

テラヘルツ時間領域分光法によるラット脳生組織の腫瘍観測

Observation of the Rat brain tumor tissue by terahertz time-domain spectroscopy

キヤノン¹, 浜松医大²○山口 小百合¹、福司 康子²、窪田 央一¹、井辻 健明¹、山本 清二²、尾内 敏彦¹Canon Inc.¹, Hamamatsu Univ. School of Medicine²○ S. Yamaguchi¹, Y. Fukushi², O. Kubota¹, T. Itsuji¹, S. Yamamoto², and T. Ouchi¹

E-mail: ouchi.toshihiko@canon.co.jp

【はじめに】

テラヘルツ波の低被曝・非侵襲性や、特徴的なスペクトルを活かした医療分野への応用が期待されている。これまで、皮膚がんや乳がん、肝臓がんなどで、テラヘルツ波により正常組織とがん組織の違いが観測可能であることが報告されている[1]。しかし、テラヘルツ帯における生組織の再現性の高いデータ取得や、正常組織とがん組織の差異要因の解明が十分ではない。その理由の一つに、腫瘍作製を含めた検体の準備、臓器摘出後の保管や切片化など工程が多く、プロトコルの確立が難しいことがあげられる。

そこで、我々は SD (Sprague-Dawley) ラット正常脳の生切片(切片化した生組織)を用いて、再現性のあるデータ取得が可能なプロトコルを検討し、さらに設定したプロトコルにより脳腫瘍組織と正常組織の観測を行った。その結果、脳腫瘍組織と正常組織の差異をテラヘルツ帯で観測できる可能性が示せたため報告する。

【実験と結果】

テラヘルツ帯のスペクトル測定には、励起光源に 1.5 μm 帯のファイバレーザ(パルス幅 約 30 fs)を使用して構築した反射型テラヘルツ時間領域分光装置を用いた。テラヘルツ波の発生、検出にはそれぞれ LT-InGaAs と LT-GaAs 光伝導素子を使用し、パルス幅(FWHM)は 370 fs である。データ取得に有効な SN 比>100 の振幅スペクトルの帯域は~2 THz であった。また、テラヘルツ光路を乾燥空気置換が可能な筐体で覆うことで水蒸気によるテラヘルツ波吸収の影響を抑制し、信号取得精度を向上した。

SD ラットの脳から切り出した生切片は試料台となる石英板に密着させて測定し、解析により生切片の屈折率スペクトルを得た。

プロトコル検討により、0.8 THz から 1.5 THz

の周波数帯域において、概ね屈折率差 $\Delta n=0.02$ を分解できる屈折率スペクトルが取得可能な条件を得た。これは、プロトコルで臓器保管工程を排除する等、再現可能な準備方法を設定することで実現された。図 1 に示す脳腫瘍 SD ラットの屈折率スペクトルでは、正常組織と脳腫瘍組織に測定精度以上の有意差 ($\Delta n = 0.02-0.04$ @ 0.8-1.3 THz) が観測され、脳腫瘍領域の屈折率の方が高いことが分かった。図中の屈折率スペクトルは、各組織領域の 5 点測定の平均値であり誤差バーは標準偏差である。

上記の屈折率スペクトルの取得精度は SD ラット 6 検体で同程度であることを確認し、脳腫瘍組織と正常組織の屈折率スペクトル差異は、脳腫瘍 SD ラット全 3 検体で同様に観測された。この結果は、将来的にテラヘルツ波を前処理を必要としない生体組織のがん検出に適用できる可能性を示している。今後はスペクトルの差異要因を明らかにした上で医療分野への応用を検討していく予定である。

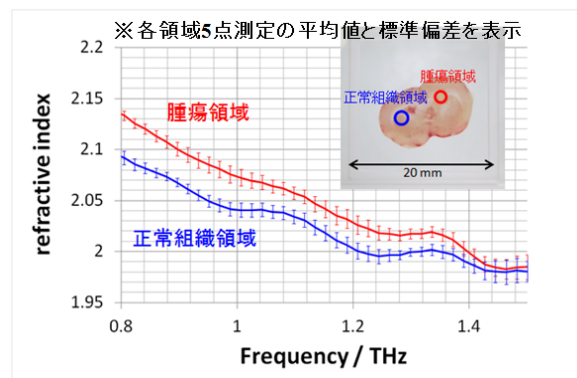


図 1. SD ラット生切片の脳腫瘍領域と正常組織領域の屈折率スペクトル

[1] V. P. Wallace, A. J. Fitzgerald, E. Pickwell, R. J. Pye, P. F. Taday, N. Flanagan, and T. Ha, *Appl. Spectrosc.*, **60** (2006) 1127.