

РОЗДІЛ «ЕЛЕКТРОНІКА. РАДІОТЕХНІКА»

УДК 616-007:618.29-73

ЯКОВЛЕВ Г.М.*, д.мед.н., професор
БОЙКО В.І., д.т.н., професор
РЕЙДЕРМАН Ю.І., к.т.н., доцент
КЛОЧКО Р.І., асистент

*Санкт-Петербурзький національний університет
Дніпродзержинський державний технічний університет

ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОННОЇ АПАРАТУРИ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Вступ. У 1909 році українським лікарем Михайлом Володимировичем Яновським було накладене обмеження на метод визначення внутрішнього тиску, що створюється кровотоком у великих кровоносних судинах, який у 1905 році запропонував Н.С.Коротков. Це обмеження було настільки істотне, що без нього метод Короткова навряд чи зміг би знайти застосування та міг використовуватись в повсякденній практиці лікаря дотепер.

Постановка задачі. Інструментально метод забезпечується компресійною манжетою з манометром і тонометром. Недолік методу Короткова-Яновського – дискретність отриманої інформації. Однак, через необхідність моніторингу стану обстежуваного, має місце спроба замінити метод Короткова-Яновського методами, що передбачають застосування електроніки [1], більш зручними в застосуванні. Але результати порівнянь цих методів з методом Короткова-Яновського істотно відрізняються. Вимірювальні електронні прилади, що виготовляються відомими фірмами, показують ідентичність результатів, отриманих стендовими випробуваннями. Однак лікарська практика показує, що вимірювання у конкретних людей, виконаних двома методами, істотно відрізняються. А оскільки метод Короткова-Яновського підтверджений «кривавими методами», постало питання про необхідність удосконалення електронних методів [2].

Виниклі згадані вище проблеми потребували продовжити раніше проведену академіком Н.Н.Савицьким роботу з обґрунтування методів вимірювання тиску в кровоносних судинах з погляду фізики процесу.

Результати досліджень. Як модель використовували з'єднані між собою дві гумові трубки різного діаметра, по яких прокачували рідину. У місці з'єднання на більшу із трубок встановлювали компенсаційну манжету. При накачуванні манжети моделюється метод Короткова, при скиданні тиску з манжети – спосіб Короткова-Яновського. При прослуховуванні тонометром трубки малого діаметра в місці її з'єднання відзначається виникнення тонів і шумів. Під тонами розуміють короткі щиглики. Шум – більш тривалі й тихі звуки. Відповідність часу виникнення тонів і шумів ідентична для випадків навантаження (компресії) і скидання тиску в манжеті (декомпресії). Н.Н.Савицький пояснив виникнення звуків з погляду гідравліки зміною типу плинину рідини, викликаного зміною тиску в місці з'єднання трубок та, як наслідок, зміною швидкості протікання рідини. Відповідно до закону Бернуллі при сталому русі ідеальної рідини в трубі для двох довільних перетинів по довжині труби



Яновський
Михайло Володимирович
(1854-1927)

$$\frac{m \cdot v_1^2}{2} + p_1 \cdot V_1 = \frac{m \cdot v_2^2}{2} + p_2 \cdot V_2,$$

де m та V – відповідно маса та об'єм рідини, що перемістилась за деякий проміжок часу з однієї ділянки трубки струму (з тиском p_1) в іншу (з тиском p_2);

v_1, v_2 – швидкості руху рідини відповідно через перетини S_1 та S_2 .

Тобто, відповідно до рівняння Бернуллі гідростатичний тиск, що створює рідина, яка протікає по трубці, на її стінки більший в тих ділянках, де швидкість руху менша. Тому, при стаціонарному плинні по трубці на ділянці звуження швидкість плинину більша.

При малих швидкостях (тобто збільшеному тиску на стінки судин) шари рідини переміщуються, не перемішуючись (ламінарно-шаруватий плин). Зі збільшенням швидкості переміщення крові (тобто зменшенням тиску на стінки судин) шари крові перемішуються. Плин крові стає вихрово-турбулентним. Ці положення гідравліки дозволили Н.Н.Савицькому припустити, що при зміні просвіту артерій під манжетою змінюється й тип плинину крові (ламінарно-турбулентний), через що й виникають шуми та удари.

Розглянемо картину виникнення звуків Короткова з погляду фізики процесу (рис.1). При цьому більший тиск, що відповідає виникненню тону, будемо називати систоличним і позначати P_c , менший – діастолічним P_d . Поки тиск у манжеті P_m вищий систоличного P_c у ділянці судини, на якій вона перебуває, судина деформована, її циліндрична форма втрачена [3]. Процес, при якому під зовнішнім тиском на бічній поверхні циліндричних оболонок утворюються поздовжні складки, називається втратою стійкості.

При $P_m = P_c$ відбудеться відновлення стану рівноваги циліндричної форми, але якщо виявиться, що $P_m > P_c$, стійкість знову буде втрачена. Амплітуда A коливань при втраті стійкості змінюється по експоненті. Якщо $A > A_{n.c.}$ (амплітуди порога чутності),

то при таких коливаннях чується ляскіт. Час чутності звуку першого ляску – t_1 . Частота звуків залежить від кількості хвиль (складок) в окружному напрямку при втраті стійкості. Число складок є величина, обернено пропорційна довжині хвилі поширення звуку λ , яка зі збільшенням $\Delta P = P_c - P_m$ зростає. При $P_m = P_d$ звуки припиняються.

Кінцевий систоличний тиск (тиск у манжеті, обмірюваний з появою звуків Короткова) на 10...15 торр (13,6...20,4кПа) перевищує величину бічного систоличного тиску. Втрата стійкості відбувається звичайно при тиску в манжеті $P_m > P_d$, а відновлення стійкого рівноважного стану – при $P_m < P_d$. Різниця між P_m і відповідними P_c або P_d не перевищує (відповідно до розрахунку для геометричних розмірів плечової артерії) 2...3 торр.

З рис.1 видно, що процес виникнення звуків при навантаженні моделі взаємно оборотний при компресії та декомпресії. Чим же пояснити відсутність такої оборотності при дослідженні цього процесу на

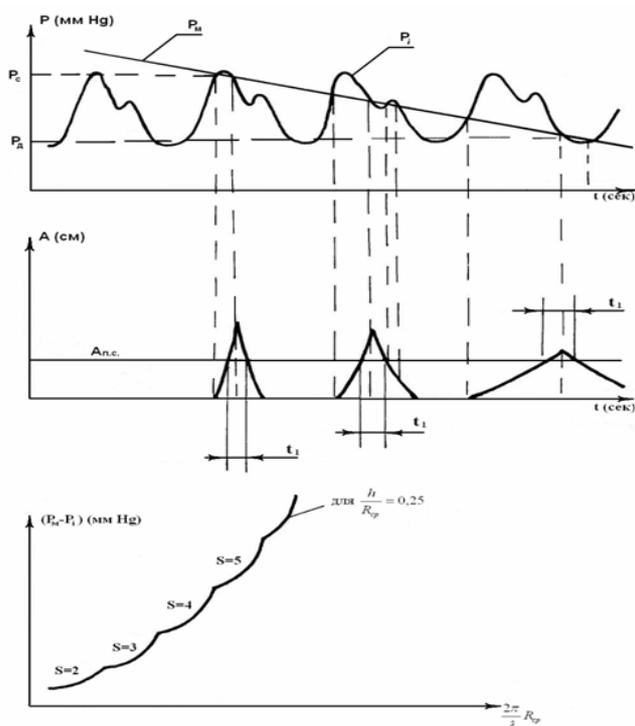


Рисунок 1 – Виникнення звуків Короткова

людині? Відповідь на це питання дали дослідження Г.М.Яковлева, які були проведені при роботі з Н.Н.Савицьким [1], але у зв'язку зі смертю Н.Н.Савицького ніде не доповідалися.

Перш, ніж зупинитися на повідомленні про результати, отримані Г.М.Яковлевим, дамо необхідні, на наш погляд, пояснення.

В 1876 р. Мереєв [1] був запропонований осцилографічний метод вимірювання тиску, що припускав вимірювання тиску в судинах (розташованих у тканинах, що перебувають під манжетою) по зміні їхнього об'єму. Однак, виникаючі складності при використанні тендітної апаратури, а також при розшифровці осцилограм давали незадовільні результати. Н.Н.Савицьким була використана передова на той момент апаратура й запропоновано заміряти не об'єм, а швидкість їх (об'ємів) змін. Одержаний за цим методом графік залежності швидкості зміни тиску в судинах від швидкості зміни об'єму тканини під манжетою Н.Н.Савицький назвав тахоосцилограмою [1].

Г.М.Яковлев повернувся до методу Мереєва, що називається зараз плетизмографією, для того, щоб, аналізуючи отримані результати, дати висновок.

Плетизмографія [4] – метод реєстрації змін об'єму органа або частини тіла, пов'язаних зі зміною його кровонаповнення, що використовується для оцінки судинного тонуусу й дозволяє при проведенні різних проб віддиференціювати органічні зміни судин від функціональних. Для реєстрації застосовують плетизмографи як механічні, так і електричні. Електричні плетизмографи реєструють зміни електропровідності досліджуваної ділянки тіла внаслідок зміни об'єму крові, що протікає в судинах.

Метод, при якому у вигляді графіка реєструються зміни електропровідності матеріалу, називається реографією [5]. Результатом плетизмографії при використанні електричних плетизмографів є реоплетизмограми.

Г.М.Яковлевим була отримана реоплетизмограма ділянки плеча при компресії [6].

Виявлено, що в ділянці кінцівки під манжетою крива реоплетизмограми проробляє повторювані й характерні за формою зміни (рис.2).

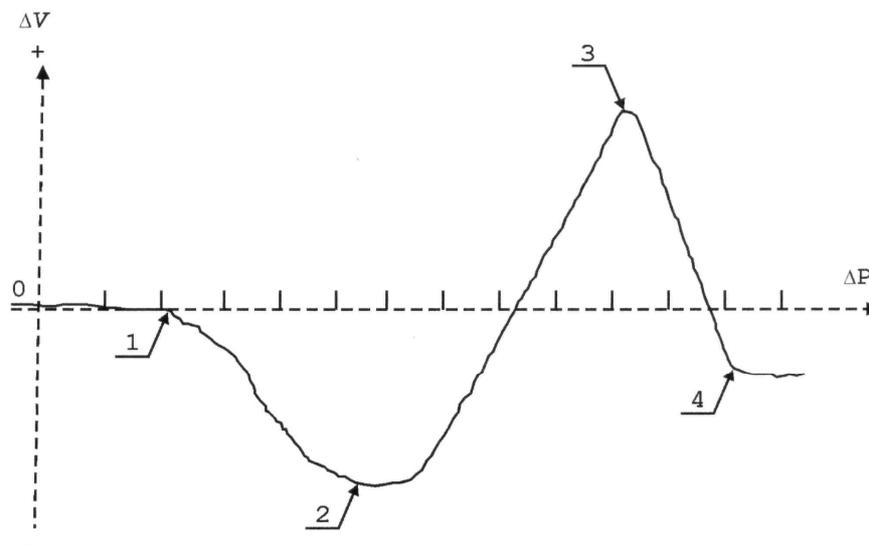


Рисунок 2 – Реоплетизмограма ділянки плеча при компресії

Перший відрізок кривої від точки «0» до точки «1» при початковому підйомі тиску в манжеті не змінює свого первісного положення, що свідчить про устояний обсяг крові в досліджуваній ділянці кінцівки. У точці «2» крива починає зміщатися у бік підвищення електричного опору, що свідчить про зменшення обсягу крові під компресійною манжетою. Величина тиску в манжеті у здорових осіб у точці «1» відповідає в сере-

дньому $112,0 \pm 1,7$ мм водяного стовпа. Ця величина вірогідно збігається з тиском у венах, який обміряється за допомогою методу В.А.Вальдмана ($r=0,9$). Таким чином, на відрізку кривої «1-2» кров витискається з вен і залишає кровоносне русло досліджуваної ділянки. Кров переміщується в доцентровому напрямку. Цей процес триває доти, поки тиск у манжеті не досягне 20...35 мм.рт.ст. Вени повністю перетиснені, відтік крові по них неможливий. Тиск крові в артеріях більший, ніж тиск у компресійній манжеті. Капілярне русло, очевидно, повністю не заповнене, й за рахунок цього воно накопичує деякий додатковий об'єм крові. За своєю величиною він більший від об'єму крові, витиснутого з вен. На реоплетизмограмі амплітуда ділянки «2-3» завжди більша від амплітуди ділянки «1-2», й об'єм крові в цей момент у досліджуваній ділянці кінцівки під манжетою більший від вихідного. Можна було б думати, що процес нагромадження крові, що почався в точці «2», буде тривати доти, поки тиск у манжеті не перевищить мінімальний в артеріях. Однак, цього не відбувається. При тиску в манжеті в межах 35...40 мм.рт.ст. крива міняє свій рух на протилежний. Знову починається процес зменшення об'єму крові під манжетою. Якщо припустити, що цей тиск відповідає тиску в артеріальній ділянці капілярного русла, то подальше підвищення тиску в компресійній манжеті призведе до того, що артеріоли почнуть спадати, і кров із цих судин буде переміщатися в ретроградному напрямку. Цікаво й те, що сістолічна хвиля реограми в цей період ще не зменшується. При подальшому підйомі тиску в манжеті на першій пульсовій хвилі після того, як зовнішній тиск перевищить мінімальний тиск в артеріях, наприкінці діастолі з'являється коротке плато, що свідчить про перше змикання пульсуючих артерій. По мірі підйому тиску в манжеті це плато збільшується й займає всю систолу.

Таким чином, при підйомі тиску в компресійній манжеті вище сістолічного гемодинаміка ділянки кінцівки під манжетою представляється у вигляді вен та артерій, що спалися, і депонованої крові в капілярному руслі. Цей процес розгортається в процесі запису тахоосцилограми, і на цьому етапі вимірювання закінчується. Описана гемодинамічна ситуація відповідає закінченню тахоосцилографічного вимірювання артеріального тиску. З кінця цього процесу починається вимірювання артеріального тиску методом Н.С.Короткова.

Умовно судинне русло під манжетою можна розділити на два види: а) «власне» судинне русло ділянки кінцівки під манжетою, у якому відбувається оборот крові через капіляри і його повернення через вени в центральне русло людини; б) відносно великі артеріальні стовбури, що транспортують кров у дистальну ділянку кінцівки. Ці артерії розкриваються при декомпресії в першу чергу, і по них кров рухається тільки в периферичну ділянку кінцівки, тому що судинне русло під манжетою блоковане і залишається таким протягом усього часу вимірювання артеріального тиску за методом Н.С.Короткова. Тобто, гемодинамічна ситуація при декомпресії обумовлюється взаємодією центрального русла та дистальної ділянки кінцівки.

Висновки.

1. При вимірюванні тиску в артеріях у компресорному режимі (при наростанні тиску в манжеті) шуми у момент, коли тиск у судинах під манжетою дорівнює кінцевому (діастолічному), відсутні. Тому вони й не прослуховуються.

2. Шуми не прослуховуються, тому що крива тисків у судинах на ділянці зростання тисків змінюється плавно, тому що піки від зміни просвіту в аорті згладжуються контрпіками від зміни тиску за рахунок вигнання крові з артеріол і вен, розташованих під манжетою, при вигнанні з них крові у бік артерій.

3. При електронному моніторингу, коли картина протікання крові в судинах вивчається без закачування повітря в манжету, середній тиск, що передається від судин на манжету, буде складатися з тиску в аорті й тиску в артеріолах венозних судин. У результаті має місце шумове тіло, постійне у часі та слабке за силою звучання.

4. Для того, щоб уможливити проведення моніторингу тиску в судинах з використанням електронної апаратури, необхідно розділити шуми, що виникають через протікання крові в аорті, артеріолах і венах, за частотою пульсацій їхніх хвиль. Ця умова у більшості випадків при використанні електронної апаратури не дотримується.

ЛІТЕРАТУРА

1. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения геодинамики / Савицкий Н.Н. – Ленинград: Медицина, 1974. – 311 с.
2. Функциональная диагностика механико-прочностных свойств сосудов / А.Д.Валтнерис, Г.В.Дзяк, Г.М.Яковлев [и др.] // Академия наук Латвийской ССР, Механика композитных материалов. – 1983. – №4. – С.729-730.
3. Канторович З.Б. Основы расчета химических машин и аппаратов / Канторович З.Б. – М.: Гостехтеоретиздат, 1960. – 320 с.
4. Инструментальные методы исследования сердечнососудистой системы: справочник / под ред. Т.С.Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 436 с.
5. Фуркало Н.К. Клинико-инструментальная диагностика поражений сердца и венечных сосудов / Н.К.Фуркало, Г.В.Яновский, И.К.Следзевская // К.: Здоровье. – 1990. – С.192.
6. http://old.consilium-medicum.com/media/gyper/05_02/79.shtml.

УДК 796.072.2:613.73

БОЙКО В.І., д.т.н., профессор
НЕЛЬГА А.Т., ст. преподаватель
ПЕРЕМИТЬКО В.В., к.т.н., доцент
РЕЙДЕРМАН Ю.І., к.т.н., доцент
НОСОВ Д.Г., ст. преподаватель
КЛОЧКО Р.І., асистент

Днепродзержинский государственный технический университет

ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС

Введение. Предлагается диагностический комплекс, предназначенный для визуализации полостей сердца при помощи ультразвуковых волн. Диагностический комплекс включает в себя персональный компьютер, эхокардиограф, электрокардиограф, универсальный программный контроллер связи с внешними устройствами и прикладное программное обеспечение.

Эхокардиография – метод визуализации полостей сердца и внутрисердечных структур при помощи ультразвуковых волн. Метод основан на принципе отражения ультразвуковой волны от поверхности раздела сред с различным акустическим сопротивлением. Так как сердце и его структурные части постоянно двигаются, то приборы, используемые в эхокардиографии, отличаются от приборов для ультразвуковых исследований других органов. В кардиологической практике оказались наиболее удобными 2 способа изображения, а именно:

- В-сканирование, когда на экране видно изображение целого сердца в поперечной плоскости;
- М-сканирование, при котором дается одномерное изображение сердца с разверткой движения его структур во времени.

Постановка задачі. Задачей исследования является диагностический комплекс, предназначенный для визуализации полостей сердца при помощи ультразвуковых волн.

Результаты работы. Рекомендуется, просканировав сердце с помощью первого способа, определить положение датчика М-способом. После чего на развертке, построенной М-способом, находят геометрические размеры полости левого желудочка, которые и используют для диагностики. Таким образом, и это подчеркнем, один способ не исключает, а дополняет другой.

Эхокардиографы В-сканирования достаточно дорогие. В зависимости от фирмы-изготовителя (ALOKA, TASHIBA, SIM-5000, SJMBISON-520) цена их достигает нескольких десятков тысяч условных единиц. В странах СНГ они не изготавливаются сейчас и не изготавливались ранее.

Были попытки, но картинка, полученная В-сканированием, была такого качества, что врачи предпочитали пользоваться М-способом. Из приборов, использующих М-способ, наибольшую популярность получил изготавливаемый в 90-е годы Харьковским заводом имени Т.Г.Шевченко эхоскоп ЭС-01 в доработке Днепропетровского предприятия Аскон-01. Цена его была порядка 20 тысяч рублей по курсу середины 90-х годов. Сейчас его производство прекратилось.

В г. Днепропетровске на 278 тысяч жителей имеется 2-3 эхокардиографа типа «Узкар». Городской физкультурный диспансер, больница №8 объединения «Азот» с крупнейшим кардиоотделением эхокардиографов не имеют. При большой необходимости их нет, и не используется в научной работе сам способ эхокардиографии в Национальной академии физической культуры и в Республиканском НИИ физической культуры при ней. Список можно было бы продолжить. В Днепропетровске дело обстоит лучше. Ряд больниц использует прекрасные образцы эхокардиографов зарубежных фирм. Но и в Днепропетровске нет эхокардиоскопа в городском физкультурном диспансере для детей, а в областном физкультурном диспансере, на учете в котором стоит, если и не половина, то 1/3 состава Олимпийской сборной Украины, врачами используется прибор 70-80-х годов. И это при том, что именно в Днепропетровске жил и работал пионер эхокардиографии в Украине профессор Дзяк Виктор Николаевич. Сейчас продолжает дело своего отца академик Дзяк Г.В. Достойным представителем школы Дзяка В.Н. является и директор Института кардиологии Украины Коваленко В.Н, в основу докторской диссертации которого легли исследования с использованием эхокардиографа. Еще в 90-е годы по инициативе Днепропетровского института физической культуры (проф. Шаповалов В.П. и проф. Морозова В.В.) был изготовлен и прошел многолетнюю апробацию в ДГИФК, в больницах городов Днепропетровска, Кривого Рога, Кировограда, Баку и Румынии вышеупомянутый Аскон-01. А все объясняется просто: финансовые возможности препятствуют развитию этого перспективнейшего направления в практической медицине и в смежных отраслях, занимающихся вопросами функциональной диагностики.

Проблема могла бы быть решена при наличии дешевого и удобного в эксплуатации аппарата.

Такой аппарат изготовлен при непосредственном участии кафедры Электроники ДГТУ, который по своим характеристикам превосходит ЭС-01 и почти ничем не уступает Аскону-01.

Предлагаемый аппаратно-программный диагностический комплекс (АПДК) включает в себя:

- персональный компьютер;
- эхокардиограф со встроенным одноканальным электрокардиографом;
- универсальный программный контроллер связи с внешними устройствами;
- прикладное программное обеспечение АПДК;

Эхокардиограф состоит из следующих основных узлов:

- генератора зондирующих импульсов;
- формирователя и усилителя эхосигналов;
- ультразвукового преобразователя;
- устройства управления эхокардиографом;
- устройства питания.

При задании необходимых технических характеристик исходили из следующих предположений. Ультразвуковой луч образуется пьезоэлектрическим датчиком. Электрическая энергия прерывисто (продолжительность импульса 0,1-0,2 мкс и амплитуда 100 В) поступает в преобразователь, а с него – на пьезодатчик. Датчик при пропускании через него переменного тока попеременно сжимается и расширяется, образуя импульсами ультразвуковую волну. Далее он воспринимает возвращенные эхосигналы, превращая их вновь в электрические импульсы. Эти импульсы затем поступают на усиление и отображаются на экране монитора. В режиме излучения датчик работает 0,1%, а в режиме приема – 99,9% от общего времени работы его в одном цикле («передача-прием»), т.е. датчик в месте его приложения передает на тело затухающие акустические колебания.

Скорость распространения волны V в упругом теле равна корню квадратному отношения модуля упругости к плотности тела. Скорость ультразвуковой волны в миокарде человека постоянна (1540 м/с) и равна произведению длины волны (λ) на частоту колебаний (n_j) торцевой поверхности преобразователя электрических колебаний в механические. Излучатель прилагается к грудной клетке так, чтобы распространение волны происходило в заданном к сердцу направлении. Задавая n_j , получим информацию о λ . С увеличением n_j величина λ уменьшается, т.е. повышается разрешающая способность прибора, но при этом увеличивается та часть энергии волны, которая тратится неэффективно на отражение от многих малых поверхностей. С увеличением частоты ультразвука улучшается возможность увидеть более мелкие предметы, но при этом уменьшается глубина локализации. Компенсирование потерь повышением мощности излучения ограничивается границами безопасности для биологических объектов. Интенсивность ультразвуковых колебаний в приборах для диагностики гораздо ниже средней интенсивности их, чем в приборах, применяемых для лечебных целей.

Принимаем продолжительность дискретности $\Delta T=0,8$ мкс. За это время ультразвуковая волна в миокарде пройдет по глубине сканирования путь $1,540 \cdot 0,8=1,230$ мм, что превышает минимальный размер структурных образований измеряемых объектов (миокарда, эндокарда), равный 1 мм.

Минимальный размер измеряемого эхокардиографом объекта (толщины стенок клапана сердца) составляет 3 мм, т.е. число дискретных значений при его измерении - $3/1,23/0,8 \approx 3$. Это обеспечивает необходимую точность оценки состояния диагностируемого объекта (удовлетворяется условие Котельникова–Шеннона).

Итак, при продолжительности дискретности излучений длина ультразвуковой волны не должна превышать 1,23 мм, а частота колебаний торца датчика, образующих эту волну, не может быть меньше 1,25 МГц.

Эхокардиограф имеет следующие технические характеристики:

- режим работы – М (одномерный);
- напряжение возбуждения ультразвукового преобразователя – не более 100 В;
- средняя интенсивность излучения – не более 50 мВт/кВ·см;
- рабочая частота преобразования 2,5-3,5 МГц;
- чувствительность приемного тракта – не менее 100 дБ при соотношении сигнал/шум 2:1;

- протяженность мертвой зоны по глубине до контролируемого объекта – не более 10 мм;
- глубина измерения 200 мм;
- разрешающая способность по глубине 0,7–1,0 мм;
- диапазон ручного регулирования усиления в ближней и дальней зонах, а также общего усиления – не менее 40 дБ;
- частота зондирующих импульсов 1000-2000 Гц;
- чувствительность ЭКГ канала – не менее 50 дБ;
- питание от сети 220 В;
- потребляемая от сети мощность – не более 6 Вт;
- диаметр рабочей части ультразвукового преобразователя 10-20 мм;
- входное сопротивление – в пределах 10 мОм;
- полоса пропускания – в диапазоне 0,5-500 Гц;
- коэффициент усиления 72 дБ.

Универсальный программируемый контроллер служит для связи эхокардиографа и электрокардиографа с персональным компьютером. Используемый диапазон напряжений входных аналоговых сигналов составляет $-0,2 \dots +0,2$ В; число входных аналоговых каналов – 8, разрядность АЦП – 16; время преобразования аналогового сигнала электрокардиографа – не более 30 мкс; время преобразования аналогового сигнала эхо – от 100 до 500 мкс. Выбор усилителя отраженных сигналов эхокардиографа основывался на физическом характере распространения ультразвукового луча, образуемого пьезоэлектрическим датчиком. А именно, зона «ультрапрозрачивания» по глубине подразделяется на ближнюю и дальнюю. В ближней ультразвуковой зоне пучок параллелен, в дальней – расширяется. Целесообразно работать в ближнем поле.

Увеличить ближнее поле можно, увеличив диаметр датчика. Если же датчик уже выбран, то необходимо уменьшить длину волны. Т.е. для того, чтобы создаваемый луч мог распространяться в миокарде, нужно увеличить частоту генерации, заведомо зная, что это приведет к уменьшению глубины локации.

Характеристика усилителя строится в 2-х взаимно перпендикулярных осях и показывает, как изменяется коэффициент усиления во времени. Она представлена графиком в виде ломаной линии, состоящей из двух соединенных отрезков: наклонного к горизонтальной оси (на этом начальном отрезке времени коэффициент усиления регулируется) и отрезка, параллельного горизонтальной оси.

На усилитель возлагается выполнение трех функциональных задач:

1. Изменение коэффициента усиления зоны, в которой этот коэффициент не регулируется во времени ("дальней" зоны).

2. Изменение продолжительности ближней зоны, т.е. размера проекции наклонного участка характеристики на горизонтальную ось. При одинаковом значении коэффициента усиления в начале "ближней" зоны с ростом ее глубины кривая регулирования коэффициента усиления во времени становится более полой. Т.е. изменение коэффициента усиления во времени (по глубине локации) уменьшается (регулирование коэффициента усиления во времени в ближней зоне становится менее эффективным). Регулирование коэффициента усиления во времени происходит поворотом наклонного участка характеристики усилителя относительно его (отрезка) крайне правой нижней точки. С приближением к торцу датчика усиление заметно уменьшается.

3. Выбор коэффициента усиления в начале ближней зоны. Регулирование коэффициента усиления во времени происходит поворотом наклонного участка характеристики усилителя относительно его крайней левой верхней точки. При этом крайняя

правая нижня точка наклонного отрезка перемещается вверх-вниз, а глубина, размер ближней зоны, остается неизменным.

Итак, функция 1 задает необходимый коэффициент усиления во времени, а остальные две функции позволяют произвести настройку глубины и закона изменения коэффициента усиления по глубине локации. Причем, можно подавить усиление на участке, расположенном ближе к торцу датчика, и усилить на участке более удаленном, т.е. усилитель позволяет произвести равномерную запись на всей глубине эхокардиограммы. Регулирование осуществляется поворотом ручки "ближняя".

Для того, чтобы уменьшить влияние на качество усиливаемого эхосигнала помех дальней зоны осуществляется операция "отсечка" – уменьшение продолжительности участка дальней зоны (длины горизонтального отрезка). Эхокардиограф и электрокардиограф работают в реальном масштабе времени. На высвободившемся на мониторе месте располагают электрокардиограмму. Свести участок дальней зоны, отсечь полностью, – это значит уменьшить усиление во времени до минимума и прекратить усиление. Характеристика примет вид горизонтальной прямой на всем временном интервале.

Усилитель позволяет регулировать продолжительность загрузочного импульса.

После установки ультразвукового датчика на теле пациента имеется возможность получить интересующую врача информацию, визуально исследовать сокращение перегородки, митрального клапана, задней стенки, геометрических размеров левого желудочка, а также кривой электрокардиограммы. Предусмотрена возможность «замораживания» на экране монитора изображения текущей информации на неограниченное время. При необходимости эта информация вводится в память компьютера. Считывание информации параметров левого желудочка обеспечивается с помощью горизонтальной и вертикальной линий по всему полю монитора. Изображение на экране может быть увеличено в 2 раза. Аппарат позволяет получать качественную эхокардиограмму и электрокардиограмму сердца, данные которых используются в качестве исходных при определении показателей центральной гемодинамики, сократительной и насосной функций сердца. Обеспечивается также их сохранение в памяти компьютера и, при необходимости, вывод на печать.

Описание АПДК позволило получить обширный материал о состоянии функциональных параметров как практически здоровых взрослых и детей, спортсменов высшей квалификации, так и лиц с патологией.

Результаты исследований изложены в работах [1, 2].

Выводы. Предлагаемый диагностический комплекс позволяет выполнить визуализацию полостей сердца и внутрисердечных структур при помощи ультразвуковых волн и рекомендуется для использования в практической работе больниц, кардиологических и диагностических центрах, диспансерах физической культуры.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бойко В.И. Биотехнический комплекс диагностики и коррекции функционального состояния спортсменов / В.И.Бойко, А.Т.Нельга, Ю.И.Рейдерман // Электроника и связь. – 2003. – №19. – С.57-59.
2. Сердце спортсмена. Анализ биомеханика / [Дзяк Г.В., Рейдерман Ю.И., Беляев В.П., Чибисов В.И.] – Днепропетровск: "Пороги", 2002. – 150 с.

Днепродзержинский государственный технический университет

О МЕТОДЕ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ШИРОТНО – ИМПУЛЬСНОЙ МОДУЛЯЦИИ

Введение. В настоящее время наблюдается повышенный интерес к усилителям класса D, обусловленный их высокой экономичностью (КПД немногим менее 100%), нечувствительностью к форме статических характеристик транзисторов (они в данном случае работают в ключевом режиме), а также возможностью использования сравнительно маломощных транзисторов для построения весьма мощных усилительных устройств. Как известно, в ключевом режиме мощность рассеивается на транзисторе в основном в интервале переключения, т.е. быстро “пересечения” области активного режима. Кроме того, на современной элементной базе можно создавать усилители класса D с довольно высокими, качественными показателями, достаточными, например, для использования в бытовой аудиотехнике. Структурно такой усилитель представляет собой широтно-импульсный модулятор, управляемый сигналом. В этом случае линейность его амплитудной характеристики определяется уже не вольтамперными характеристиками активных элементов, а линейностью модуляционной характеристики. Действительно, пусть тактовый генератор формирует меандр с периодом T. На рис.1 изображён меандр с несимметричными полярными составляющими (длительностью $\tau_1 = \tau_2$).

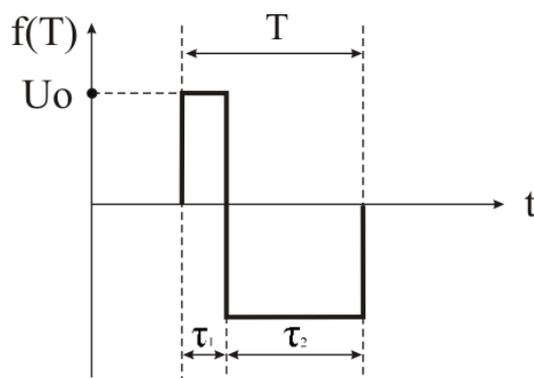


Рисунок 1 – Фрагмент несимметричного меандра

Если выходными сигналами считать функциональное среднее, то получим:

$$\bar{u} = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt = U_0 \left(\frac{\tau_1}{T} - \frac{\tau_2}{T} \right) = U_0 (q_1 - q_2), \quad (1)$$

где q – коэффициент заполнения.

Очевидно, для случая $q_1 = q_2$ (симметричный меандр) постоянная составляющая на выходе такого модулятора отсутствует, а при условии $U_c \sim \Delta q$ получается

$$\bar{u} = U_0 \Delta q \sim U_c, \quad (2)$$

где U_c – напряжение сигнала, управляющее скважностью полярных компонент меандра.

Итак, если коэффициент заполнения является линейной функцией входного сигнала, то и амплитудная характеристика усилителя оказывается линейной. Разумеется, выбор тактовой частоты должен соответствовать, по крайней мере, требованию теоремы Котельникова, т.е. во всяком случае входной сигнал должен быть медленно-

изменяющейся функцией по отношению к тактовой последовательности. Для высокой верности воспроизведения импульсных сигналов это требование должно быть ещё более жёстким. Так например, для аудиосигналов с верхней границей спектра ≈ 15 кГц тактовая частота должна быть на порядок выше, т.е. 150 кГц и более.

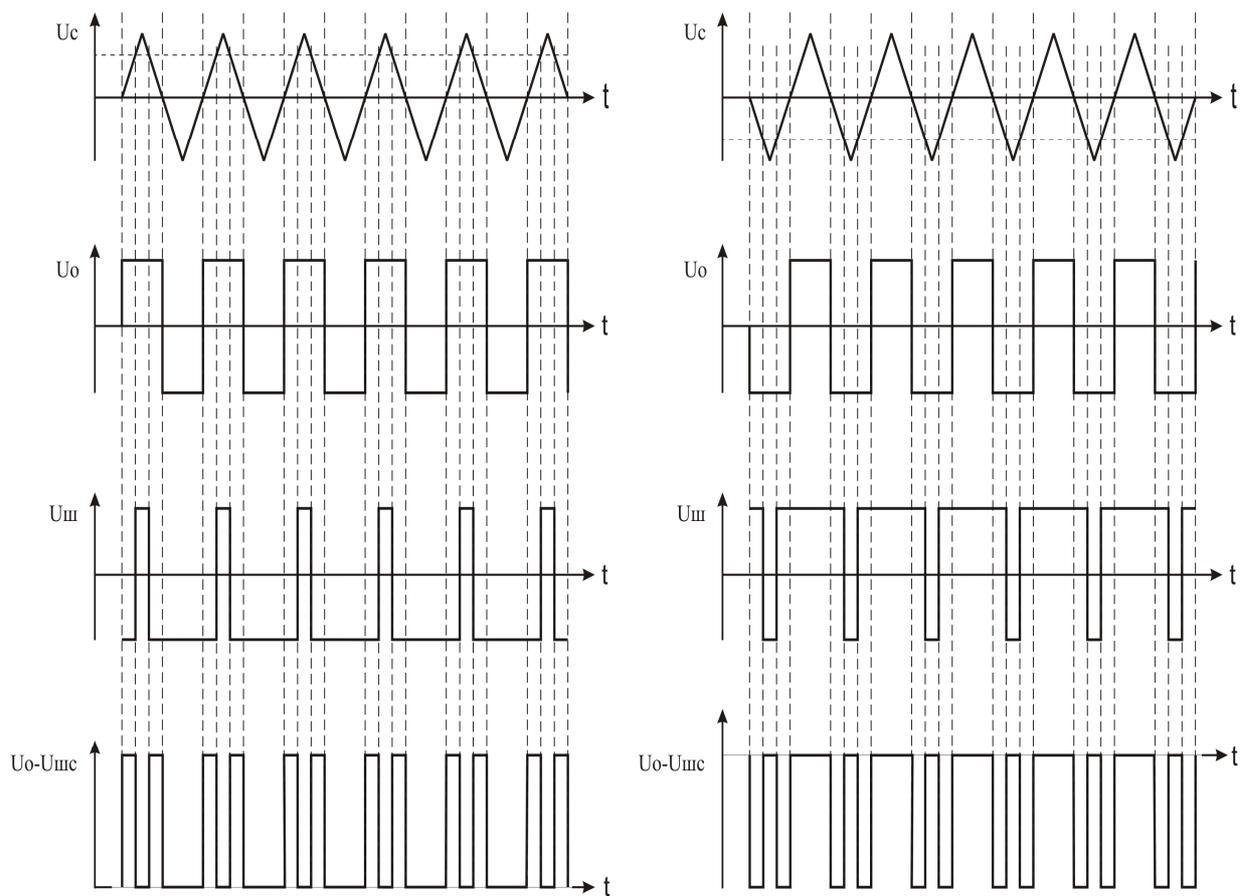
Постановка задачи. Таким образом усилитель класса D строится на базе линейного модулятора по скважности и реализуется обычно в трёх вариантах: с использованием внешнего генератора треугольных импульсов и компаратора; самоосциллирующего управляемого напряжением сигнала генератора П-импульсов; самоосциллирующего генератора П-импульсов с отрицательной обратной связью. При всех достоинствах подобных решений все описанные усилители имеют общий недостаток – при отсутствии входного сигнала на выходе усилителя присутствует симметричный меандр, что снижает КПД устройства, бесполезно нагружает выходной фильтр выделения низкочастотной составляющей и громкоговоритель (для аудиоустройств). В связи с этим в работе поставлена задача сформировать усилительное устройство, обладающее всеми достоинствами усилителей класса D, но обеспечивающее полное отсутствие выходного сигнала при отсутствии входного.

Результаты работы. В качестве простейшего способа решения данной задачи в работе предлагается метод модификации широтно-импульсной модуляции, который естественно назвать дифференциальным (ДШИМ). Его смысл сводится к следующему. Из выходного ШИМ сигнала следует вычесть симметричный меандр и именно эту разность использовать в качестве выходного сигнала. Иными словами, из выходного сигнала ШИМ модулятора, управляемого усиливаемым сигналом, вычитается выходной сигнал ШИМ модулятора, на входе которого сигнал отсутствует. Тогда в отсутствие входного сигнала на выходе устройства сигнал будет отсутствовать. По определению линейность амплитудной характеристики не нарушится, т.к. вычитание – линейная операция. Получение такого ДШИМ сигнала иллюстрируют временные зависимости, приведенные на рис.2.

Из приведенных зависимостей сразу же следует, что полярность выходных импульсов всегда соответствует текущей полярности входного сигнала, что должно существенно облегчить фильтрацию с целью выделения среднего. Кроме того, частота выходных импульсов ДШИМ оказывается фактически удвоенной относительно частоты опорной треугольной последовательности, что позволяет в этом случае соответственно в два раза уменьшить частоту тактового генератора.

На основании предлагаемого метода был разработан усилитель звуковых частот, структура которого изображена на рис.3.

Как видно, усилитель использует вариант с внешним генератором треугольных импульсов ГТН, напряжение которых используется для сравнения с напряжением сигнала U_c либо с его нулевым значением. Заметим, что в данном случае линейность этой последовательности фактически определяет линейность модуляционной характеристики. Блок К1 – сигнальный компаратор, вырабатывающий ШИМ-последовательность (третья по счёту зависимость на рис.2,а или 2,б). Блок К2 – опорный компаратор, вырабатывающий симметричный меандр (вторая по счёту зависимость на рис.2,а или 2,б). В данном случае операция вычитания заменена суммированием, благодаря чему сигналы на выходах К1 и К2 оказываются инверсными за счет использования в качестве сигнального прямого входа в К1 и инверсного – в К2, а в качестве опорных входов наоборот – инверсного в К1 и прямого – в К2. Т.е. по сравнению с обычной ШИМ в структуру добавляется всего один компаратор и сумматор. Усилитель мощности УМ должен быть ключевым. В качестве компараторов К1 и К2 в экспериментальном макете усилителя использованы интегральные компараторы К554СА3, включённые по схеме повышенной скорости переключения. Сумматор выполнен на дискретных транзисторах (КТ315В) и использует принцип суммирования



а) входной сигнал положительной полярности

б) входной сигнал отрицательной полярности

U_c – напряжение сигнала; U_o – опорное напряжение

Рисунок 2 – Временные зависимости, иллюстрирующие получение сигнала ДШИМ

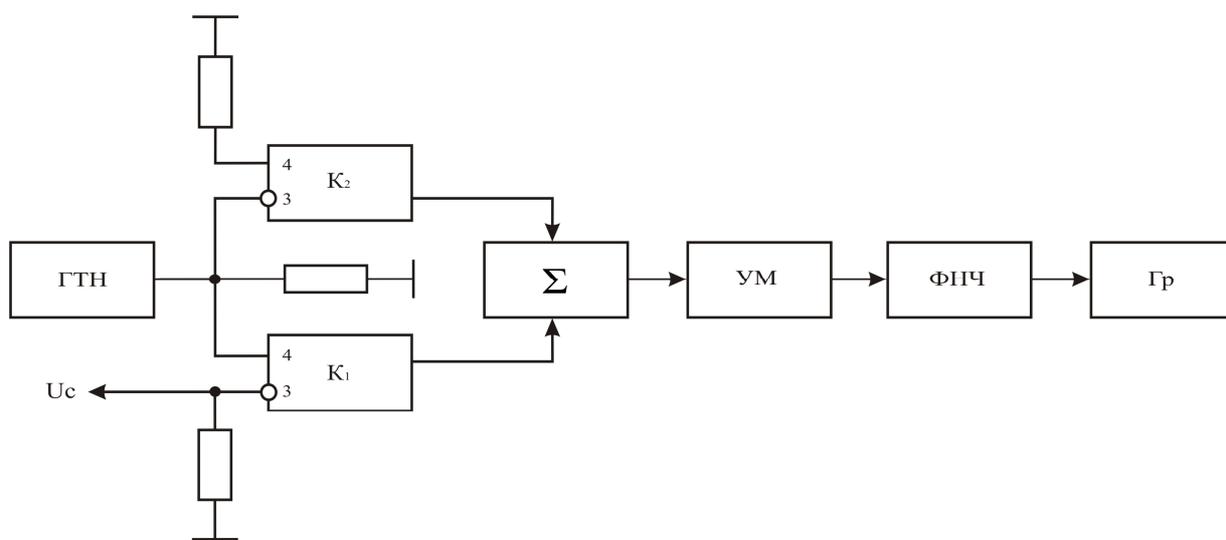


Рисунок 3 – Структурная схема усилителя

токов от двух соответствующих генераторов на общей нагрузке. Усилитель мощности – ключевой на ВЧ транзисторах средней и большой мощности по схеме с дополнительной симметрией. Предварительные эксперименты показали практически полное соответствие теоретическим предпосылкам, причём выходные транзисторы вообще не имели радиаторов и оставались во время работы холодными. Осциллограмма ДШИМ-сигнала для гармонического входного сигнала показана на рис.4, частота развёртки адаптирована под частоту усиливаемого сигнала (1кГц).

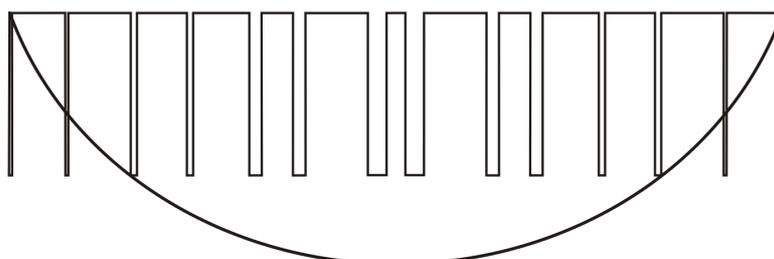
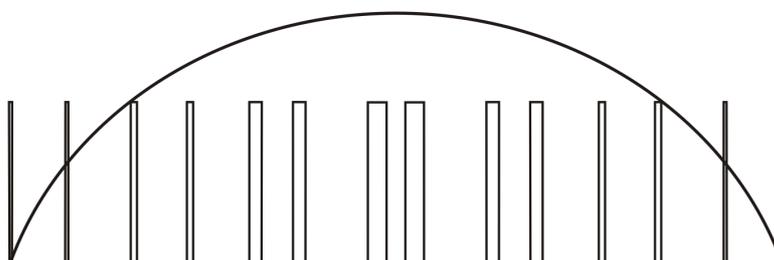
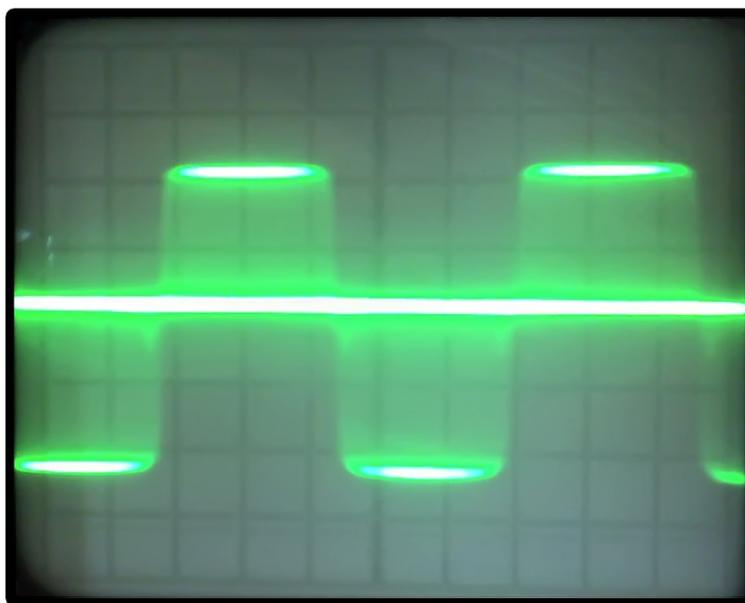


Рисунок 4 – Осциллограмма и структура ДШИМ-сигнала для гармонического входного сигнала

Выводы.

1. Разработан метод дифференциальной широтно-импульсной модуляции (ДШИМ).
2. Усилительные устройства, использующие предложенный метод, обладают всеми достоинствами класса D, а также пониженными требованиями к выходной фильтрации (она может вообще отсутствовать) и тактовой частоте; устройства такого типа имеют повышенный КПД за счёт того, что выходной сигнал появляется при наличии входного, в то время как для «классических» D усилителей в отсутствие входного сигнала на выходе присутствует симметричный меандр.

ЛИТЕРАТУРА

1. Шило В.А. Линейные интегральные схемы в радиоэлектронной аппаратуре / Шило В.А. – [2-е изд., перераб. и доп.] – М.: Сов. радио, 1979. – 368с.
2. Аналоговые и цифровые интегральные схемы / [Якубовский С.В., Барканов Н.А., Успенский Б.М., Кудряшов Б.П.; под ред. Якубовского С.В.]. – М.: Радио исвязь, 2001. – 432с.

УДК 621.376

МАРЧЕНКО С.В., ст. преподаватель
МЕЛЬНИК Н.В., студент

Днепродзержинский государственный технический университет

ЭЛЕКТРОДИНАМИЧЕСКИЙ АЛГОРИТМ РАСЧЕТА ФАЗИРОВАННОЙ АНТЕННОЙ РЕШЕТКИ С ВОЛНОВОДАМИ, ПОЛНОСТЬЮ ЗАПОЛНЕННЫМИ ДИЭЛЕКТРИКОМ, МЕТОДОМ ПРОНИЗЫВАЮЩЕЙ ОБЛАСТИ

Введение. Исследования влияния диэлектрических вставок или диэлектрических покрытий на электрические параметры фазированной антенной решетки (ФАР) являются очень важными, поскольку, будучи частью антенной системы, они защищают ФАР от внешних воздействий и одновременно улучшают согласование антенной решетки в широком диапазоне углов сканирования [1]. В данной задаче рассматривается ФАР, волноводы которой полностью заполнены диэлектриком, а сама задача решается методом пронизывающей области

Постановка задачи. Задачей данной работы является развитие *метода интегрального уравнения в виде метода пронизывающей области* для электродинамического расчета волноводной ФАР, а также построение функции Грина для бесконечного волновода, заполненного диэлектриком.

Результаты работы. На рис.1 изображена единичная ячейка ФАР с волноводом, заполненным диэлектриком. Заштрихованная область – область, заполненная диэлектриком, а штрихпунктирной линией обозначена волноводная область, продлённая в бесконечность. Разобьем сложную область определения электромагнитного поля (рис.1) на две простые частичные области:

область I – регулярный волновод, продлённый в бесконечность (пронизывающая область):

$$x \in \left[-\frac{W}{2}, \frac{W}{2} \right]; \quad z \in (-\infty, +\infty);$$

область II – полубесконечный волновод (“канал Флоке”):

$$x \in \left[-\frac{F}{2}, \frac{F}{2}\right]; \quad z \in [0, +\infty).$$

Используя интегральную формулу теоремы дифракции [2], запишем для данной задачи интегральное представление для полного поля пронизывающей области:

$$E_y^I(x, z) = E_{y_{exc}}^I(x, z) + \int_0^\infty \left\{ E_y^{II}(x', z') \frac{\partial G^I(x, z; x', z')}{\partial x'} \Big|_{x'=-\frac{W}{2}} - E_y^{II}(x', z') \frac{\partial G^I(x, z; x', z')}{\partial x'} \Big|_{x'=\frac{W}{2}} \right\} dz'; \quad (1)$$

$$x \in \left[-\frac{W}{2}, \frac{W}{2}\right]; \quad x' \in \pm \frac{W}{2}; \quad z = 0; \quad z' \in [0, +\infty),$$

где $E_y^I(x, z)$ – тангенциальная составляющая напряженности электрического поля в пронизывающей области; $E_{y_{exc}}^I(x, z)$ – тангенциальная составляющая напряженности электрического поля стороннего источника; $E_y^{II}(x', z')$ – напряженность электрического поля в II области, которую представляют в виде ряда Фурье; $G^I(x, z; x', z')$ – функция Грина бесконечного волновода, заполненного диэлектриком, представляемая виде:

$$G^I(x, z; x', z') = \sum_{MWG=1}^\infty WD_{MWG}(x) \cdot WD_{MWG}(x') \cdot f_{MWG}^{[n]}(z, z'), \quad (2)$$

где $WD(x)$, $WD(x')$ – поперечные собственные функции прямоугольного волновода, удовлетворяющие граничным условиям задачи Дирихле, $f_{MWG}^{[n]}(z, z')$ – продольная компонента функции Грина для бесконечного волновода, заполненного диэлектриком.

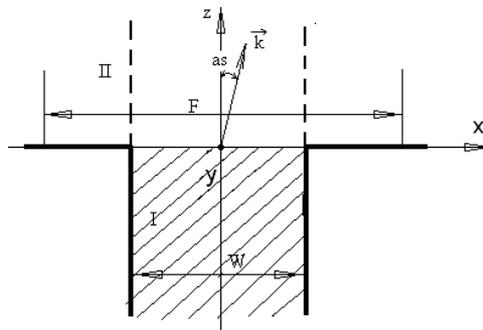


Рисунок 1 – Единичная ячейка ФАР с волноводом, заполненным диэлектриком

Общий алгоритм определения функции Грина представлен в работе [3]. В нашем случае мы определяем функцию Грина для бесконечного волновода, часть которого от источника возбуждения до раскрытия ($z=0$) заполнена диэлектриком (рис.2).

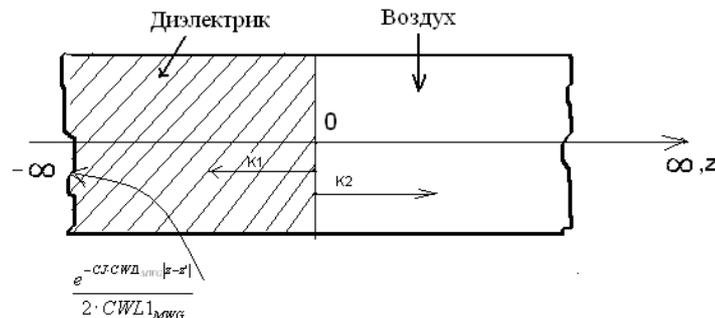


Рисунок 2 – Бесконечный волновод, часть которого от источника возбуждения до раскрытия ($z=0$) заполнена диэлектриком

Представим функцию Грина в области, заполненной диэлектриком, как сумму волн стороннего источника поля и волн, отраженных от линии раздела “диэлектрик – внешнее пространство”, а в другой области – в виде волн, прошедших через линию раздела $z=0$:

$$f_{\text{MWG}}^{[n]}(z, z') = \begin{cases} 1 \cdot \frac{e^{-\text{CJ} \cdot \text{CWL1}_{\text{MWG}} |z-z'|}}{2 \cdot \text{CJ} \cdot \text{CWL1}_{\text{MWG}}} + k1 \cdot e^{\text{CJ} \cdot \text{CWL1}_{\text{MWG}} \cdot z'}; & z' \in (-\infty, 0] \\ k2 \cdot e^{-\text{CJ} \cdot \text{CWL2}_{\text{MWG}} \cdot z'}; & z' \in [0, \infty), \end{cases} \quad (3)$$

где $\text{CJ} \rightarrow \sqrt{-1}$.

Для определения неизвестных коэффициентов $k1$ и $k2$ надо составить и решить систему уравнений, используя выражение (3). Сшивая функции и их производные на границе раздела ($z=0$), получаем систему линейных алгебраических уравнений.

Поле стороннего источника описывается выражением:

$$E_{y, exc}^I(x, z) = 1 \cdot \text{WD}_1(x) \cdot e^{-\text{CJ} \cdot \text{CWL1}_1 \cdot z} + R \cdot \text{WD}_1(x) e^{\text{CJ} \cdot \text{CWL1}_1 \cdot z}, \quad (4)$$

где R – неизвестный амплитудный коэффициент, определяющий поле волны, отраженной от границы раздела $z=0$.

Подставляя (2)-(4) в интегральное представление (1), получаем:

$$\sum_{MF=-\infty}^{\infty} FT_{MF} \cdot \text{FD}_{MF}(x) = \text{WD}_1(x) + R \cdot \text{WD}_1(x) + \sum_{MF=-\infty}^{\infty} \sum_{\text{MWG}=1}^{\infty} FT_{MF} \cdot CF1_{MF}^{\text{MWG}} \cdot CF2_{MF}^{\text{MWG}} \cdot \text{WD}_{\text{MWG}}(x) \quad (5)$$

После применения процедуры Галёркина к (5) получаем систему неоднородных линейных алгебраических уравнений относительно неизвестных комплексных коэффициентов FT_{MF} , которая решается методом редукции:

$$\sum_{MF=-\infty}^{\infty} FT_{MF} \sum_{\text{MWG}=1}^{\infty} CF1_{MF}^{\text{MWG}} \cdot CF2_{MF}^{\text{MWG}} \cdot CF3_{MF}^{\text{MWG}} - \delta_{MF}^{\text{MWG}} = -(1+R) \cdot CF3_{MF}^{\text{MWG}}.$$

На рис.3, 4 представлены результаты авторов (рис.3а, 4а) и известные результаты (рис.3б, 4б), полученные методом сшивания [1]. На рис.3 изображены кривые зависимости модуля коэффициента отражения для заполнения волноводов диэлектриками с относительной диэлектрической проницаемостью, изменяющейся в диапазоне значений от $\epsilon=0.9$ до $\epsilon=3.0$. Диэлектрическая проницаемость выбиралась так, чтобы в волноводах распространялся единственный тип волны.

На рис.4 изображены кривые зависимости модуля коэффициента отражения при значениях относительных диэлектрических проницаемостей заполнения ($\epsilon=2.0, 3.0, 6.5$) для запердельных волноводов. Значения диэлектрических проницаемостей выбирались из условия, чтобы при размере широкой стенки волновода, меньшем критического (0.5λ), распространялся единственный тип волны. В данном случае размер широкой стенки равнялся 0.3748λ .

При расчете на ЭВМ использовались 81 гармоника в канале Флоке и такое же количество гармоник в волноводном канале. Полученные результаты имеют графическую точность, что говорит о корректности построенного алгоритма решения задачи.

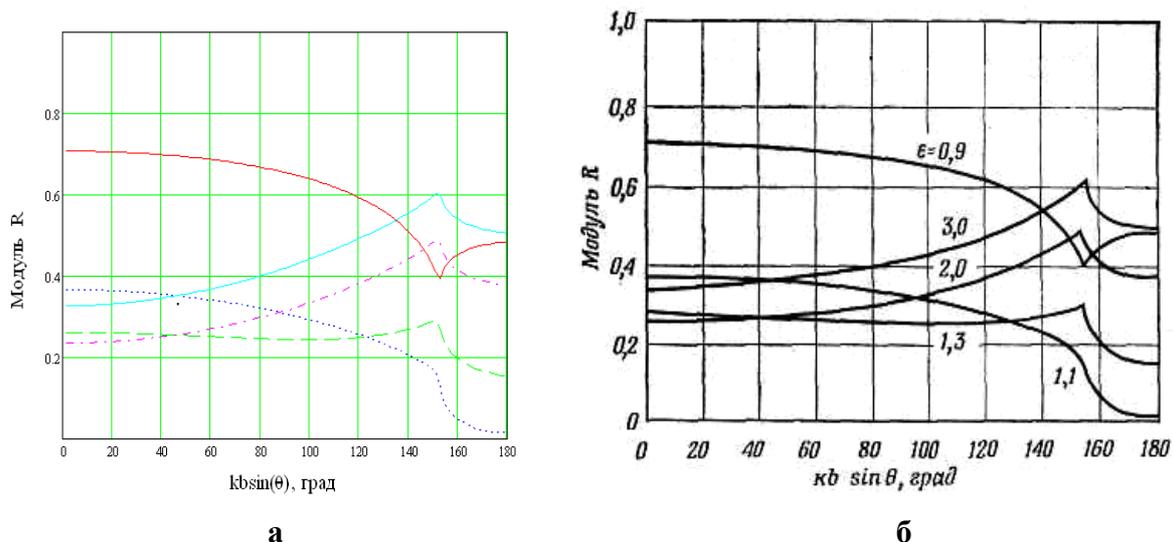


Рисунок 3 – Зависимость модуля коэффициента отражения от угла сканирования при различных значениях диэлектрической проницаемости заполнения волноводов

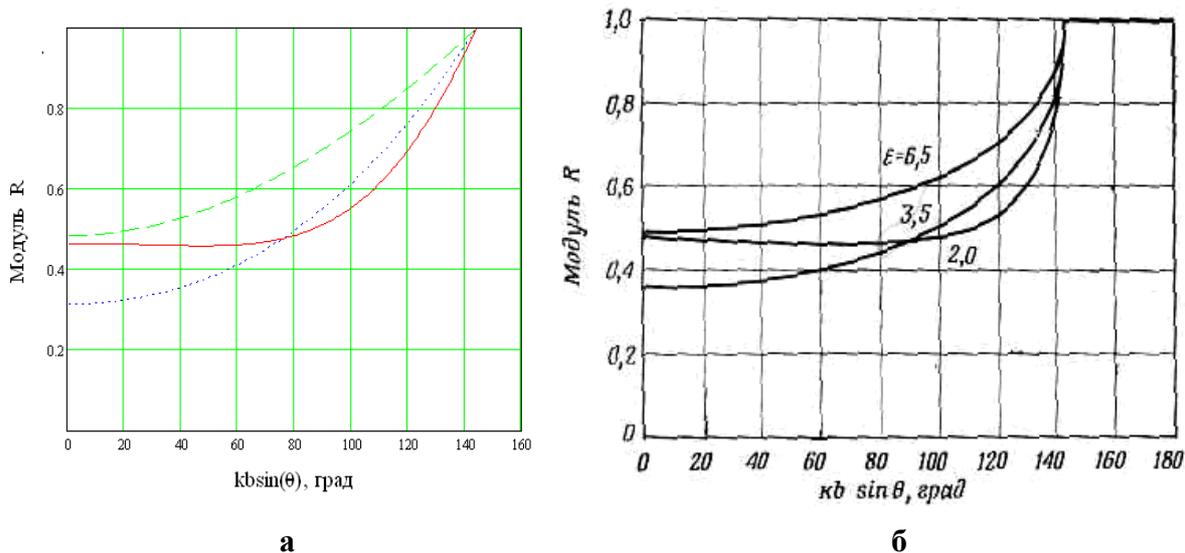


Рисунок 4 – Зависимость модуля коэффициента отражения от угла сканирования для запердельного волновода

Выводы. Метод понижающей области можно применять для решения задач прикладной электродинамики, для которых области определения электромагнитного поля имеют магнитоэлектрическое заполнение.

ЛИТЕРАТУРА

1. Амитей Р. Теория и анализ фазированных антенных решёток / Амитей Р., Галиндо В., Ву Ч.; пер с англ. – М.: Мир, 1974. – 455с.
2. Морозов В.М. Применение метода интегрального уравнения для решения трехмерных дифракционных задач / В.М.Морозов, В.И.Магро, С.В.Марченко // Электродинамика и физика СВЧ. – Днепропетровск: ДГУ, 2006. – С.56-61.
3. Прохода И.Г. Тензорные функции Грина и их приложения в электродинамике СВЧ / Прохода И.Г., Дмитрюк С.Г., Морозов В.М. – Днепропетровск, 1985. – 65с.