



低周波から中間周波における人体内部インピーダンス測定装置の開発

メタデータ	言語: jpn 出版者: 宮崎大学工学部 公開日: 2020-06-21 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 堀, 晃太郎, 麦谷, 翔平, 迫田, 達也, 林, 則行, 太良尾, 浩生, Hori, Kotaro, Mugitani, Syouhei, Tarao, Hiroo メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/10458/5558

低周波から中間周波における 人体内部インピーダンス測定装置の開発

堀 晃太郎^{a)}・麦谷 翔平^{b)}・迫田 達也^{c)}・林 則行^{c)}・太良尾 浩生^{d)}

Development of the Internal Human Body Impedance Measuring Device in Low Frequency to Medium Frequency

Kotaro HORI, Syouhei MUGITANI, Tatsuya SAKODA, Noriyuki HAYASHI, Hiroo TARAO

Abstract

In this study, was confirmed using a simple biological equivalent model to whether that can be accurately measured on you ignore the skin impedance simulating the human body in the current limiting device and the four-terminal method of human body internal impedance measuring device. Current limiting device is operating near the 20 μ A also at a frequency of 100 kHz throat from 55 Hz, also was operating normally at around 20 μ A even repeated number of times. From the above results, it was confirmed that running successfully current limiting device in the frequency band from 55Hz in the biological equivalent model that was simulated by R and C to 100kHz. For human body impedance measurement accuracy, the maximum error of 6.9% for the magnitude of the impedance has a maximum error of 6.1% for the phase angle. Therefore, the human body impedance measurement apparatus used in this measurement is 7% error for the magnitude of the impedance below the phase angle was confirmed that it is possible to make measurements with an error of 6.2% or less accuracy. Also from the comparison by the Cole-Cole plot, the actual measurement value is I it can be seen that shows the RC parallel circuit.

Keywords: Electrical safety, Precise human model, Human body resistance, Contact current

1. はじめに

現代社会では、電気をあらゆる分野で活用することにより、便利で豊かな生活を送ることが可能となった反面、それは生活に必要な不可欠なものとなっている。特に近年においては、太陽光発電システムや風力発電システムに代表される自家発電システム、オール電化の家庭普及率が急激に伸びており、電気はより我々の生活に密接に関わっている。しかしながら、世の中に電気の普及が増加すればするほど、電気事故もそれに伴って目立つようになってきた。電気事故には感電死傷事故、電気火災事故、電気工作物破損事故、波及事故など様々あるが、その中でも人体に直接影響を及ぼす感電死傷事故については特に重要視されている。図 1.1 に平成 14 年から平成 23 年までの感電死傷事故件数の推移を示す。平成 15 年までは感電死傷事故件数が 100 件を超えていたが、電気機器や電気施設管理技術の向上及び安全に対する意識の改善により平成 6 年から年を経るごとに事故件数が減少傾向にあることがわかる。

a)電気電子工学専攻大学院生

b)電気電子工学科学部生

c)電気電子工学科教授

d)香川高等専門学校電気情報工学科准教授

しかし、いまだ 80 件近くの感電死傷事故が起きているのが現状である。また近年、一般家庭でガス調理器に代わって IH 機器などの電磁調理器が急速に普及しており、低周波から中間周波の接触電流による感電なども問題として挙げられる。

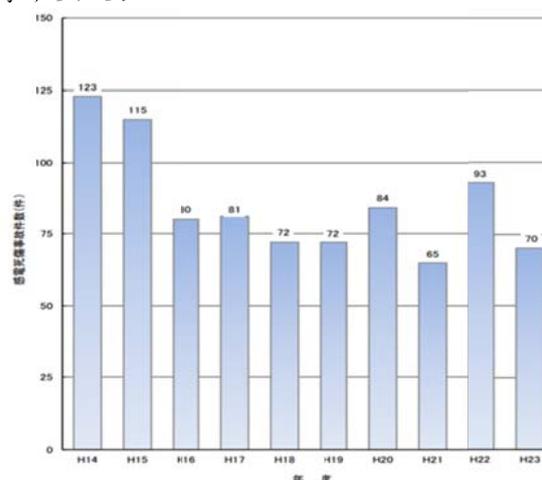


図 1.1 年度別における感電死傷事故件数^[1]

また近年、一般家庭でガス調理器に代わり IH 機器などの電磁調理器が急速に普及しており、低周波から中間周波の接触電流による感電なども問題として挙げられる。

2. 4端子法を利用した人体内部インピーダンス測定装置

2.1 人体内部インピーダンス

IEC/TS60479-1に掲載されている人体インピーダンスの構成を図2.1に示す。人体インピーダンスは、人体内部インピーダンス Z_i と皮膚インピーダンス Z_{s1} , Z_{s2} の2つの要素から構成される^[2]。人体内部インピーダンスは、抵抗とキャパシタで構成されるが、低周波においてキャパシタは非常に小さくほぼ抵抗とみなされるため線形である。しかし、周波数が増加するとキャパシタの影響が大きくなり非線形となる。皮膚インピーダンスは、人体内部インピーダンスと同様に抵抗とキャパシタで構成される。皮膚インピーダンスは、皮膚の水分含有率や体温など様々な影響で変化するため非線形である。

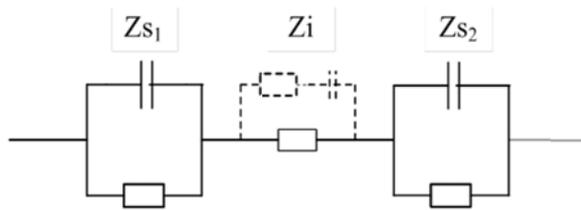


図2.1 人体インピーダンスの構成 (Z_{s1} , Z_{s2} : 皮膚インピーダンス, Z_i : 人体内部インピーダンス).

IEC/TS60479-1に掲載されている皮膚インピーダンス値は、人体内部インピーダンス値よりも大きくかつ非線形であるため、正確な人体インピーダンス値を提供することができない。そのため、本研究で開発する人体内部インピーダンス測定装置では、人体インピーダンスの基本的な特性を把握するために皮膚インピーダンスを無視し、人体内部インピーダンスの測定を行う。皮膚インピーダンスを無視する測定方法として、我々は4端子法を用いている。

2.2 4端子法

LCRメータなどで試料のインピーダンスを測定する場合、基本的な測定接続方法に2端子法と4端子法がある。そこで、4端子法の原理を2端子法と比較して説明を行う。2端子法と4端子法の基本回路を図2.2と図2.3に示す。尚、 \sim : 測定信号源, V: 電圧計, A: 電流計, Z: 人体内部インピーダンス, R_1, R_2 : 皮膚インピーダンスである。

図2.2の2端子法の場合、測定信号電流は $R_1 \rightarrow Z \rightarrow R_2$ と流れ、電圧計Vで測定する電圧は $R_1 + Z + R_2$ にかかる合計電圧となり、測定インピーダンスは $R_1 + Z + R_2$ となる。すなわち、非線形である皮膚インピーダンス R_1 と R_2 が測定誤差となり、人体内部インピーダンス Z を正確測定することができない。

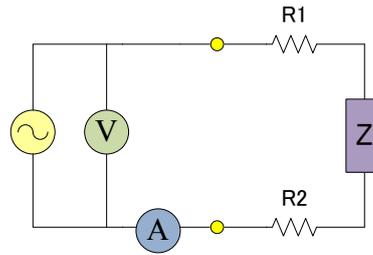


図2.2 2端子法.

図2.3の4端子法の場合、人体内部インピーダンス Z に対して電圧計Vの入力インピーダンスが十分に大きければ皮膚インピーダンス R_3 と R_4 にほとんど電流が流れない。そのため、測定電流はすべて人体内部インピーダンス Z に流れ、電圧計Vで測定する電圧は正確に人体内部インピーダンス Z の両端電圧となる。したがって、皮膚インピーダンス $R_1 \sim R_4$ の影響を無視して人体内部インピーダンス Z を測定できる。

以上のような原理により、皮膚インピーダンスを無視でき人体内部インピーダンスの測定ができる。

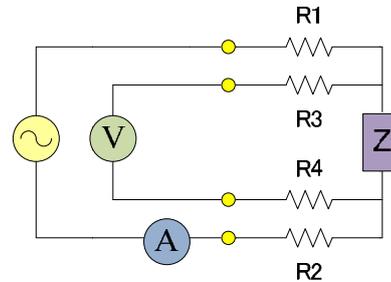


図2.3 4端子法.

2.3 人体内部インピーダンス測定装置の構成

人体内部インピーダンス測定装置の構成を図2.4、実際の装置を図2.5に示す。

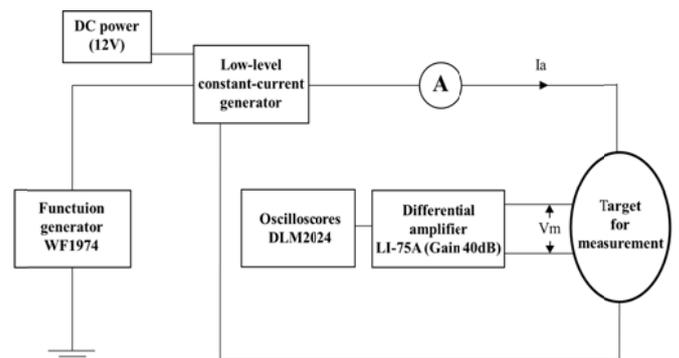


図2.4 人体内部インピーダンス装置の構成 (A,A': 電流端子, B,B': 電圧端子).

本装置は、電圧を印加するマルチファンクションジェネレータ、安定した微弱電流を確実に通電し、且つ通電電流を制限する定電流源装置 (V/I コンバータ+電流制限装置)、定電流源装置を稼働させるバッテリー、通電電流値を測定する電流計、B,B' 間の電圧降下を100倍に増幅する差動

プリアンプ、定電流源装置から出力される電流波形及び人体にかかる電圧波形を観測するオシロスコープで構成されている。

人体内部インピーダンスの測定の原理を説明する。原理的には、体内に一定電流 I を流しながら、体表面の任意の2点間の電圧 V を測定し、その2点間の人体抵抗 Z を V/I で計算する。皮膚抵抗の影響を除去するために、4端子法を採用している。

2.4 定電流源装置

図2.5に本測定に使用している定電流源装置の簡易的なブロック図を示す。仕様は、40Hz から 200kHz に渡って入力に加えられた $1V_{rms}$ を $10\mu Arms$ 換算の電流に変換するものである。また、出力電流値が $20\mu Arms$ を超えると出力を遮断する。

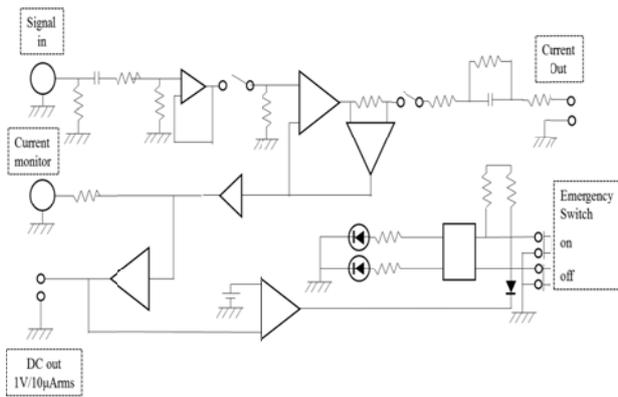


図 2.5 定電流源装置のブロック図。

3. 人体内部インピーダンス測定装置動作確認

本研究では実際に人体を用いた人体内部インピーダンス測定を行う。しかしながら、人体内部インピーダンス測定装置を用いて人体内部インピーダンスの実測を行う場合、なんらかの不具合で人体に危害を及ぼす過剰な電流が流れる可能性が危惧される。また、4端子法を採用している人体内部インピーダンス測定装置で皮膚インピーダンスを無視した上で正確な測定が行えているのかを事前に確認しておく必要がある。そのため、人体を模擬した簡易的な生体等価モデルを用いた動作試験を行う必要がある。ここでは生体等価モデルの作成、生体等価モデルを用いた人体内部インピーダンス測定装置及び電流制限装置の動作試験について述べる。

3.3節では、3.2.1節で述べた R と C で模擬した集中回路を用いた人体内部インピーダンス測定装置と電流制限装置の動作試験について述べる。

3.1 生体等価モデル

人体内部インピーダンス測定装置の動作試験で用いる R と C で模擬した集中回路について述べる。

人体内部インピーダンス測定装置を用いた測定の際、皮膚インピーダンスを無視できているかを確認するために人体インピーダンスを模擬した生体等価モデルを作成する。人体インピーダンスは抵抗とキャパシタで構成さ

れている。そこで、図3.1のような生体等価モデル作成した。実際に作成した生体等価モデルを図3.2に示す。

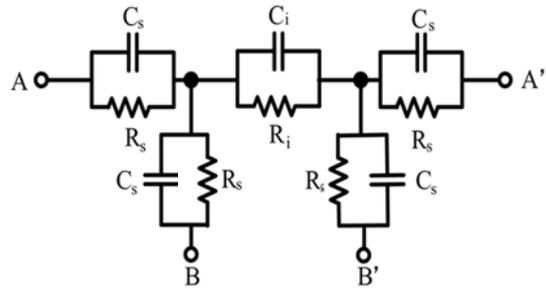


図 3.1 生体等価モデル

(A,A':電流端子, B,B':電圧端子)

($R_i + C_i$: 人体内部インピーダンス, R_s : 皮膚インピーダンス, C_s : コンデンサ)

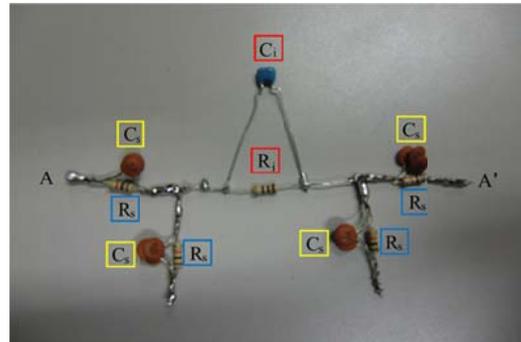


図 3.2 作成した生体等価モデル

(A,A':電流端子, B,B':電圧端子)

($R_i + C_i$: 人体内部インピーダンス, R_s : 皮膚インピーダンス, C_s : コンデンサ)

図3.1, 図3.2の説明を行う。電流端子 A, A' 間は図3.1, 図3.2に示したように A 、皮膚インピーダンス、人体内部インピーダンス $R_i + C_i$ 、皮膚インピーダンス、 A' の順に構成される。電圧端子 B, B' 間は皮膚インピーダンスで構成される。人体内部インピーダンスは、抵抗 $100\ \Omega$ 、キャパシタ $100\ nF$ 、皮膚インピーダンスは、抵抗 $10\ k\Omega$ 、キャパシタ $0.3\ \mu F$ で構成されている。本来、人体内部インピーダンスのキャパシタは非常に小さいので無視することができるが、これは低周波帯に限ったものである。本研究における測定周波数範囲は低周波 ($55\ Hz$) から中間周波 ($100\ kHz$) となっているため、人体内部インピーダンスは抵抗とコンデンサで構成されている。人体内部インピーダンスのキャパシタについては過去に報告された等価回路に用いられているものを参考とし、皮膚インピーダンスのキャパシタについては皮膚に装着する電極面積によってキャパシタ値が変化するため文献を参考に決定した^{[3][4][5]}。

3.2 電流制限装置の動作試験

作成した R と C で模擬した生体等価モデルを用いて電流制限装置の動作確認を行う。前述したように電流制限装置は $20\ \mu A$ で動作し、回路を遮断する仕様となっている。

図 3.3 に測定装置の構成図を示す。

マルチファンクションジェネレータから定電流源装置に周波数 55 Hz の電圧を印加し、定電流源装置中の V/I コンバータにより生体等価モデルに一定の電流を流す。徐々に印加する電圧を上げていき定電流源装置中の電流制限装置中の電流制限装置が動作するときの電流を電流計で測定する。周波数は 55 ~ 100k Hz の範囲で行う。測定は 3 回実施し、電流制限装置の動作を確認した。

表 3.1 に周波数別電流制限装置動作電流を示す。表 3.1 を見ると 55 Hz から 100 kHz のどの周波数でも 20 μA 付近で電流制限装置が動作している。また、回数を重ねても 20 μA 付近で正常に動作している。以上の結果より、R と C で模擬した生体等価モデルにおいて 55Hz から 100kHz までの周波数帯域では正常に電流制限装置が動作していることが確認できた。

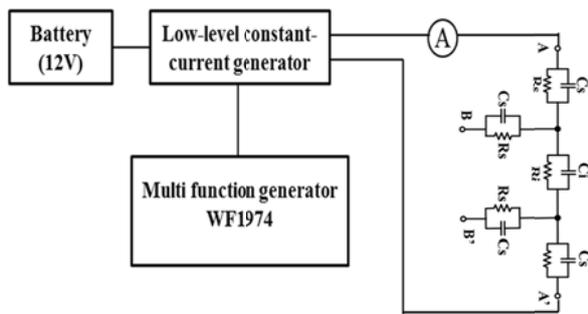


図 3.3 動作確認回路(R と C で模擬した生体等価モデル)。

表 3.1 周波数毎の電流制限装置動作電流(R と C で模擬した生体等価モデル)

周波数 [Hz]	電流制限装置動作電流 [μA]		
	1 回目	2 回目	3 回目
55	20.0	19.9	20.0
100	20.0	20.0	20.0
500	20.1	20.0	20.1
1k	20.1	20.2	20.1
5k	20.1	20.2	20.1
10k	20.2	20.1	20.2
20k	20.1	20.1	20.1
30k	20.2	20.1	20.1
40k	20.1	20.1	20.2
50k	20.1	20.2	20.2
60k	20.1	20.1	20.1
70k	20.1	20.2	20.1
80k	20.2	20.1	20.1
90k	20.1	20.2	20.2
100k	20.1	20.1	20.1

3.3 電流制限装置の動作試験

3.3 節で電流制限装置が正常に動作することが確認した。次に、4 端子法を用いて皮膚の影響を無視し、正確に人体内部インピーダンスを測定することができるのかその確認を行う。

3.2 節で作成した R と C で模擬した生体等価モデルを用いて、人体内部インピーダンス測定装置の動作試験を行う。

図 3.4 に測定装置の構成図を示す。生体等価モデルに 10 μA(55 ~ 100k Hz)の電流を A, A'端子に流し、B, B'端子により人体内部インピーダンス $R_i + C_i$ にかかる電圧を測定する。実測でオームの法則より得たインピーダンスの大きさとその位相角の値を算出する。また、人体内部インピーダンス部分の RC 並列回路のインピーダンスの大きさと位相角を下記の式(3.1)~(3.3)より算出する。各計算値を比較し、正確に人体内部インピーダンスを測定できているか確認を行う。

表 3.3 にインピーダンスの大きさ、表 3.4 に位相角の結果、図 3.5 に Cole-Cole プロットによる計算値と実測値の比較を示す。インピーダンスの大きさについては最大誤差 6.9%、位相角については最大誤差 6.1%となった。従って、本測定で使用する人体内部インピーダンス測定装置はインピーダンスの大きさについては誤差 7%以下、位相角については誤差 6.2%以下の精度で測定を行うことができる。Cole-Cole プロットによる比較からも、実測値が RC 並列回路を示していることがわかる。

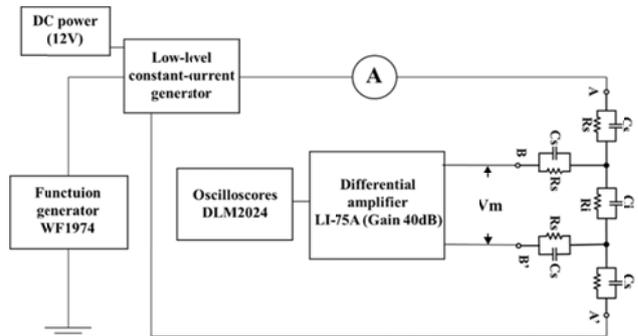


図 3.4 人体内部インピーダンス測定装置。

・ RC 並列回路のインピーダンス Z

$$Z = \frac{R}{1 + \omega^2 C^2 R^2} - j \frac{\omega C R^2}{1 + \omega^2 C^2 R^2} \quad (3.1)$$

・ RC 並列回路のインピーダンスの大きさ |Z|

$$|Z| = \sqrt{\left(\frac{R}{1 + \omega^2 C^2 R^2}\right)^2 + \left(\frac{\omega C R^2}{1 + \omega^2 C^2 R^2}\right)^2} \quad (3.2)$$

・ RC 並列回路の位相角 θ

$$\theta = \tan^{-1} \omega C R \quad (3.3)$$

表 3.3 各周波数のインピーダンスの大きさの比較

周波数 [Hz]	$ Z $ [Ω] (実測値)	$ Z $ [Ω] (計算値)	誤差 [%]
55	100.89	98.39	2.53
100	101.16	98.39	2.81
500	101.91	98.34	3.62
1k	101.28	98.20	3.13
5k	98.17	93.94	4.50
10k	86.46	83.62	3.39
20k	65.14	61.83	5.34
30k	48.37	46.69	3.58
40k	38.93	36.88	5.56
50k	31.31	30.28	3.38
60k	26.85	25.37	5.85
70k	23.24	21.73	6.92
80k	19.91	18.95	5.09
90k	17.39	16.91	2.82
100k	16.10	15.26	5.51

表 3.4 各周波数における位相角の比較

周波数 [Hz]	θ [$^\circ$] (実測値)	θ [$^\circ$] (計算値)	誤差 [%]
55	0.21	0.20	3.46
100	0.35	0.37	6.16
500	1.81	1.84	1.77
1k	3.66	3.64	0.65
5k	17.77	17.30	2.68
10k	32.83	31.80	3.21
20k	53.21	51.06	4.19
30k	63.01	61.66	2.18
40k	69.50	67.98	2.23
50k	75.84	72.07	5.23
60k	77.94	75.05	3.84
70k	79.26	77.23	2.61
80k	80.09	78.89	1.52
90k	82.56	80.10	3.07
100k	85.81	81.07	5.83

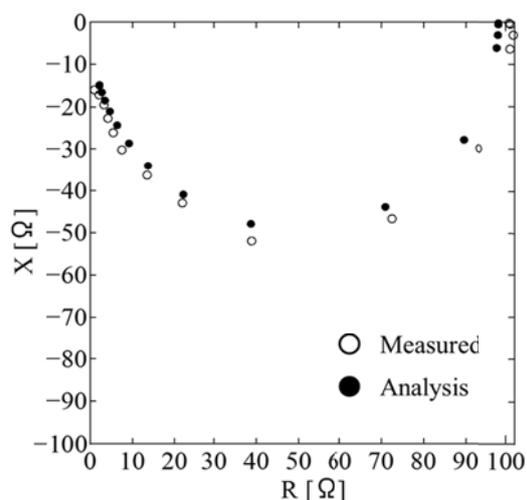


図 3.5 Cole-Cole プロットによる計算値と実測値の比較.

4. まとめ

本研究では人体内部インピーダンス測定装置の電流制限装置と4端子法で皮膚インピーダンスを無視した上で正確な測定が行えているのかを人体を模擬した簡易的な生体等価モデルを用いて確認した。

55 Hz から 100 kHz のどの周波数でも 20 μ A 付近で電流制限装置が動作し、また回数を重ねても 20 μ A 付近で正常に動作した。以上の結果より、R と C で模擬した生体等価モデルにおいて 55Hz から 100kHz までの周波数帯域では正常に電流制限装置が動作していることが確認できた。

人体内部インピーダンスの測定精度について、インピーダンスの大きさについては最大誤差 6.9%、位相角については最大誤差 6.1%となった。従って、本測定で使用する人体内部インピーダンス測定装置はインピーダンスの大きさについては誤差 7%以下、位相角については誤差 6.2%以下の精度で測定を行うことができることを確認した。Cole-Cole プロットによる比較からも、実測値が RC 並列回路を示していることがわかる。

参考文献

- [1]経済産業省ホームページ <http://www.meti.go.jp/>.
- [2] IEC Tech. Spec.: Effects of current on human beings and livestock – part1: General aspects IEC/TS60479-1, 2005-2007.
- [3]INDIRA CHATTERJEE, MEMBER, IEEE, DING WU, AND OM P. GANDHI, FELLOW, IEEE, "Human Body Impedance and Threshold Currents for Perception and Pain for Contact Hazard Analysis in the VLF-MF Band", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-33, NO. 5, MAY1986.
- [4]<http://www.tanita.co.jp/tanita/hp/>.
- [5]H. Tarao, H. Shinohara, and N. Hayashi: "Numerical Estimations of Human Body Impedance at Low and Intermediate Frequencies", MICT, 2013.