

サーマクール FLX を含む美容医療 RF 加熱の理論的整理

準静的近接場・複素電気応答・配向分極緩和・発熱分布
専門補足資料（患者向け簡略版ではない）

ペルラクリニック神宮前

本資料は、美容医療で用いられる 1 MHz 前後から数十 MHz 程度の RF 機器（例：1 MHz 帯、2 MHz 帯、6.78 MHz 帯、13.56 MHz 帯、27.12 MHz 帯、40.68 MHz 帯）について、宣伝用語としての「誘電加熱」や「水分子の振動」といった説明を避け、電磁気学・生体物性・熱輸送の観点から発熱機構を整理するための専門補足資料である。主眼は、特定機器の優劣評価ではなく、RF 加熱を物理的に破綻しない語彙と式で記述することである。

要旨

美容医療 RF の発熱は、単純な「導電加熱か、誘電加熱か」という二分法では記述できない。RF 工学的には、生体組織を導電率と誘電率を併せ持つ不均質な損失性媒質として扱い、電場に対する複素電気応答の損失成分として発熱を記述する。時間平均発熱密度は、概念的には

$$q = \frac{1}{2} \operatorname{Re}(\mathbf{J} \cdot \mathbf{E}^*) \quad (1)$$

で与えられる。損失項を導電率項と誘電損失項として項別に表示するなら、

$$q \simeq \frac{1}{2} (\sigma + \omega \varepsilon_0 \varepsilon'') |\mathbf{E}|^2 \quad (2)$$

と書ける。ただし、この分解は複素誘電率または複素導電率の定義に依存し、独立した二つの発熱機構を意味しない。

狭義の誘電損失は、極性媒質における配向分極応答が外部交流電場に対して有限の緩和時間をもつために生じる位相遅れに対応する。これは「水分子が回転して摩擦熱を生じる」という機械的描像ではなく、複素感受率または複素誘電率の虚部として表される吸収・散逸である。1 MHz 前後から数十 MHz 程度の美容医療 RF では、バルク水の主要な配向分極緩和周波数（概ね GHz 帯）から大きく離れており、バルク水の配向分極緩和を主機構とする狭義の誘電損失加熱として説明するのは適切ではない。

1. 適用される電磁場レジーム

美容医療で用いられる 1 MHz 前後から数十 MHz 程度の RF 治療では、波長は治療領域の空間スケールに比して十分長く、組織内の電磁場は主として電極配置、接触条件、組織インピーダンス、導電率・誘電率分布に支配される準静的近接場の境界値問題として扱うのが妥当である。

自由空間波長は

$$\lambda_0 = \frac{c}{f} \quad (3)$$

であり、6.78 MHz では約 44 m、40.68 MHz でも約 7.4 m である。組織中では比誘電率および損失の影響により有効波長は短縮されるが、治療領域の数 mm から数 cm というスケールに比してなお十分長い。このため、ここで問題となるのは遠方界の放射・伝搬ではなく、電極・カップリング層・皮膚・皮下組織・リターン経路を含む近接場結合である。

したがって、RF 加熱の説明において、周波数の高低だけから深達性や加熱分布を推定する単因子説明は不十分である。低い周波数では容量性リアクタンス、接触インピーダンス、組織インピーダンス、電流経路が変化しうるため、相対的に深部寄与が増える設計はありうる。しかし、その場合でも「2 MHz だから深い」「40.68 MHz だから浅い／深い」といった周波数単独の説明にはならない。治療領域内の発熱分布は、電極構造、境界条件、接触インピーダンス、表皮冷却、組織物性の空間分布、熱拡散、血流による熱移送の連成で決まる。

2. 準静的境界値問題としての定式化

角周波数 ω の調和時間依存性を $e^{i\omega t}$ とし、組織を線形・局所・有効媒質として近似する。電位を ϕ とすれば、電場は

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi \quad (4)$$

で与えられる。

導電率 σ と複素比誘電率 $\varepsilon_r^* = \varepsilon_r' - i\varepsilon_r''$ を用いれば、複素アドミッタンス密度は

$$\gamma(\omega, \mathbf{x}) = \sigma(\omega, \mathbf{x}) + i\omega\varepsilon_0\varepsilon_r^*(\omega, \mathbf{x}) \quad (5)$$

と書ける。この符号規約では、 $\text{Re}\gamma = \sigma + \omega\varepsilon_0\varepsilon_r''$ が時間平均発熱に寄与する損失成分である。

自由電荷の時間蓄積を無視して $\nabla \cdot \mathbf{J} = 0$ とおく準定常条件では、組織内の電位分布は概念的に

$$\nabla \cdot [\gamma(\omega, \mathbf{x})\nabla\phi(\mathbf{x})] = 0 \quad (6)$$

に従う。

この式が示すように、発熱分布は周波数だけでは決まらない。空間的に不均質な $\gamma(\omega, \mathbf{x})$ 、すなわち導電率・誘電率・界面条件・接触条件が、電位分布 ϕ と電場 \mathbf{E} を決定する。局所発熱は組織固有の σ だけでなく、その部位に実際に形成される $|\mathbf{E}|^2$ によって大きく左右される。

電極表面、絶縁層、カップリング媒体、皮膚表面では、理想 Dirichlet 境界ではなく、接触インピーダンスや容量性結合を含む境界条件を考える必要がある。臨床機器の実際の挙動は、出力制御、インピーダンス監視、表皮冷却、チップ密着性、カップリング層の厚みと物性によって変化する。

3. 発熱密度と損失項

複素表示を用いた時間平均発熱密度は、一般に

$$q = \frac{1}{2} \text{Re}(\mathbf{J} \cdot \mathbf{E}^*) \quad (7)$$

で表される。ここで \mathbf{J} は導電電流と損失性分極電流を含む複素電流密度であり、純粋にリアクティブな変位電流成分は時間平均実電力には寄与しない。

損失成分を導電率項と誘電損失項として明示的に分けて表示するなら、

$$q \simeq \frac{1}{2} (\sigma + \omega\varepsilon_0\varepsilon_r'') |\mathbf{E}|^2 \quad (8)$$

と書ける。ただし、ここでの ε_r'' は、導電率項 σ を別に置いた上での誘電損失成分である。

一方、導電損失を複素誘電率の虚部に吸収する流儀では、

$$\varepsilon_{\text{eff}}'' = \varepsilon_r'' + \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (9)$$

と書ける。この場合、同じ物理的散逸を「複素誘電率の虚部」として表現できる。逆に、誘電損失成分を実効導電率へ吸収するなら、

$$\sigma_{\text{eff}} = \sigma + \omega\varepsilon_0\varepsilon_r'' \quad (10)$$

として一括できる。

したがって、RF 工学において本質的なのは、「導電加熱か、誘電加熱か」という用語上の二分法ではなく、損失性媒質内にどのような電場分布が形成され、どの損失項を通じて電磁エネルギーが熱へ変換されるかである。導電損失と誘電損失の分解は、物性モデル、測定方法、複素誘電率・複素導電率の定義に依存する。

4. 配向分極緩和と誘電損失

狭義の誘電損失とは、極性媒質における分極応答が外部交流電場に完全には同相で追従せず、有限の緩和時間により位相遅れを生じることに対応する損失である。これは「分子が回転して摩擦熱を生じる」という機械的説明ではない。

線形応答の範囲では、分極は

$$\mathbf{P}(\omega) = \varepsilon_0 \chi(\omega) \mathbf{E}(\omega) \quad (11)$$

と書ける。複素感受率を

$$\chi(\omega) = \chi'(\omega) - i\chi''(\omega) \quad (12)$$

とすれば、 $\chi''(\omega)$ が外部電場から媒質へ不可逆的に移行するエネルギー、すなわち吸収・散逸に対応する。因果的な線形応答では、 χ' と χ'' は独立ではなく、Kramers-Kronig 関係によって結びついている。

単一の Debye 緩和で近似すれば、複素誘電率は

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + i\omega\tau} \quad (13)$$

であり、誘電損失成分は

$$\varepsilon''(\omega) = \frac{(\varepsilon_s - \varepsilon_\infty)\omega\tau}{1 + (\omega\tau)^2} \quad (14)$$

となる。

この式から、配向分極緩和に由来する誘電損失は $\omega\tau \simeq 1$ 付近で最大となることがわかる。 $\omega\tau \ll 1$ では分極は外場にほぼ追従し、位相遅れに由来する損失は小さい。逆に $\omega\tau \gg 1$ では分極が外場変化に追従できず、これも損失ピークから外れる。

液体水の主要な Debye 緩和時間は室温で概ね 8 ps 程度、対応する緩和周波数は約 19 GHz 程度である。したがって、1 MHz 前後から数十 MHz 程度の RF では、バルク水の主要配向分極緩和に対して $\omega\tau \ll 1$ であり、バルク水の配向分極緩和を主たる発熱機構とみなすことはできない。

周波数	周期	$\omega\tau$ ($\tau = 8$ ps)	配向分極緩和の位置づけ
1 MHz	約 1.0 μ s	約 5.0×10^{-5}	主損失ピークから大きく低周波側
2 MHz	約 500 ns	約 1.0×10^{-4}	主損失ピークから大きく低周波側
6.78 MHz	約 147 ns	約 3.4×10^{-4}	主損失ピークから大きく低周波側
40.68 MHz	約 24.6 ns	約 2.0×10^{-3}	主損失ピークから大きく低周波側
19 GHz	約 52.6 ps	約 0.96	バルク水 Debye 緩和ピーク近傍

ただし、生体組織は純水ではない。自由水、結合水、水和層、細胞膜、細胞外基質、脂肪小葉、線維隔壁、血管、細胞外液、細胞内液が複合した有効媒質であり、単一 Debye 緩和では記述できない。組織の誘電応答は、Cole-Cole 型分散、Maxwell-Wagner 型界面分極、イオン伝導、膜容量、温度依存導電率、異方性を含む複合応答として扱うべきである。

5. 生体組織を有効媒質として扱う意味

生体組織の σ 、 ε' 、 ε'' は、単一分子の物性ではなく、細胞外液、細胞内液、細胞膜、細胞外基質、脂肪、血管、線維構造などを含む有効媒質パラメータである。したがって、導電率 σ も単純な「イオンが動いて衝突する」という微視的描像だけに還元すべきではない。

MHz 帯から数十 MHz 帯では、細胞膜容量性、界面分極、組織の幾何学的連結性、細胞外液・細胞内液の分布、温度依存性が実効的な電気物性に影響する。Gabriel らが整理した生体組織誘電特性データでは、組織の周波数依存性は Cole-Cole 型の分散と静的イオン導電率項を含めて記述されている。これは、生体組織の RF 応答を単一の「水分子配向」や単純な「抵抗発熱」へ還元できないことを示している。

ただし、だからといって美容医療 RF の発熱を「誘電加熱優位」と表現してよいわけではなく、分解の仕方がモデル依存であることと、狭義の配向分極緩和が主機構であることは全く別である。少なくとも、1 MHz 前後から数十 MHz 程度の生体 RF 加熱を、バルク水の配向分極緩和が支配する狭義の誘電損失加熱として説明することは妥当ではない。

6. 古典的 skin effect を主要説明原理にしない理由

skin effect は、本来、良導体における交流電流の表面集中現象として理解される。古典的には、導電率 σ が十分大きく、 $\sigma \gg \omega\varepsilon$ が成り立つ良導体近似において、皮膚深さ

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\mu\sigma}} \quad (15)$$

が導入される。

しかし、生体組織は金属導体ではなく、有限の導電率と誘電率を併せ持つ不均質な損失性媒質である。加えて、美容医療 RF では治療領域が電極近傍にあり、遠方界平面波が半無限良導体へ入射する問題ではない。

参考として、 $\mu \simeq \mu_0$ とし、 $\sigma = 0.2$ から 1.0 S/m 程度を仮定して古典式を機械的に適用すると、 δ は 6.78 MHz で概ね 190 から 430 mm、40.68 MHz でも概ね 79 から 176 mm 程度となる。これは顔面 RF 治療で問題となる数 mm から数 cm の治療スケールより大きい。したがって、古典的 skin effect を、サーマクール FLX のような美容医療 RF の深達性や加熱分布を規定する主要因として説明するのは適切ではない。

実際の加熱分布は、電極構造、接触インピーダンス、カップリング媒体、組織インピーダンス、導電率・誘電率の空間分布、表皮冷却、熱拡散によって決まる。説明の中心に置くべきは skin effect ではなく、準静的近接場における境界値問題と損失性媒質内の電磁散逸である。

7. 線維隔壁周囲の相対的発熱

顔面皮下組織は均質な脂肪塊ではなく、脂肪小葉、線維隔壁、retinacular cutis、血管、結合組織が三次元的に分布する複合組織である。これらの構造は、導電率、誘電率、含水率、熱伝導率、異方性が異なる。

RF 照射時には、導電率や誘電率の異なる組織境界で電場と電流密度が再分配される。境界では、接線方向電場の連続性、法線方向電流密度または電束密度に関する条件が課される。したがって、脂肪小葉と線維隔壁の界面、血管周囲、線維性支持構造周囲では、局所的に $|\mathbf{E}|$ が変化する。

局所発熱は、近似的に

$$q(\mathbf{x}) \simeq \frac{1}{2} \sigma_{\text{eff}}(\omega, \mathbf{x}) |\mathbf{E}(\mathbf{x})|^2 \quad (16)$$

で与えられる。ここで重要なのは、 σ_{eff} が高いだけでは発熱は決まらないという点である。高導電率領域であっても電場が小さければ発熱は小さくなりうる。逆に、導電率・誘電率の空間的不連続性と幾何学的異方性により局所電場が増強されれば、相対的なホットスポットが形成される。

したがって、線維隔壁周囲の温熱作用を「線維は導電率が高いから熱くなる」と説明するのは不十分である。より正確には、導電率・誘電率の空間分布、界面条件、線維構造の異方性、電極配置、接触条件、表皮冷却、熱拡散の連成によって、局所的な電場分布と発熱分布が決まる。

8. 結論

美容医療 RF の加熱理論は、「誘電加熱」「深部加熱」といった単語だけでは記述できない。1 MHz 前後から数十 MHz 程度の RF 治療では、治療領域内の電磁場は準静的近接場の境界値問題として扱うのが妥当であり、発熱は損失性媒質における複素電気応答の散逸として記述される。

導電損失と誘電損失の分解は、複素誘電率・複素導電率の定義に依存する。したがって、「導電加熱か、誘電加熱か」という二分法は、RF 工学的にはしばしば表記上の区分であり、独立した二つの実体的機構を意味しない。

一方、狭義の誘電損失、すなわち配向分極緩和に由来する散逸は、複素感受率の虚部として記述される明確な物理量である。サーマクール FLX の 6.78 MHz という周波数は、バルク水の主要配向分極緩和周波数から大きく離れており、水分子配向緩和を主機構とする誘電加熱として説明することは不適切である。

サーマクール FLX の加熱は、容量結合型 RF による電場駆動性の電磁散逸であり、その温度分布は電場分布、組織インピーダンス、導電率・誘電率分布、表皮冷却、熱拡散の連成によって決まる。この理解が、RF 治療機器の説明、比較、臨床設計、誇大なマーケティング表現の評価における基盤となる。

主要参考文献

1. Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine and Biology*. 1996;41(11):2231-2249. PubMed: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8938024/>
2. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*. 1996;41(11):2251-2269.
3. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*. 1996;41(11):2271-2293.
4. Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1989;17(1):25-104.
5. Schwan HP. Dielectric properties of biological tissue and biophysical mechanisms. In: Pethig R, ed. *Dielectric and Electronic Properties of Biological Materials*. ACS Symposium Series. 1981.
6. Ellison WJ. Permittivity of pure water, at standard atmospheric pressure, over the frequency range 0–25 THz and the temperature range 0–100 °C. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*. 2007;36(1):1-18.
7. Nandi N, Bhattacharyya K, Bagchi B. Dielectric relaxation and solvation dynamics of water in complex chemical and biological systems. *Chemical Reviews*. 2000;100(6):2013-2046.
8. Thermage FLX System and Accessories, FDA 510(k) Premarket Notification K170758. https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf17/K170758.pdf

本資料は医療広告用の平易な説明文ではなく、サーマクール FLX を含む美容医療 RF 機器の加熱機構を専門的に整理するための補足資料である。臨床適応、照射設計、安全性判断は、個別の診察および機器仕様に基づいて行う必要がある。