

B-32 肝臓内血管検知のための電波型内視鏡アンテナセンサに関する一検討

白石 理路, 藤本 孝文, グアン チャイユー, 田中 俊幸

(長崎大学大学院総合生産科学研究科)

前村 葉子

(長崎県立大学情報システム学部)

1. はじめに

著者らはこれまでに、脂肪内に隠れた血管を検出するための電波型内視鏡を提案した[1]。提案する内視鏡は脂肪と血管の比誘電率(脂肪=4.5, 血管=31.4@11GHz)の差を利用し、血管からの反射波レベルにより、血管の有無を判定する。本研究では、血管との比誘電率の差が小さい肝臓内の血管の検出について検討を行った。

2. 提案アンテナの構造

図1に提案するアンテナの構造を示す。提案アンテナはスタック化構造で、下層表面に送受信アンテナを配置している。アンテナ前方への放射電界強度を上げるため、4本の導体ピンを下層誘電体基板のエッジ付近に装荷している[1]。上層の誘電体基板は、放射ビームを絞るため、また、アンテナと肝臓間の不整合による肝臓表面からの反射を低減するために装荷している。上下層の誘電体基板の厚さは共に2.4mmである。また比誘電率、誘電正接は上層で $\epsilon_{rU}, \tan\delta_U$, 下層で $\epsilon_{rL}, \tan\delta_L$ である。アンテナは誘電体基板背面からセミリジッドケーブルを介して給電している。

3. 結果と考察

本稿でのシミュレーションは、FDTD法に基づく電磁界解析シミュレータXFDTD ver7.9.1を使用している。

図2にシミュレーションモデルを示す。直方体の肝臓モデル内部に血管と血液から構成される血管モデルがある。アンテナを血管モデルの真上に設置し、肝臓表面上で受信信号(|S₂₁|)の解析を行う。アンテナの動作周波数は8GHz付近である。8GHzでのシミュレーションモデルの電気定数を表1に示す。肝臓と血管の比誘電率の差は非常に小さいため、血管表面からの反射は無いと考えられる。ここでは、血液からの反射を利用し、血管の位置推定を行う。

図3に|S₂₁|の解析結果を示す。アンテナ表面から血管までの距離を h_b とする。シミュレーションモデルにおいて血管が存在しない場合と血管の深さ h_b を1mm-4mmに変化させたときの|S₂₁|を示している。図3より、誘電体整合層の比誘電率が高くなると血液からの反射による信号の変化が0.7ns~0.9ns付近にみられる。これは、アンテナと肝臓間の比誘電率の差が小さくなることで肝臓表面からの反射を低減できたためだと考えられる。

表1 シミュレーションモデルの電気定数@8GHz[2]

	肝臓	血管	血液
比誘電率	35.0	35.2	48.6
誘電正接	0.452	0.432	0.456

4. 結論

本稿では、肝臓組織内の血管検出用電波型内視鏡アンテナを設計した。誘電体整合層を装荷することにより肝臓内の血管の有無の違いによる受信信号の変化を確認できた。

参考文献

- [1] 宮崎 他, 映像情報メディア学会技術報告. Vol. 48, No2, pp.31-34, 2024-1.
- [2] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>, (参照 2025-8-15).

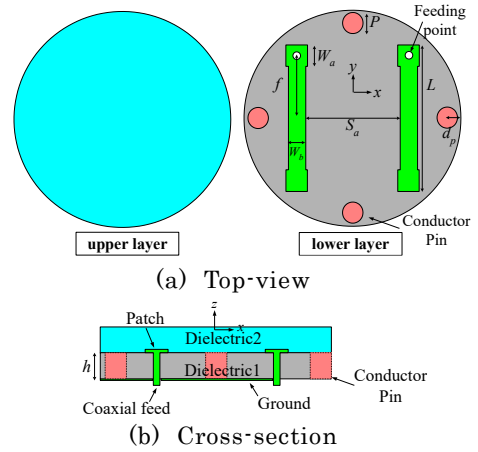


図1 提案アンテナの概形

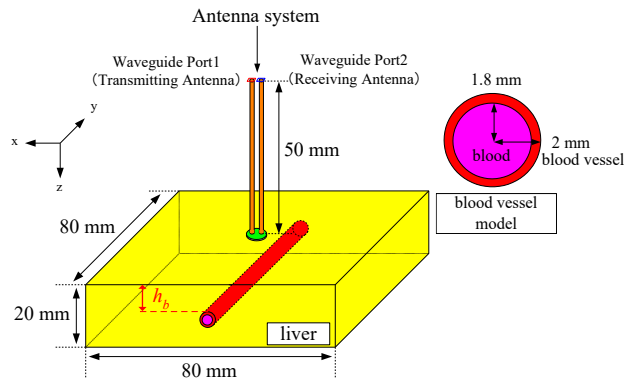
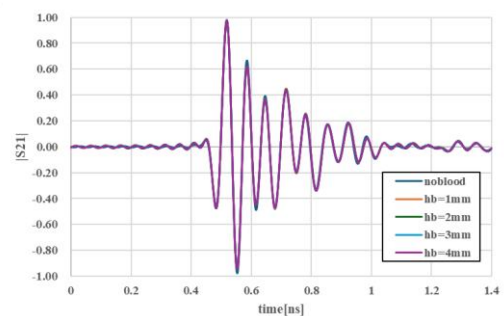
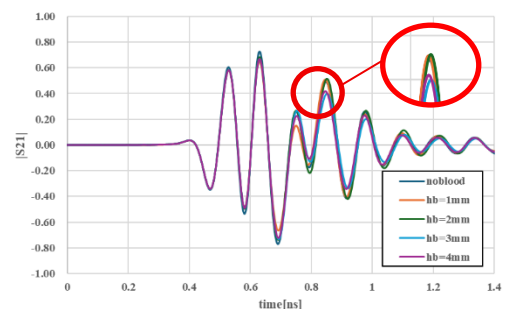


図2 シミュレーションモデル



(a) $\epsilon_{rU} = 2.6, \tan\delta_U = 0.002, \epsilon_{rL} = 2.6, \tan\delta_L = 0.002$



(b) $\epsilon_{rU} = 9.2, \tan\delta_U = 0.002, \epsilon_{rL} = 2.6, \tan\delta_L = 0.002$

図3 受信信号 (時間領域)