

図 1. 人体頭部の計算モデルの断面
で吸収電力を求めた。パルス波による温度上昇 T は
吸収電力を W とし、熱伝導を無視すると

$$T = \frac{W}{\rho c} t \quad (0 \leq t \leq t_0) \quad (10)$$

$$T = \frac{W}{\rho c} t_0 \quad (t > t_0) \quad (11)$$

で与えられる。ここで ρ は密度、 c は比熱、 t_0 はパルス幅である。

熱応力波の解析ではモデルの表面は自由境界とした。ただし人体頭部モデルでは計算領域の端である首の部分には吸収境界条件を設定した。

5. 計算結果

図 2 に $20 \mu\text{s}$ のパルス波を照射したときの球モデルの中心での平均応力の波形を文献^[1]の結果とあわせて示す。この図から 2 つの波形は大きく異なっており、文献^[1]での加熱分布の仮定は適当でなかったことがわかる。しかし文献^[4]の波形は FDTD 法による波形とはほぼ一致した。文献^[4]では文献^[1]で考慮していない表面加熱を考慮している。つまり球モデルでは表面加熱の影響が支配的であるといえる。

図 3 に $20 \mu\text{s}$ のパルス波を照射したときの人体頭部モデルの蝸牛付近での平均応力の波形を示す。このときのピーク応力は $7 \times 10^{-5} \text{ Pa}$ で約 11 dB である。8 ~ 10 k Hz の骨伝導による聴覚効果のしきい値は約 60 dB とされているので^[7] 熱応力波が知覚されるには約 300 mW/cm^2 の入射電力密度が必要である。これは文献^[8]での実験値と一致する。

図 4 にパルス幅を変えたときの蝸牛付近でのピーク応力と実験から得られた相対音圧^[9]のグラフを示す。このグラフから数値計算と測定値のパルス幅依存性は傾向がよく一致することがわかる。

6. まとめ

FDTD 法により人体頭部モデルの電磁波の吸収特性とそれによって発生する熱応力波の数値解析を行っ

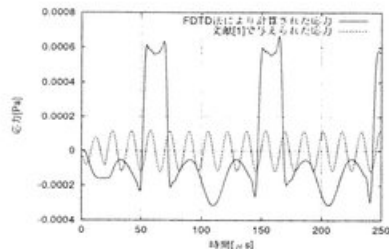


図 2. 球モデルの中心での応力波形

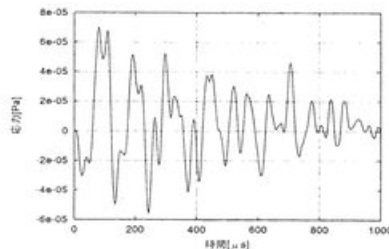


図 3. 蝸牛付近での応力波形

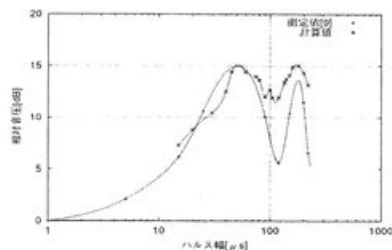


図 4. 音圧のパルス幅依存性

た。その結果、マイクロ波聴覚効果を定性的かつ定量的に説明することができた。

参考文献

- [1] J.C.Lin, *IEEE Trans. MTT*, vol. 25, no. 7, pp. 605-613, Jul.1977.
- [2] R.G.Olsen, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, no. 5, pp. 289-294, May.1983.
- [3] C.K.Chou et al., *J.Microwave Power*, vol. 10, pp. 361-367, 1975.
- [4] 柴田 他, 電子通信学会論文誌, vol. J69-B, no. 10, pp. 1144-1146, Oct.1986.
- [5] L. Kunz, "The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics", CRC Press, New York, 1993.
- [6] O.Fujiwara et al., *IEICE. Trans. Commun.*, vol. E77-B, pp. 732-737, 1994.
- [7] J.F.Corso, *J.Acoust.Soc.Am.*, vol. 35, no. 11, pp. 1738-1743, Nov.1963.
- [8] A.H.Frey et al., *Science*, vol. 181, pp. 356-358, Jul.1973.
- [9] V.V.Tyazhelov et al., *Radio Sci.*, no. 6S, vol. 14, pp. 259-263, 1977.