \frac{1}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)} =$$

$$= \frac{5}{8} + \frac{1}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}.$$

Отсюда:

$$\alpha_2 = \mathrm{arctg}\left[\frac{5}{8} + \frac{1}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}\right]. \qquad (4.10)$$

Теперь проведем расчет α_1:
Примем другие обозначения (рисунок 4.4).

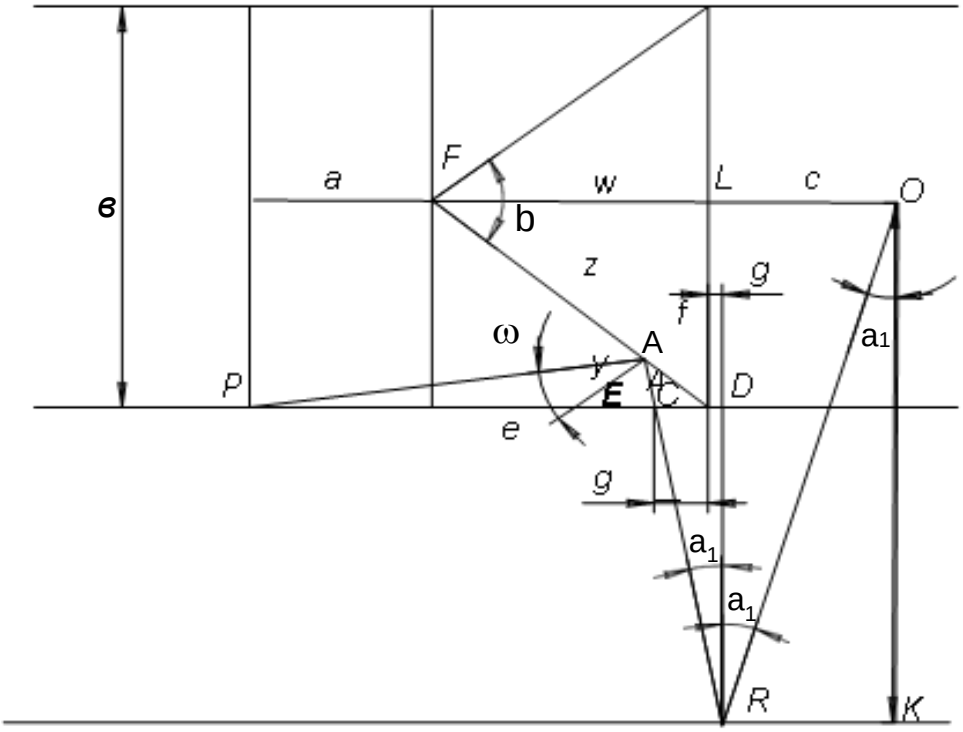

Рисунок 4.4 – Графическое пояснение символов математического аппарата, когда между источником и приемником излучения находится конус (для расчета угла α_1)

Из треугольника ABC:

$$90^\circ - \omega + 90^\circ + \alpha_1 + \beta/2 = 180^\circ;$$

откуда:

$$\omega = \alpha_1 + \beta/2. \qquad (4.11)$$

Из треугольника ORK:

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{c-g}{d};$$

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{6\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cos\beta\,\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{16\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 8\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\sin\beta};$$

$$\alpha_1 = \mathrm{arctg}\left[\frac{6\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cos\beta\,\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{16\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 8\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\sin\beta}\right];$$

$$\theta = \alpha_2 - \alpha_1 = \mathrm{arctg}\left[\frac{5}{8} + \frac{1}{4\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}\right] -$$

$$- \mathrm{acrtg}\left[\frac{6\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cos\beta\,\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{16\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 8\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\sin\beta}\right]. \qquad (4.12)$$

Для того, чтобы узнать как измениться угол охвата облучаемой поверхности при удалении от нее, зададимся расстоянием d=10 мм, и проведем тот же расчет, не изменяя

остальные исходные данные.

Исходные данные: а=2 мм; в=4 мм; с=3 мм; d=10 мм;

Вначале рассчитаем угол θ – угол охвата облучаемой поверхности, когда вместо конуса стоит непрозрачная пластинка. Для простоты, как и в предыдущем случае, примем диаметр пластинки равный 0. Также сделаем допущение, что источник излучения точечный.

Из треугольника АОС:

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{\frac{a+c}{2}}{d};$$

Тогда:

$$\alpha_1 = \mathrm{acrtg}\left[\frac{a+c}{2d}\right] = \mathrm{acrtg}\left[\frac{2+3}{2\cdot 10}\right] = 14{,}03^\circ;$$

Из треугольника OBN:

$$\mathrm{tg}\gamma = b/2/c;$$

$$\gamma = \mathrm{arctg}\left[\frac{4}{2\cdot 3}\right] = 33{,}6^\circ;$$

$\alpha_{max} = 90^\circ - 33{,}6^\circ = 56{,}4^\circ$; т.е. угол α принадлежит диапазону: $\alpha \in (0;56{,}4]$.

Из треугольника PND:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{x}{d - \frac{b}{2}}. \qquad (4.13)$$

Также из треугольника АСО:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{a - x + c}{d}. \qquad (4.14)$$

Приравниваем правые части уравнений (4.13) и (4.14) и найдем значение x:

$$\frac{x}{10-\frac{4}{2}}=\frac{2-x+3}{10};$$

$$\frac{x}{8}=\frac{5-x}{10};$$

$$10-x=40-8x;\ 18x=40;\ x=2{,}23.$$

Подставим значение x в уравнение (4.13):

$$\mathrm{tg}\alpha_2=\frac{2{,}23}{10-\frac{4}{2}}=\frac{2{,}23}{8}=0{,}279;$$

$$\alpha_2=15{,}5^\circ;\ \theta=\alpha_2-\alpha_1=15{,}5^\circ-14{,}03^\circ=1{,}47^\circ.$$

Таким образом, если отсутствует конус, то угол охвата облучаемой поверхности равен $1{,}47^\circ$.

Теперь рассчитаем угол θ для случая показанного на рисунке 4.3.

$$\theta=\alpha_2-\alpha_1. \qquad (4.15)$$

Вначале проведем расчет α_2:

Из треугольника PEM:

$$\mathrm{tg}\alpha_2=\frac{a+y}{d-\frac{b}{2}}. \qquad (4.16)$$

Из треугольника OMK:

$$\mathrm{tg}\alpha_2 = \frac{x - y + c}{d}. \qquad (4.17)$$

Из треугольника ALB:

$$\mathrm{tg}\frac{\beta}{2} = \frac{\frac{b}{2}}{x}. \qquad (4.18)$$

В итоге получается:

$$\alpha_2 = \mathrm{arctg}\left[\frac{5}{18} + \frac{1}{9\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}\right]. \qquad (4.19)$$

Теперь проведем расчет α_1. Примем другие обозначения (рисунок 4.4).

Из треугольника ABC:

$$90^\circ - \omega + 90^\circ + \alpha_1 + \beta/2 = 180^\circ,$$

откуда:

$$\omega = \alpha_1 + \beta/2. \qquad (4.20)$$

Из треугольника ORK:

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{c - g}{d}. \qquad (4.21)$$

Из треугольника CDR:

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{g^\circ + g}{d - \frac{b}{2}}; \qquad (4.22)$$

$$\mathrm{tg}\alpha_1 = \frac{6\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cdot\cos\beta\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{36\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 18\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\cdot\sin\beta};$$

$$\alpha_1 = \mathrm{arctg}\left[\frac{6\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cdot\cos\beta\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{36\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 18\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\sin\beta}\right].$$

Подставляя в формулу (4.14) полученные значения получаем:

$$\theta = \alpha_2 - \alpha_1 = \mathrm{arctg}\left[\frac{5}{18} + \frac{1}{9\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)}\right] - \\ - \mathrm{arctg}\left[\frac{6\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 5\cdot\cos\beta\cdot \mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right) + 2\cos\beta}{36\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot \sin^2\left(\frac{\beta}{2}\right) + 18\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\cos\beta + 2\mathrm{tg}\left(\frac{\beta}{2}\right)\cdot\sin\beta + 2\sin\beta}\right] \quad (4.23)$$

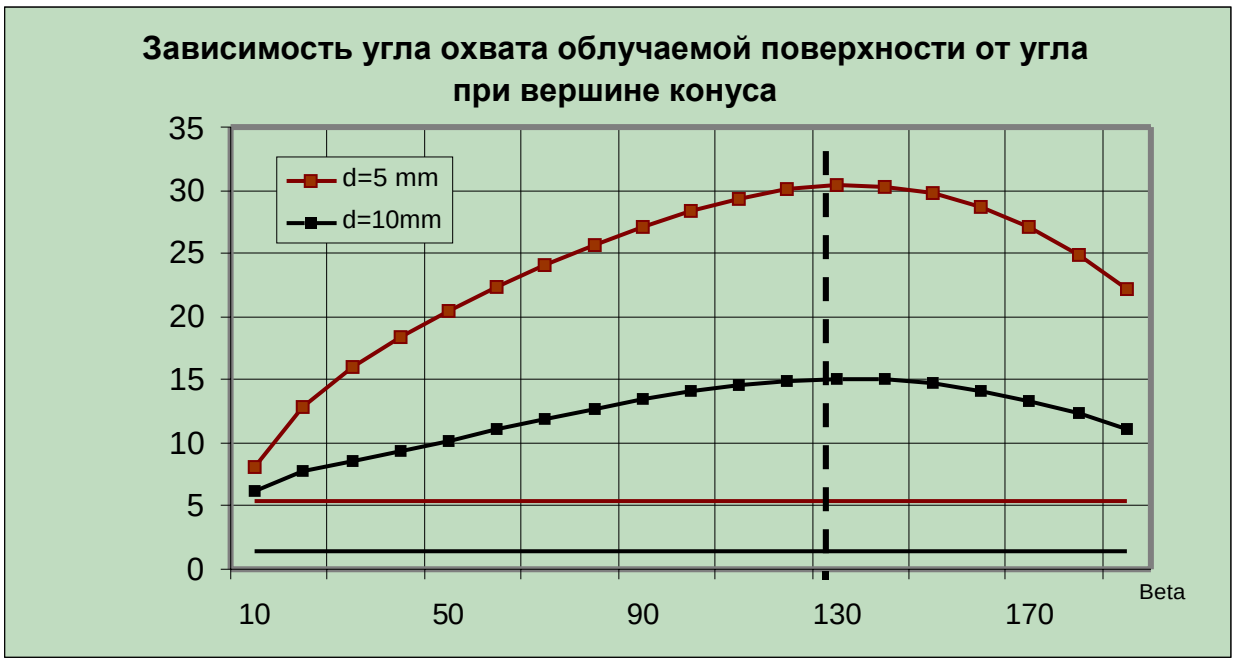

Рисунок 4.5 – Зависимость угла охвата облучаемой поверхности от угла при вершине конуса.

Построим график зависимости угла охвата облучаемой

поверхности от угла при вершине конуса для d=5 мм и d=10 мм (рисунок 4.5), по формулам (4.12) и (4.23).

Из графика видно, что обе функции имеют максимум в одной области, следовательно, оптимальный угол θ не зависит от удаления зонда от исследуемой поверхности. Отсюда следует, что оптимальный угол при вершине конуса $\theta = 133^{\circ}$. Также из графика можно сделать вывод, что чем дальше зонд находится от облучаемой поверхности, тем меньше угол охвата. Применение конуса для d=5 мм при угле при вершине конуса $\beta = 133^{\circ}$ дает увеличение угла охвата облучаемой поверхности ≈ в 5.5 раза, а для d=10мм при угле при вершине конуса $\beta = 133^{\circ}$ дает увеличение угла охвата облучаемой поверхности ≈ в 10 раз. Таким образом, в данном разделе были выбраны оптические датчики для обоих каналов и определены оптимальные геометрические размеры конуса для канала измерение кровотока в пищеводе.

2 Задание для практической работы

2.1 Выполнить расчет геометрических размеров оптических систем согласно своему варианту;

2.2 Построить график зависимости угла охвата облучаемой поверхности от угла при вершине косинуса;

2.3 Проанализировать полученный график.

3 Контрольные вопросы

3.1 Что такое «плетизмография»?

3.2 Какой параметр можно оценить с помощью плетизмографии?

3.3 Как производится регистрация плетизмограмм?

3.4 Как выглядит типичный фотоплетизмографический сигнал?

3.5 Какие недостатки имеет электроплетизмография?

3.6 В чем заключается отличие между электроплетизмографа от фотоплетизмографа?

3.7 На чем основан метод фотоплетизмографии?

3.8 Дайте определение «фотоплетизмография – это …».

3.9 Какими преимуществами обладают фотоплетизмографы по сравнению с электроплетизмографами?

3.10В чем заключается основная причина малого распространения фотоплетизмографов?

3.11Какова область применения фотоплетизмографии?

3.12Какие разновидности фотоплетизмографических медотов Вам известны?

3.13При помощи метода фотоплетизмографии можно регистрировать изменения содержания крови?

3.14Для чего может быть применен фотоплетизмограф?

3.15Возможно ли при помощи метода фотоплетизмографии контролировать глубину спинномозговой анестезии?

4 Список литературы

4.1 А.В. Бердников, М.В. Семко, Ю.А. Широкова Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. Часть I. Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики: Учебное пособие / Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2004. 176 с.