طراحی پروب با رزولیشن بالا، عدم حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی و امپدانس سطحی کم به منظور بدست آوردن طیف امپدانس الکتریکی بافت رحم برای استفاده در بیو امپدانس

اصغر کشتکار[۱] محمد تقی میررحیمی[۲] حمیده خصوصی ثانی[۳] مریم روزبه[۴] احمد کشتکار[۵]

۱- استاد- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امام خمینی (ره) قزوین- قزوین- ایران

akeshtkar@gmail.com

۲- کارشناس ارشد- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امام خمینی (ره) قزوین - قزوین- ایران

ehsan.mirrahimi@gmail.com

۳- کارشناس ارشد- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امام خمینی (ره) قزوین - قزوین- ایران

khosousi_h@yahoo.com

۴- کارشناس ارشد- دانشکده مهندسی کامپیوتر- دانشگاه امام خمینی (ره) قزوین - قزوین- ایران

rozbeh.maryam@gmail.com

۵- دانشیار- دانشکده مهندسی کامپیوتر- دانشگاه تبریز - تبریز- ایران

akeshtkar@tbzmed.ac.ir

چکیده : بافت های سالم و سرطانی دارای طیف امپدانس الکتریکی (EIS) متغیر هستند که از مقایسه ی طیف امپدانسی آنها از طریق سیستم اندازه گیری امپدانس الکتریکی (بایو امپدانس) می توان برای تشخیص بافت های سالم و سرطانی استفاده کرد. در سیستم اندازه گیری امپدانس الکتریکی مهمترین بخش پروب می باشد. در این مقاله از روش عددی المان محدود طیف امپدانس الکتریکی بافت رحم توسط ۵ نوع پروب بدست آمده و با هم مقایسه می شوند و سپس پروب جدیدی طراحی و بر روی بافت رحم شبیه سازی می شود که نسبت به پروب های دیگر علاوه بر اینکه مشکل امپدانس سطحی را ندارد بلکه دارای رزولیشن بالا و حساسیت کمی نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی می باشد و بافت سالم و تغییر یافته را بهتر از پروب های دیگر تمیز می دهد.

کلیدی: **بیو امپدانس، پروب های الکتریکی، طیف امپدانس الکتریکی، روش المان محدود**

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۲/۲/۲۹

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۳۹۴/۱۰/۳۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۰۱/۲۴:

نام نویسنده‌ی مسئول: حمیده خصوصی ثانی

نشانی نویسنده‌ی مسئول: - دانشکده مهندسی برق- دانشگاه امام خمینی (ره) قزوین - قزوین- ایران

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]

Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

۱ـ مقدمه

برای تمایز بین بافت سالم و سرطانی می توان از سیستم اندازه گیری بیوامپدانس که پروب مهمترین بخش آن است، استفاده کرد این سیستم با اندازه گیری امپدانس الکتریکی، بافت سالم را از بافت سرطانی متمایز می کند [۱]. در این مقاله از روش عددی المان محدود برای شبیه سازی بافت رحم و پروب استفاده شده است.

به منظور تمایز دقیق بین بافت سالم و سرطانی باید مواردی را برای طراحی و انتخاب پروب در نظرگرفت یکی از این موارد حساسیت پروب نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی می باشد. روی مخاط مایعی با رسانایی بالاتری نسبت به رسانایی مخاط وجود دارد که باعث می‌شود امپدانس بدست آمده مقداری متفاوت از امپدانس واقعی شود و منجر به تشخیص اشتباه گردد [۲] بنابراین باید پروب طوری طراحی شود که نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی حساس نباشد.

یکی دیگر از موارد مدنظر در طراحی پروب کاهش امپدانس سطحی می باشد. برای کاهش امپدانس سطحی، می توان الکترود های اعمال جریان را از الکترود های اندازه گیری ولتاژ جدا کرد البته این موضوع زمانی درست است که تجهیزات سیستم اندازه گیری بیوامپدانس ایده ال باشند (امپدانس ورودی تقویت کننده ی تفاضلی بی نهایت باشد) و نیز امپدانس پارازیتی (به دلیل خازن های پارازیتی) بین الکترود ها بی نهایت باشد [۳] و [۴] .

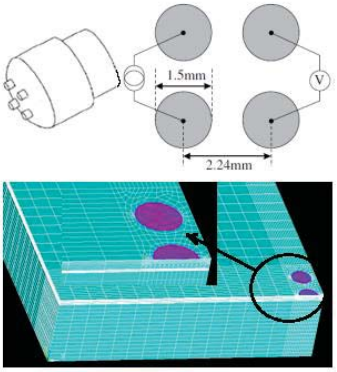
همچنین در مواقعی بعد از تشخیص نوع بافت، اقدام به برش بافت سرطانی می شود بنابراین پروب به گونه ای باید طراحی شود که دقیقا امپدانس نقطه ای از بافت که پروب قرار داده شده است اندازه گیری گردد و در حد امکان قسمت های اطراف بافت روی امپدانس بدست آمده از قسمت موردنظر بی تاثیر باشند تا نتایج بدست آمده از صحت کافی برخوردار باشند [۵] و [۶] . یعنی رزولیشن بالاتری بدست آید.

طبق قانون اهم :

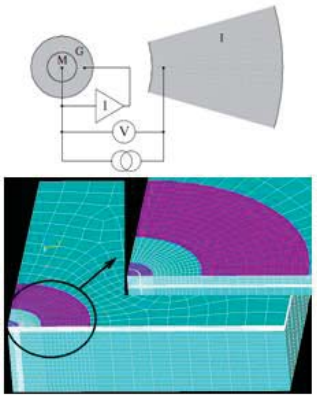
$$R = \frac{V}{I} = \frac{\rho L}{A} \qquad (۱)$$

قسمتی از بافت که پروب روی آن قرار دارد دارای I و L و ρ ثابتی است بنابراین اندازه گیری ولتاژ بزرگتر به منزله ی عبور جریان از سطح مقطع کوچکتری از بافت است و این یعنی رزولیشن بالاتر بنابراین باید پروب ها را از نقطه نظر مقدار ولتاژ اندازه گیری شده به ازای جریان یکسان مقایسه کرد.

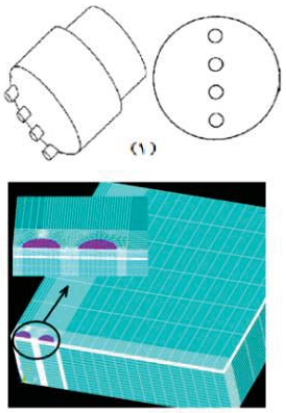
در این مقاله پروب چهارقطبی، پروب با الکترود محافظ و سه نوع پروب ردیفی بر روی بافت رحم شبیه سازی می شوند و حساسیتشان نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی بدست می آید و سپس نتایج بدست آمده با هم مقایسه می شوند و پروب جدیدی طراحی می شود که مشکل امپدانس سطحی را نداشته باشد و دارای رزولیشن بالا و حساسیت کمی نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی باشد (شکل ۱).



(الف) پروب چهارقطبی [۱]



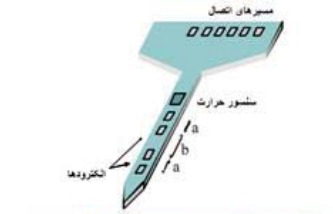
(ب) پروب با الکترود محافظ [۲]

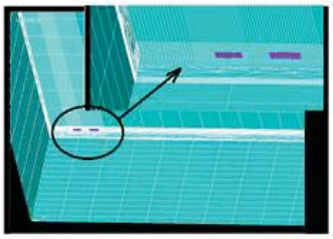


(ج) پروب ردیفی نوع اول [۷]

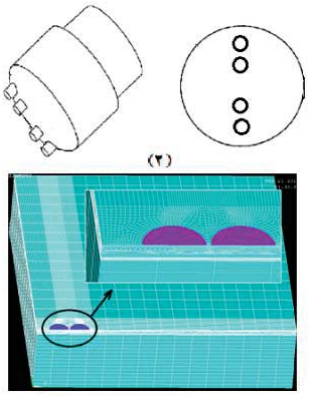
[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]

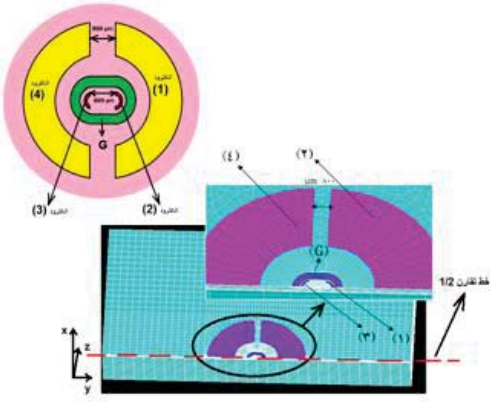




(د)پروب ردیفی نوع دوم [۸]



(ه) پروب ردیفی نوع سوم



(خ) پروب طراحی شده

شکل (۱): انواع پروب (الف) پروب چهارقطبی (ب) پروب با الکترود محافظ (ج) پروب ردیفی نوع اول (د) پروب ردیفی نوع دوم (ه) پروب ردیفی نوع سوم (خ) پروب جدید

در این مقاله برای شبیه سازی جنس الکترود همه ی پروب‌ها هادی کامل در نظر گرفته شده است.

اولین پروب مورد بررسی پروب چهارقطبی می باشد (شکل ۱ (الف)). این پروب شامل چهار الکترود به قطر تقریباً ۱,۵ میلی متر بوده که در گوشه های یک مربع به ضلع ۲,۲۴ میلی متر قرار گرفته اند. پروب چهارقطبی مشکل امپدانس سطحی را با جدا کردن الکترودهای اعمال جریان و اندازه گیری ولتاژ، حل کرده است [۴].

پروب دومی که بررسی می شود پروب با الکترود محافظ می باشد (شکل۱(ب)) که به دلیل وجود الکترود محافظ حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی برطرف شده است اما از آنجایی که از همان الکترودی که جریان اعمال می شود باید ولتاژ را اندازه گیری کرد مشکل امپدانس تماسی همچنان وجود دارد. در این پروب جریان به الکترود محرک (M) اعمال و بین الکترودهای I , M ولتاژ اندازه گیری می شود (الکترود I به ولتاژ صفر متصل است) همچنین الکترودهای محافظ (G) و محرک (M) در ولتاژ یکسانی قرار می گیرند. شعاع داخلی و خارجی الکترودها برای الکترود M ۴۰۰ - ۰ میکرومتر، الکترود G ۸۴۰ – ۴۵۰ میکرومتر و الکترود I -۵۹۸۵ ۲۴۳۵ میکرومتر می باشد [۲] .

در ادامه به بررسی سه نوع پروب ردیفی پرداخته می شود که تا کنون این پروب ها بر روی بافت شبیه سازی نشده اند. در پروب ردیفی نوع اول [۷] (شکل۱ (ج)) قطر الکترودها که همه به صورت دایروی هستند، ۱,۵ میلیمتر و فاصله‌ی بین مراکز آن ها ۲,۲ میلیمتر می باشد، به الکترودهای خارجی جریان اعمال و بین الکترودهای داخلی پتانسیل اندازه گیری می گردد . در این پروب سایز و فاصله ی بین الکترودها یکسان می باشد.

در پروب ردیفی نوع دوم [۸] (شکل۱ (د)) شکل الکترودها مربعی هستند از الکترودهای خارجی برای اعمال جریان و از الکترودهای داخلی برای اندازه گیری ولتاژ استفاده می شود. در این پروب بر خلاف پروب ردیفی نوع اول فاصله ی الکترودها یکسان نیست که این امر موجب افزایش رزولیشن خواهد شد [۸] .

پروب ردیفی نوع سوم که برای اولین بار در این مقاله پیشنهاد شده است (شکل۱ (ه)) شامل چهار الکترود دایروی می باشد که دارای فواصل یکسانی نیستند در این پروب فاصله ی بین مراکز الکترودهای داخلی ۳,۴ میلی متر ، فاصله ی بین الکترودهای خارجی ۶,۶ میلی متر و ابعاد الکترود ها مشابه پروب ردیفی نوع اول می باشد . در این پروب به الکترودهای خارجی جریان اعمال و بین الکترودهای داخلی پتانسیل اندازه گیری می گردد.

در پروب جدید طراحی شده در این مقاله (شکل ۱ (خ)) به دلیل وجود الکترود محافظ حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی کمتر شده و چون الکترودهای اعمال جریان از الکترودهای اندازه گیری ولتاژ جدا هستند مشکل امپدانس سطحی هم تا حدودی حل شده است در این پروب ابعاد الکترودها به شرح زیر می باشد:

الکترود (۱): دارای شعاع داخلی ۲۰۰ میکرومتر و شعاع خارجی ۴۰۰ میکرومتر می باشد:

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

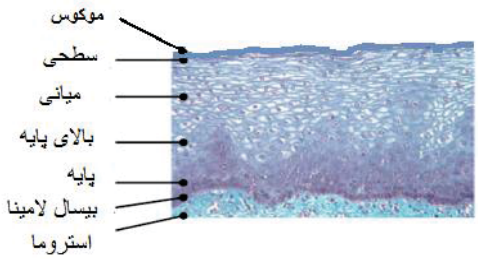
- الکترود (۲) : دارای شعاع داخلی۲۴۳۵ میکرومتر و شعاع خارجی ۵۹۸۵ میکرومتر می باشد.
- الکترود (۳) : دارای شعاع داخلی ۲۰۰ میکرومتر و شعاع خارجی ۴۰۰ میکرومتر می باشد.
- الکترود (۴) : دارای شعاع داخلی ۲۴۳۵ میکرومتر و شعاع خارجی ۵۹۸۵ میکرومتر می باشد.
- الکترود (G) : دارای شعاع داخلی ۴۵۰ میکرومتر وشعاع خارجی ۸۴۰ میکرومتر می باشد.البته این الکترود به صورت کاملا دایره ای نیست. دو نیم دایره است که ۸۰۰ میکرومتر از هم فاصله گرفته‌اند.
- فاصله ی بین الکترود های اندازه گیر و اعمال جریان هم ۸۰۰ میکرومتر می باشد.

۲ـ روش ها

۲-۱- مدلسازی

به منظور شبیه سازی بافت رحم و ۶ نوع پروب باید خصوصیات الکتریکی و ابعاد هندسی اجزاء تشکیل دهنده شان شناسایی شوند. بافت رحم ، بافتی متشکل از چهار لایه شامل مخاط ، یک لایه مایع رسانا به نام موکوس روی سطح مخاط و دو لایه ی رسانا به نام بیسال لامینا و استروما در زیر مخاط می باشد .مخاط نیز متشکل از سلول هایی است که در عمق های مختلف آن ابعاد متفاوتی دارند.

با توجه به مشاهدات آزمایشگاهی می توان مخاط را متشکل از چهار لایه سلولی شامل لایه های سطحی، میانی، بالای پایه و پایه با ضخامت های برابر در نظر گرفت که ابعاد سلول در هر لایه با لایه ی دیگر فرق می کند و در واقع سرطان از تغییر شکل سلول ها در لایه های مذکور ناشی می شود. در این مقاله برای شبیه سازی بافت رحم، ضخامت موکوس ۵۰ میکرومتر، لایه ها ی تشکیل دهنده ی مخاط هر کدام به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر ، بیسال لامینا ۱۰۰ نانومتر و استروما ۵ میلی متر در نظر گرفته شده است [۹] و [۱۰] (شکل۲).



شکل (۲): ساختار نرمال بافت رحم شامل لایه های سلولی مختلف

در این مقاله از روش عددی المان محدود برای مدل کردن ساختار پیچیده‌ی بافت (سالم و سرطانی) و پروب استفاده شده و به منظور کم کردن زمان محاسبه‌ی ولتاژ و جریان الکتریکی در بافت، روش مدلسازی مرتبه ای به کار رفته است[۱۰,۹]. بعد از مدلسازی بافت، با اعمال شرایط مرزی ولتاژ و جریان در محدوده ی الکترود های پروب به شبیه سازی ۶ نوع پروب پرداخته شده و با اعمال جریان به الکترودها و اندازه گیری ولتاژ، امپدانس بافت محاسبه شده است.

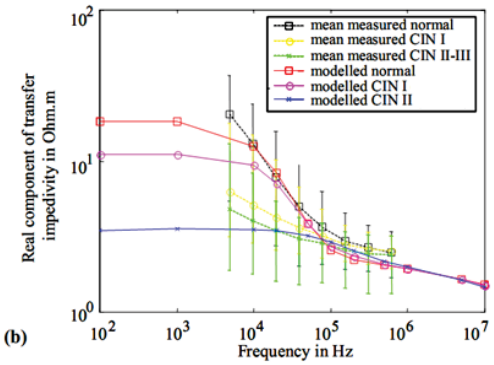
در قسمت بعدی به مقایسه‌ی نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی پروب‌های مختلف بر روی بافت رحم پرداخته می شود.

۳ـ نتایج

نتایج بدست آمده در این مقاله شامل قسمت حقیقی طیف امپدانس الکتریکی مختلط بافت نرمال رحم و شکل گیری جدید مخاط داخلی دهانه ی رحم (CIN) به ترتیب CIN1,CIN2,CIN3 توسط پروب های مختلف می باشد.

شکل ۳ قسمت حقیقی طیف امپدانس الکتریکی مختلط اندازه گیری شده و مدلسازی شده برای بافت سالم و CIN3 که توسط پروب چهارقطبی انجام شده است را نشان می دهد [۱].

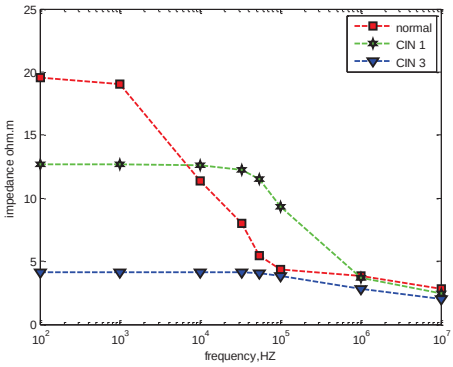
همانطور که در این شکل مشاهده می شود طیف امپدانسی بافت تغییر شکل یافته به مراتب کمتر از بافت سالم می باشد و این طیف در هر دو حالت با افزایش فرکانس کاهش می یابد که از این واقعیت برای بررسی صحت نتایج شبیه سازی شده در این مقاله، استفاده شده است.



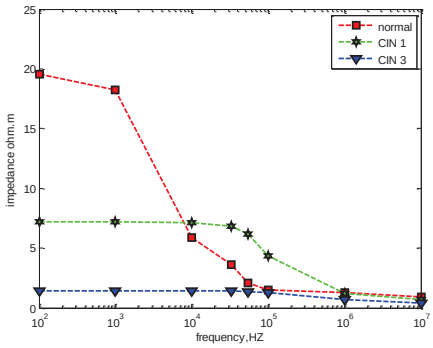
شکل(۳): قسمت حقیقی طیف امپدانسی مختلط اندازه گیری شده و مدلسازی شده بافت رحم سالم و تغییرشکل یافته توسط پروب چهارقطبی [۱]

در شکل۴ طیف امپدانس الکتریکی بافت های نرمال، CIN1 و CIN3 شبیه سازی شده توسط ۶ نوع پروب آورده شده است.

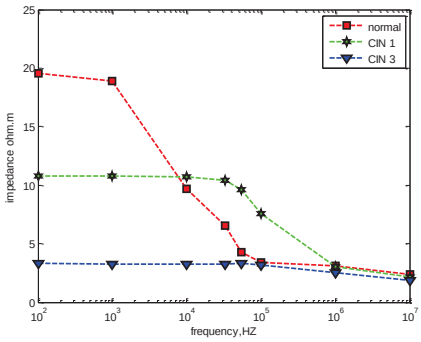
[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4- Winter 2016



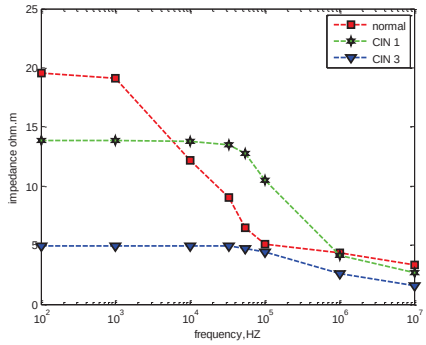
(الف) پروب چهارقطبی



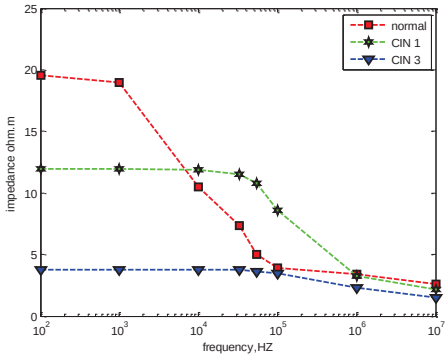
(ب) پروب با الکترود محافظ



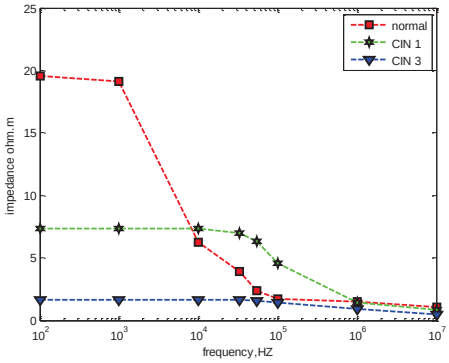
(ج) پروب ردیفی نوع اول



(د) پروب ردیفی نوع دوم



(ه) پروب ردیفی نوع سوم



(خ) پروب جدید

شکل (۴): قسمت حقیقی طیف امپدانس الکتریکی مختلط مدلسازی شده برای بافت سالم و سرطانی توسط (الف) پروب چهارقطبی (ب) پروب با الکترود محافظ (ج) پروب ردیفی نوع اول (د) پروب ردیفی نوع دوم (ه) پروب ردیفی نوع سوم (خ) پروب جدید

به منظور مقایسه ی پروب ها جدول (۱)، بر حسب اختلاف امپدانس الکتریکی بافت نرمال وCIN1 در محدوده ی فرکانس ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز مطرح شده است.

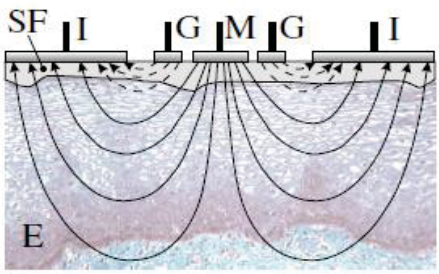
جدول(۱): اختلاف امپدانس الکتریکی بافت نرمال و سرطانی بین فرکانس ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز برای ۶ نوع پروب

انواع پروب	اختلاف امپدانس بافت نرمال و CIN1 (ohm.m)
پروب چهارقطبی	6.88
پروب با الکترود محافظ	12.38
پروب ردیفی نوع اول	8.76
پروب ردیفی نوع دوم	5.68
پروب ردیفی نوع سوم	7.6
پروب جدید	12.66

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]

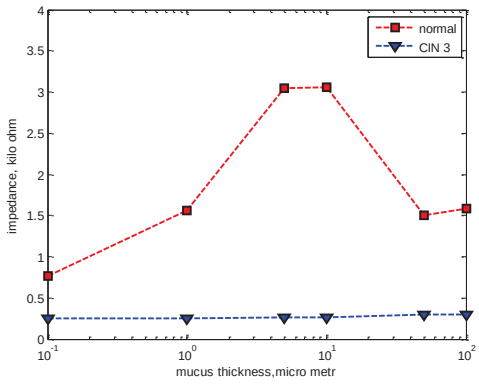
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]

به دلیل اینکه سرطان در اثر تغییر شکل سلول ها در بخش مخاط از بافت به وجود می آید بنابراین لازم است فقط امپدانس این قسمت از بافت اندازه گیری شود اما از آنجایی که این اندازه گیری ها زمانی انجام می شود که پروب روی بافت فرد زنده قرار گیرد نه در آزمایشگاه و روی قسمت جدا شده ی مخاط از کل بافت، پس قسمت های دیگر به غیر از مخاط نیز روی امپدانس بدست آمده تاثیر خواهند گذاشت اما بهتر است که پروب ها طوری طراحی شوند که بتوانند مسیر عبور جریان را فقط در مخاط محدود کنند یا جریان هایی که از مسیرهای دیگر مثل موکوس حرکت می کنند در محاسبات دخالت داده نشوند. بنابراین منظور از حساس بودن نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی یعنی مقداری از جریان به دلیل رسانایی زیاد موکوس نسبت به خود مخاط، بدون اینکه وارد مخاط شود از مسیر موکوس به الکترود اندازه گیری ولتاژ می رسد، مثل دو مقاومت موازی شده که جریان بیشتر از مقاومت کمتر عبور خواهد کرد و مقاومت معادل بدست آمده حتی از مقاومت کوچکتر هم کمتر خواهد بود و این امر باعث می شود که امپدانسی کمتر از امپدانس مخاط که مدنظر می باشد بدست آید و این امر باعث تشخیص اشتباه خواهد شد. شکل ۵ نمای از روبروی پروب با الکترود محافظ را نشان می دهد که فهم این موضوع را سهل تر می کند.

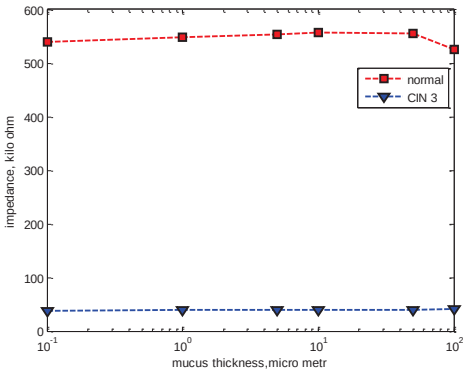


شکل (۵): نمای از روبرو پروب با الکترود محافظ، G الکترود محافظ و M الکترود اندازه گیر و I الکترود بی اهمیت [۲]

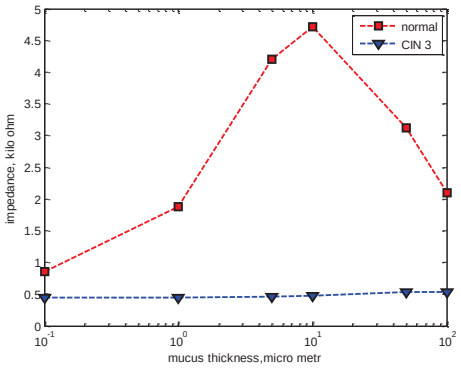
در شکل ۶ حساسیت پروب ها نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی در فرکانس ۱۰۰ هرتز آورده شده است.



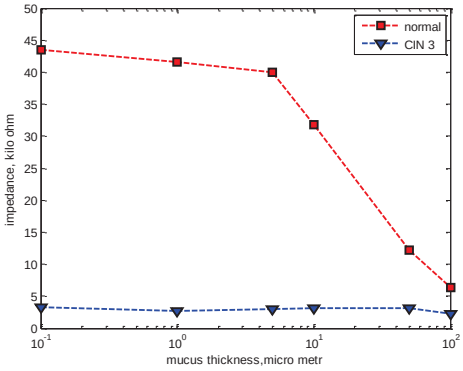
(الف) پروب چهارقطبی



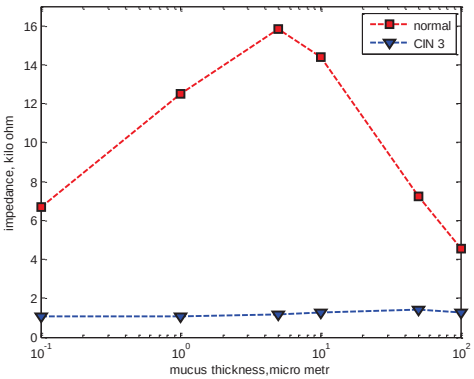
(ب) پروب با الکترود محافظ



(ج) پروب ردیفی نوع اول

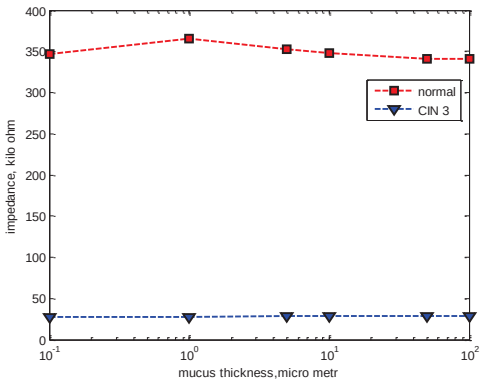


(د) پروب ردیفی نوع دوم



(ه) پروب ردیفی نوع سوم

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]



(خ) پروب جدید

شکل(۶): مدلسازی تاثیر ضخامت مایع رسانای سطحی بافت رحم روی قسمت حقیقی امپدانس الکتریکی مدلسازی شده توسط (الف) پروب چهارقطبی (ب) پروب با الکترود محافظ (ج) پروب ردیفی نوع اول (د) پروب ردیفی نوع دوم (ه) پروب ردیفی نوع سوم (خ) پروب جدید در فرکانس ۱۰۰ هرتز

اولین پروب مورد بررسی پروب چهارقطبی می باشد که متداولترین پروب در اندازه گیری های طیف امپدانس الکتریکی بافت رحم می باشد. این پروب بافت نرمال و تغییر یافته را به خوبی تمییز می دهد (جدول ۱) اما همانطور که دیده می شود این پروب نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی حساس می باشد (شکل۶ (الف)).

از آنجایی که در فرکانس های بالا امپدانس بافت نرمال بسیار کم و نزدیک به بافت تغییر یافته خواهد بود ، معمولا امپدانس بافت در فرکانس های پایین اندازه گیری می شود در نتیجه باید توجه داشت که حساسیت پروب ها نسبت به ضخامت موکوس در فرکانس های پایین اهمیت بیشتری دارد.

پروب دومی که بررسی می شود پروب با الکترود محافظ می باشد با توجه به جدول (۱) پروب با الکترود محافظ نسبت به پروب های دیگر به غیر از پروب جدید، بافت نرمال و CIN1 را خیلی بهتر تمیز می دهد.

از مقایسه ی نتایج بدست آمده ی امپدانس بر حسب ضخامت مایع رسانای سطحی در این پروب، مشاهده می شود که پروب با الکترود محافظ و پروب جدید بر خلاف سایر پروب ها نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی حساس نمی باشند (شکل۶ (ب)) یعنی با تغییر ضخامت مایع رسانای سطحی مقدار امپدانس تغییر چندانی نمی کند زیرا در این دو پروب جریان‌هایی که وارد مایع رسانا می شوند و به الکترود محافظ می رسند در محاسبه ی امپدانس داخل نمی شوند. همچنین ولتاژ اندازه گیری شده توسط این پروب به ازای جریان یکسان با جریانی که به پروب های دیگر اعمال می شود، (شکل۶(ب)) بیشتر می باشد ولی در این پروب الکترودهای اعمال جریان و اندازه گیری ولتاژ یکی می باشند و این باعث می شود که مشکل امپدانس سطحی همچنان وجود داشته باشد و با توجه به نتایج شبیه سازی، بدست آمدن ولتاژ زیاد در مقابل جریان یکسان با پروب های دیگر، مقداری ناشی از تاثیر امپدانس سطحی می باشد نه رزولیشن بالا .

با بررسی سه پروب ردیفی نتایج زیر حاصل می گردد.

در پروب ردیفی نوع اول اختلاف امپدانس بین بافت نرمال و تغییر یافته نسبت به پروب چهارقطبی بیشتر شده است (جدول ۱) پس قدرت تشخیص نسبت به پروب چهارقطبی افزایش می‌یابد و همانطور که در (شکل۶ (ج)) مشاهده می شود مزیت دیگر این پروب این است که به ازای جریان برابری با جریان استفاده شده در پروب چهارقطبی ولتاژ بیشتری در خروجی حاصل می گردد درنتیجه رزولیشن بهتری خواهد داشت ولی همچنان حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی وجود دارد .

در پروب ردیفی نوع دوم طبق جدول (۱) طیف امپدانسی بافت نرمال به بافت CIN1 خیلی نزدیک شده است و در این صورت ممکن است در تشخیص بافت سالم از بافت تغییریافته اشتباه شود. شکل (۶ (د)) نشان می دهد که در پروب ردیفی نوع دوم به ازای جریان یکسان با پروب های دیگر (پروب ردیفی نوع اول ، سوم و چهارقطبی) ولتاژ اندازه گیری شده افزایش یافته که این افزایش در مقابل کوچک شدن بیش از حد ابعاد الکترودها در مقابل پروب های دیگر رخ داده است نه رزولیشن بیشتر چون کوچک کردن ابعاد منجر به افزایش امپدانس سطحی می گردد [۸] .ولی در این پروب هم همچنان حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی وجود دارد .

در پروب ردیفی نوع سوم همانطور که از جدول(۱) مشاهده می شود اختلاف امپدانس بافت نرمال و CIN1 نسبت به پروب چهارقطبی پروب ردیفی نوع دوم افزایش یافته است ضمنا با توجه به شکل (۶ (ه)) همچنان حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی وجود دارد ولی در این حالت به ازای جریان یکسان با پروب های دیگر (پروب چهارقطبی و پروب ردیفی نوع اول) ولتاژ اندازه گیری شده افزایش یافته است و در نتیجه رزولیشن بهتری بدست خواهد آمد.

در پروب جدید طراحی شده بیشترین اختلاف بین طیف امپدانسی بافت نرمال و تغییر شکل یافته مشاهده می شود (جدول ۱) که باعث دقت در تشخیص حالت بافت می شود و به دلیل جدا کردن الکترودهای اعمال جریان و اندازه گیری ولتاژ مشکل امپدانس سطحی تا حدودی حل شده است و همچنین به دلیل وجود الکترود محافظ حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی بسیار کم شده است در واقع وجود الکترود محافظ باعث می شوند جریان هایی که وارد موکوس شده اند به الکترود محافظ برسند و در تقسیم ولتاژ بر جریان برای محاسبه ی امپدانس بافت این جریان ها در نظر گرفته نشوند.

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

۴- نتیجه گیری

در این مقاله با استفاده از روش عددی المان محدود طیف امپدانس الکتریکی بافت سالم و شکل گیری جدید مخاط داخلی دهانه ی رحم (CIN1 و CIN3) توسط ۶ نوع پروب بدست آمد و این پروب ها از نقطه نظر طیف امپدانسی، مقدار رزولیشن و حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی با هم مقایسه شدند. نتایج حاصل از شبیه سازی ۶ نوع پروب چهارقطبی، پروب با الکترود محافظ، سه نوع پروب ردیفی و پروب جدید که در این مقاله طراحی شده است بر روی بافت رحم نشان می دهد که پروب چهارقطبی مشکل امپدانس سطحی را حل کرده است اما نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی حساس می باشد.

در پروب با الکترود محافظ کمترین حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی وجود دارد و این پروب تمایز خوبی را بین بافت سالم و تغییریافته نشان می دهد اما در این پروب الکترودهای اعمال جریان و الکترودهای اندازه گیری ولتاژ یکی می باشند و این باعث می شود که مشکل امپدانس سطحی همچنان وجود داشته باشد.

در پروب ردیفی نوع اول قدرت تشخیص بافت سالم از CIN1 و رزولیشن نسبت به پروب چهارقطبی افزایش یافته است اما حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی همچنان وجود دارد.

پروب ردیفی نوع دوم نسبت به پروب چهارقطبی و دو پروب ردیفی دیگر حساسیت کمتری نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی دارد اما امپدانس بافت CIN1 در این پروب تفاوت کمی با بافت سالم دارد و ممکن است در تشخیص بافت سالم از تغییریافته اشتباه شود همچنین در این پروب ابعاد الکترودها نسبت به پروب های دیگر خیلی کوچکتر شده است و این منجر به افزایش امپدانس سطحی خواهد شد.

پروب ردیفی نوع سوم که در این مقاله پیشنهاد شده است اختلاف مامپدانس بافت نرمال و CIN1 را نسبت به پروب چهارقطبی و پروب ردیفی نوع دوم افزایش داده است و همچنان حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی وجود دارد ولی در این حالت رزولیشن بالاتری نسبت به پروب های چهارقطبی و پروب ردیفی نوع اول بدست آمده است.

پروب طراحی شده در این مقاله نسبت به ۵ پروب بررسی شده بیشترین رزولیشن و تمایز بین بافت نرمال و تغییر یافته را شامل می شود و با توجه به اینکه الکترودهای اعمال جریان از الکترودهای اندازه گیری ولتاژ جدا شده اند مشکل امپدانس سطحی تا حدودی برطرف شده و وجود الکترود محافظ حساسیت نسبت به ضخامت مایع رسانای سطحی را کم کرده است . ابعاد استفاده شده در الکترود های این پروب و پروب های ردیفی بهینه نشده اند برای کارهای آینده می توان به بهینه سازی ابعاد این پروب ها پرداخت و به نتایج بهتری دست یافت.

مراجع

[1] Walker DC: Modeling The Electrical Properties Of Cervical Epithelium, PHD Thesis, pp.24-28, Sheffield University, October 2001

[2] Pierre N. Robillard and Dennis Poussart,"Spatial Resolution of Four Electrode Array",IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-26, no.8, pp. 465-470, 1979.

[3] Ramon Pallás-Areny, John G. Webster, "AC Instrumentation Amplifier for Bioimpedance Measurements", IEEE Trans. Biomed. Eng.,vol. 40, no. 8, pp. 830-833, 1993

[4] . Brown, B. H., A. J. Wilson, et al. (2000). "Bipolar and tetrapolar transfer impedance measurements from volume conductor." Electronics Letters 36(25): 2060-2062.

[5] Pierre N. Robillard and Dennis Poussart,"Spatial Resolution of Four Electrode Array",IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-26, no.8, pp. 465-470, 1979

[6] Paul Steendijk, Gerrit Mur, Enno T. Van DerVelde and Jan Baan, "The Four-Electrode Resistivity Technique in Anisotropic Media:Theoretical Analysis and Application on Myocardial Tissue in Vivo", ", IEEE Trans.Biomed. Eng., vol. 40, no. 11, pp. 1138-1148,1993

[7] Gruewitch et al, "Device, System And Methods For Bioimpedance Measurement of Cervical Tissue and Methods For Diagnosis And Treatment Of Human Cervix" ,Us Patent 2009/0171234A1

[8] Ivorra, A., Aguilo´ , J., Milla´n, J., 2001. Design considerations for optimum impedance probes with planar electrodes for bioimpedance measurements. In: Proceedings of 24th International Semiconductor Conference, Sinaia (Romany), 9_/13 October, vol. 1, pp.269_/272

[9] Walker D C et al 2002 Modelled current distribution in cervical squamous tissue Physiol. Meas. 23 159–68

[10] Irimajiri, A., Y. Doida, et al. (1978). "Passive Electrical Properties of Cultured Murine Lymphoblast (L5178Y) with reference to its cytoplasmic membrane, nuclear envelope and intracellular phases." Journal of Membrane Biology 38: 209

[1] Electrical Impedance Spectroscopy

[2] Cervical Intraepithelial Neoplasia

[Downloaded from jiaeee.com on 2024-11-17]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.11.1]