

永峯利樹, 新田勇*, 月山陽介*, 坂村律生**

新潟大学大学院自然科学研究科, *新潟大学工学部, **新潟大学医学部形成外科

●概要

現在、皮膚科および形成外科でのあざやほくろの除去にレーザーが使用されている。また、近年のブチタトゥーの除去用としてもレーザー治療の需要が高まりつつある。その治療原理は、まずレーザー照射によりあざやほくろおよび刺青の原因色素に光エネルギーが吸収され、色素が膨張した後に熱破壊を起こす。その後、破壊された色素は貪食細胞によって、患部から排出されることで消失するとされている。

従来のレーザー治療装置はハンドピースタイプが主流であり、レーザー光のスポット径は3~7mmと大きい。このタイプでは、一度に広い範囲でレーザーを照射でき、治療時間を短縮することができる。しかし、医師が手動でレーザー光を走査するため意図しないレーザー光の重ね打ちや、患部以外への照射などによりムラが生じる。そのため照射部やその周辺の組織に不可逆的なダメージを与えるという問題がある。そこでレーザー光を微細に集光し、機械制御で走査することで、あざや刺青などの患部にのみ選択的にレーザーを照射する方法が考えられる。これにより、やけどを起こさないうる低侵襲な治療が可能になる。本研究では刺青を施したラットに対し、光の深達度が長いNd:YVO4レーザーの照射を行い、その効果について明らかにした。

1. 導入

●研究背景

刺青を入れる人の割合は年々増加しておりそれに応じて刺青治療の需要も増えている。従来の刺青除去治療では瘢痕等の副作用を生じる可能性があり、後遺症の残らない低侵襲治療装置の開発が急務である。そのため、微細なスポット径で患部にのみレーザーを照射して低侵襲な治療を行うことが求められている。本研究では、適切な照射条件およびレーザーによる治療原理の解明を目指している。

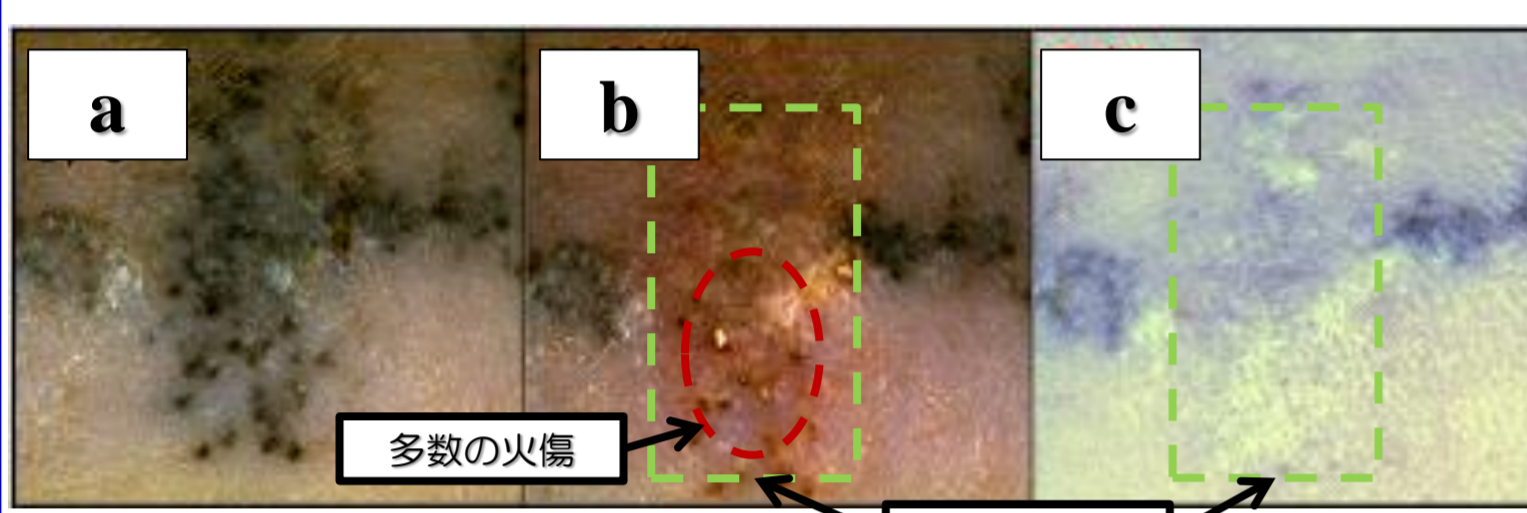


図1 従来のレーザー治療装置を用いたラットに対するレーザー照射治療の経過 (a: 照射前 b: 照射直後 c: 4週間後)

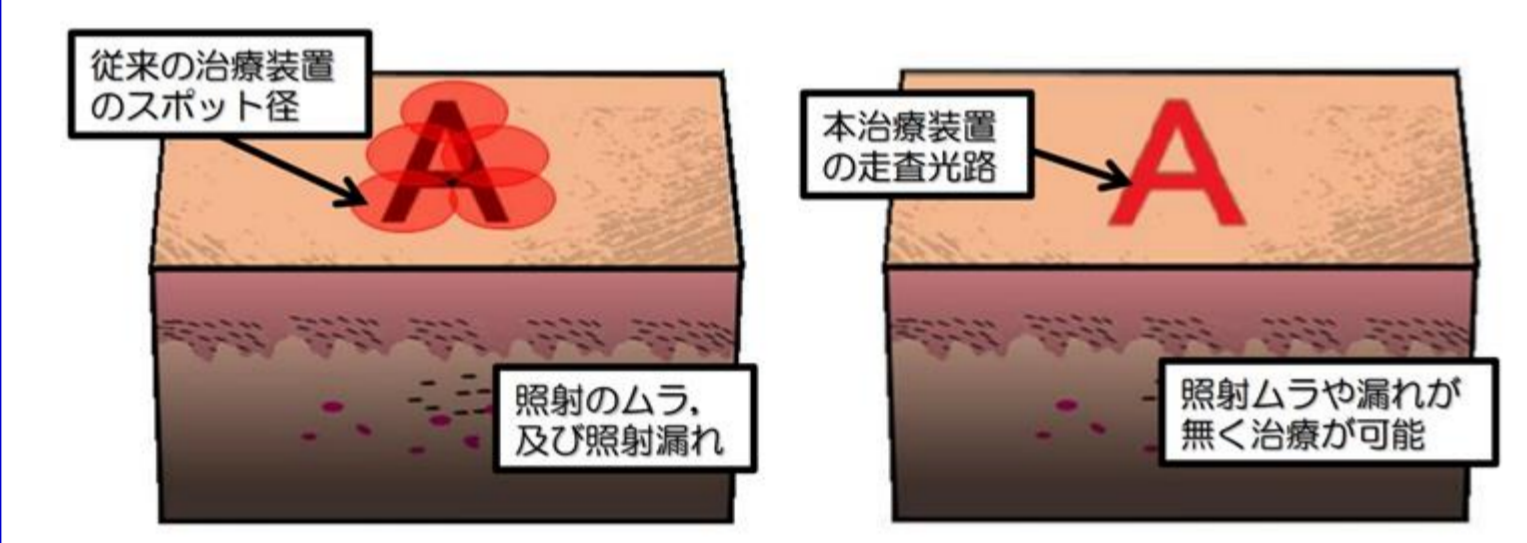


図2 従来のレーザー治療装置によるレーザー照射部
図3 本治療装置によるレーザー照射部

2. 実験装置と方法

●装置概要

本装置はシュリンクフィッタとガルバノミラーを用いることで広範囲かつ均一に微細なスポット径を照射可能である。レーザー発振器の仕様については表1に記載する。

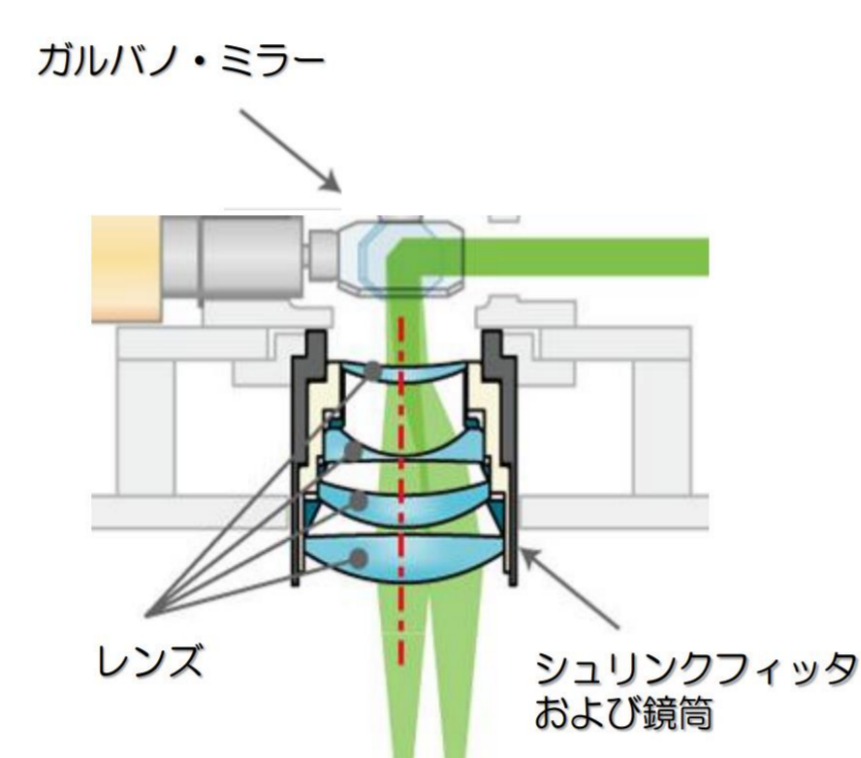


図4 シュリンクフィッタ内のレーザー光路

レーザー媒体	Nd:YVO4
波長	1064 nm
励起方法	LD励起方式
励起電流値	10~30A
最大出力	10 W
発振形態	CW(連続発振) Qスイッチパルス発振
繰り返し周波数	0.1~99.9 kHz
スポット径	30 μm

表1 レーザー発振器の仕様

●低侵襲かつ効果的な刺青除去のための最適な照射条件の検討

従来の問題
 ・レーザー光のデフォーカス
 ・熱の蓄積による火傷

改善策
 ・皮膚表面の平坦化 (図5)
 ・インターバルを設けた新しい走査パターン (図6, 図7)

	実験①	実験②	実験③
走査パターン	ライン インターバル	ライン インターバル	スポット インターバル
ガラス	無し	有り	有り
周波数	10kHz, 50kHz	50kHz	50kHz
励起電流値	26, 28A, 30A	26, 28A, 30A	26, 28A, 30A

表2 実験条件

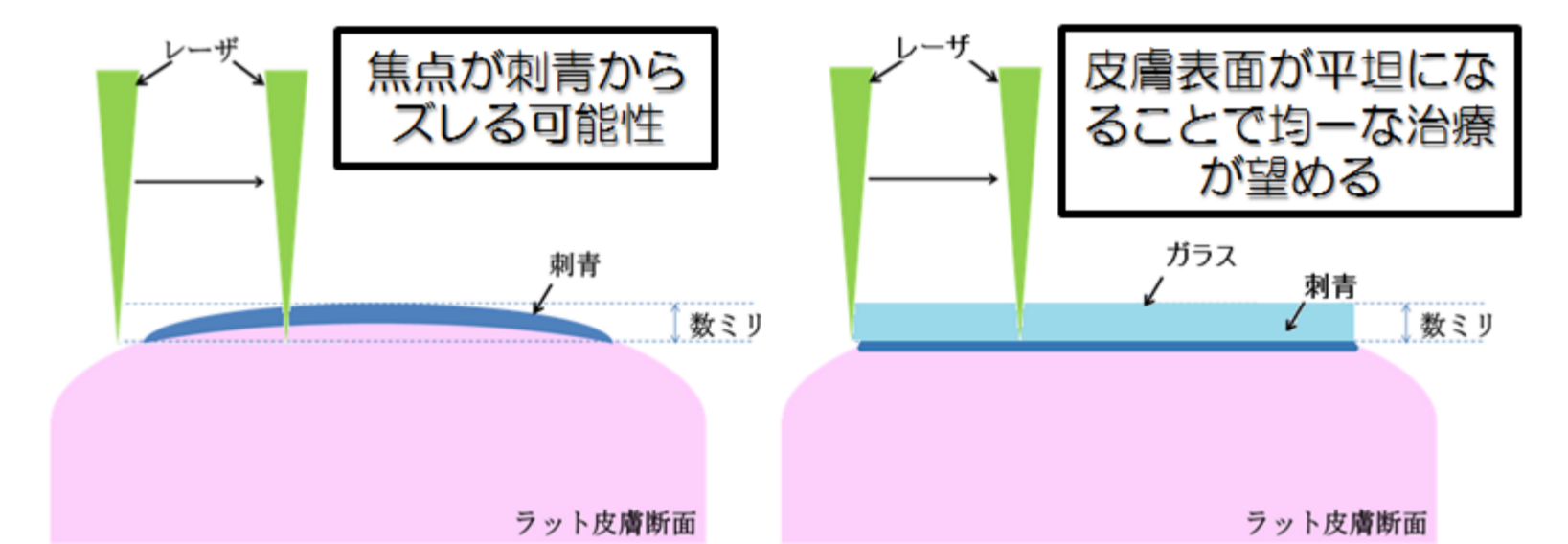


図5 ガラスを用いた皮膚の平坦化 (デフォーカスの抑止)

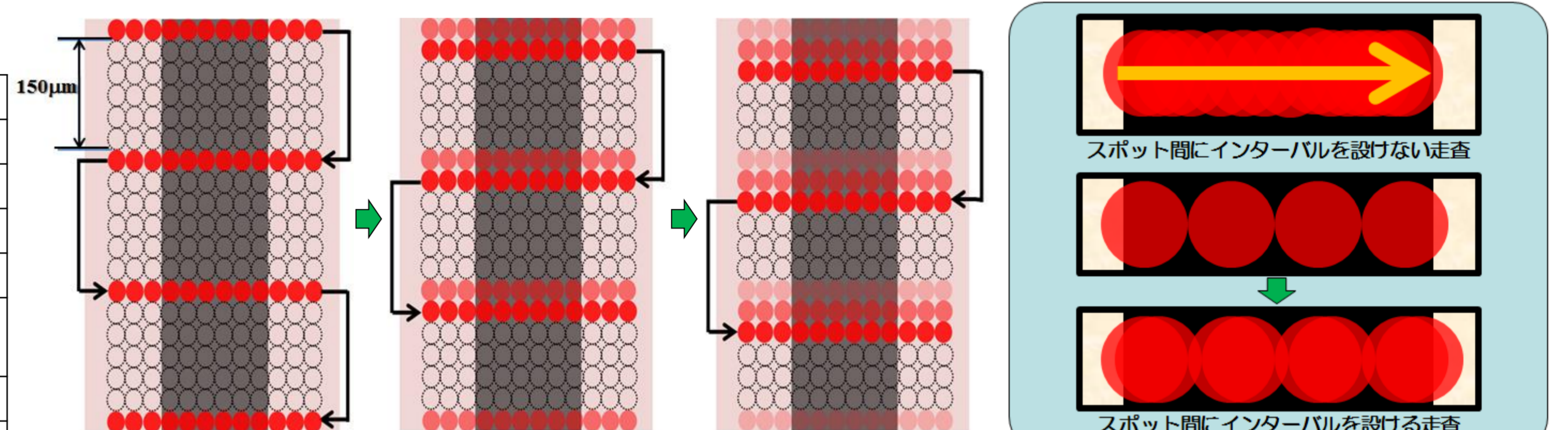


図6 ラインインターバル走査パターン

図7 スポットインターバル走査パターン

3. 実験結果と考察

●実験① (発振周波数の影響)

- 周波数50kHzの照射では10kHzに比べ効果的な治療が行えることを確認。
- レーザー光のデフォーカスが発生し、一部の刺青部では治療効果が不十分。

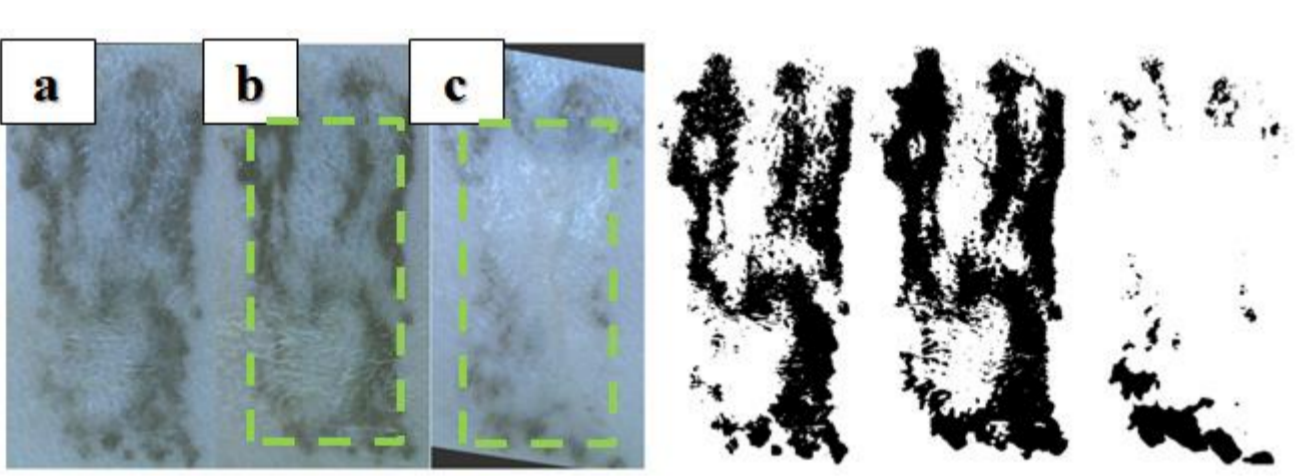


図8 30A 50kHzのレーザー照射時の皮膚表面画像 (a: 照射前 b: 照射直後 c: 3週間後 緑枠: レーザー照射部) 画像からは火傷の発生は認められなかった

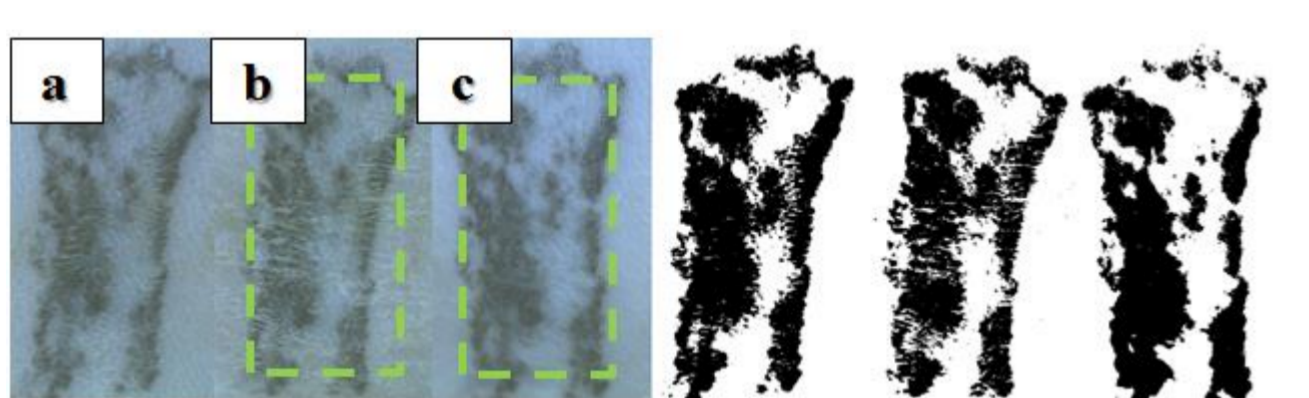


図9 30A 10kHzのレーザー照射時の皮膚表面画像 (a: 照射前 b: 照射直後 c: 7週間後 緑枠: レーザー照射部) 火傷の発生は認められなかった

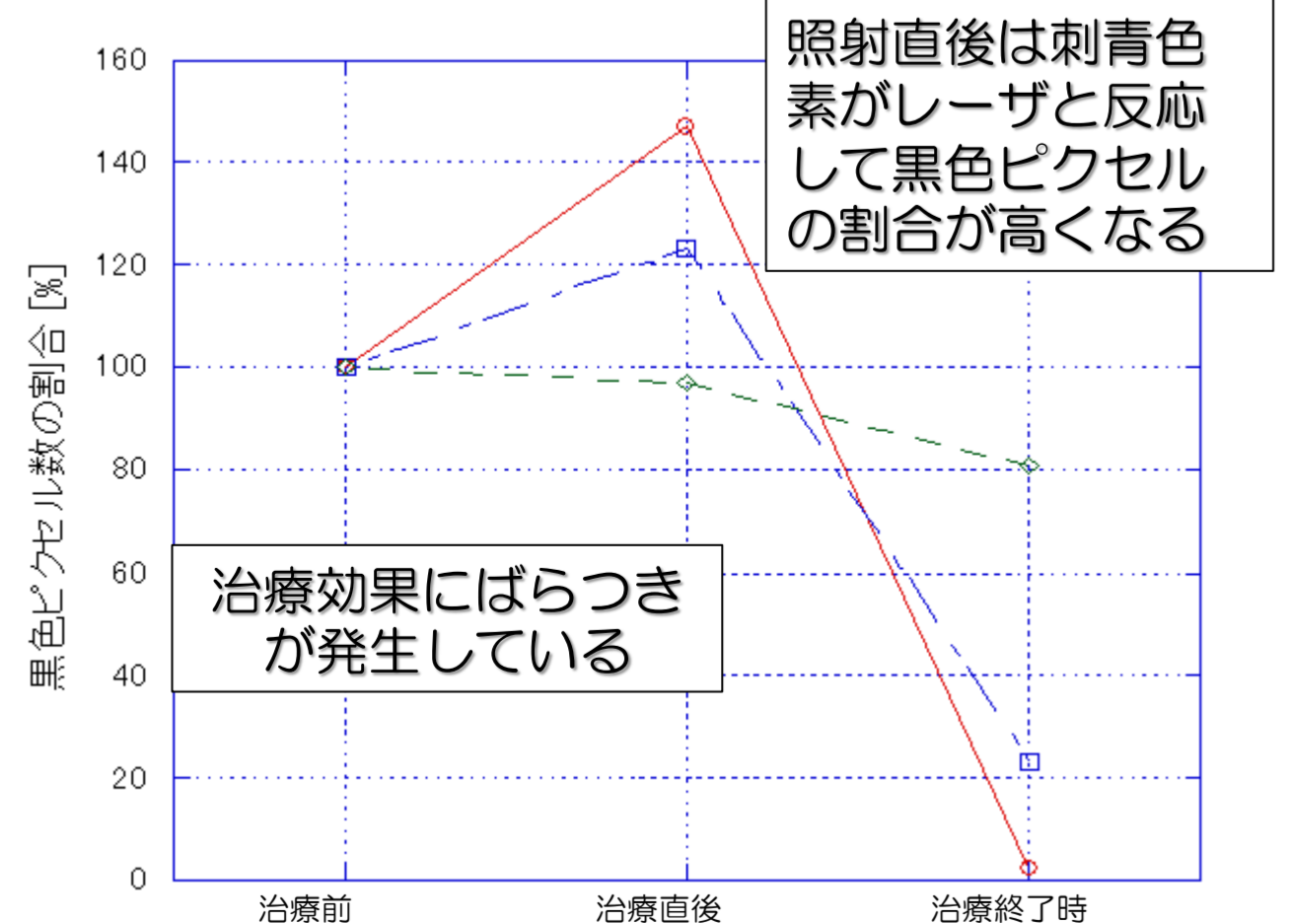


図10 二値化画像の黒色ピクセル数の割合の変化

●実験② (デフォーカスの改善)

- 実験①の治療に比べ若干効果が弱まるが、デフォーカスが改善さればらつきの少ない均一な治療が可能。
- 図12の皮膚断面より、皮膚表面より最大で深さ約0.7mmの範囲で治療が可能であることを確認。

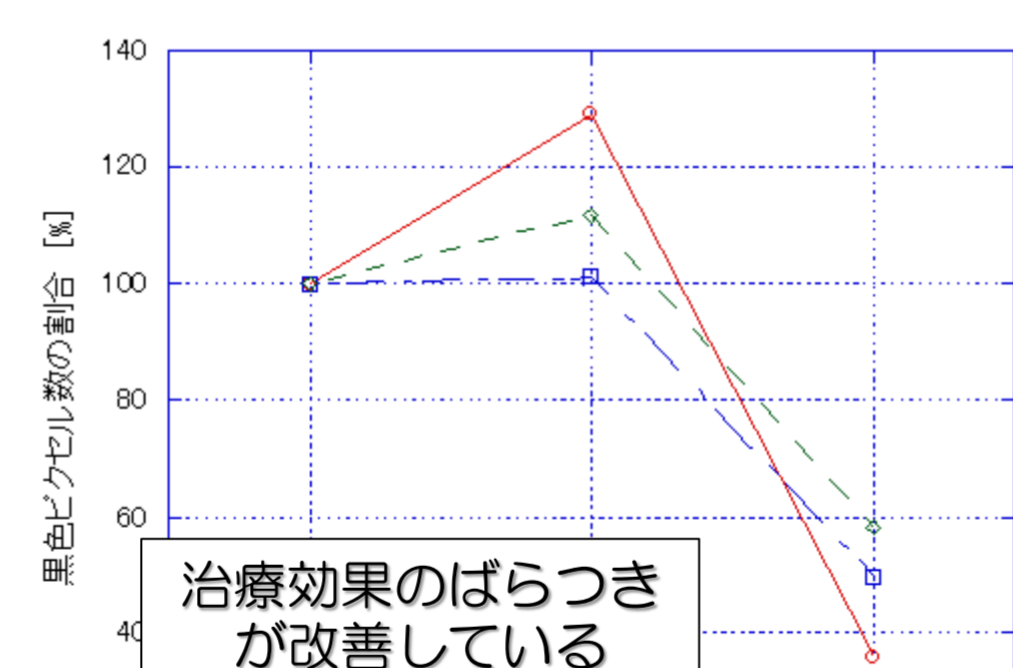


図12 二値化画像の黒色ピクセル数の割合の変化

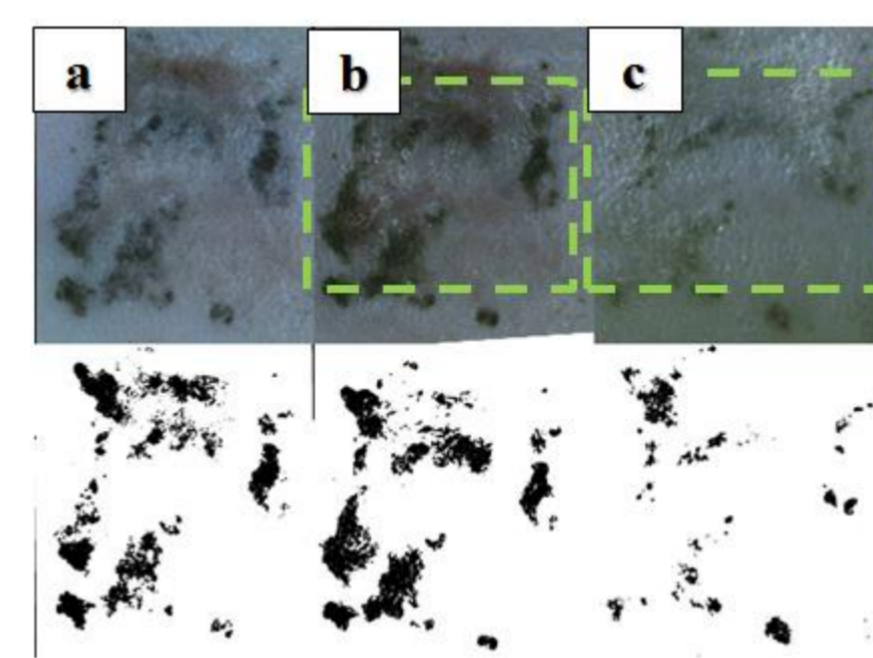


図11 30A 50kHzでの皮膚表面画像 (a: 照射前 b: 照射直後 c: 3週間後 緑枠: レーザー照射部)

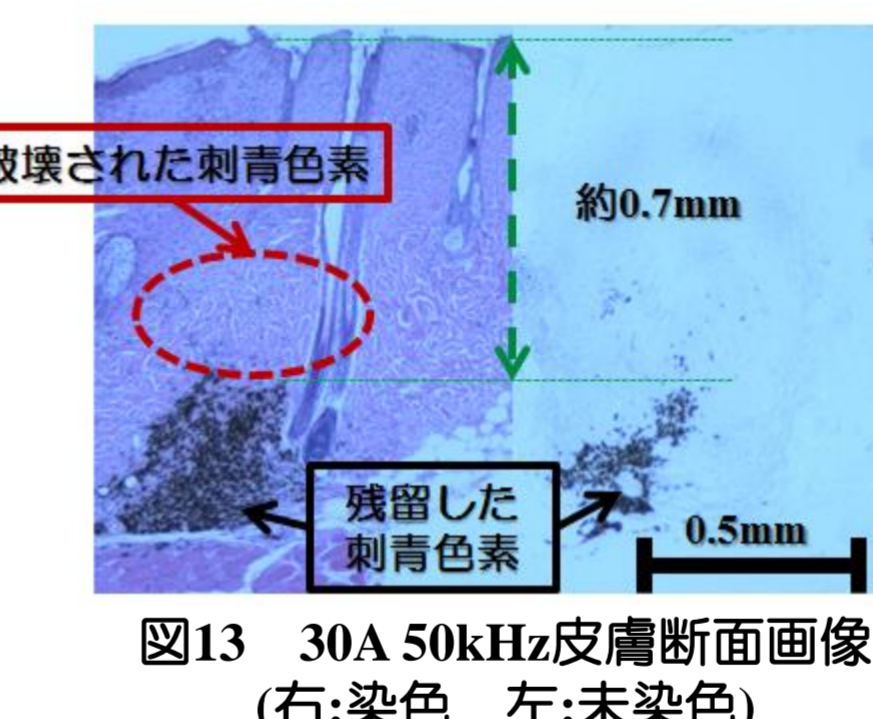


図13 30A 50kHz皮膚断面画像 (右: 染色 左: 未染色)

●実験③ (スポットインターバルの影響)

- 実験①, ②に比べ十分な治療効果を得ることができなかった。

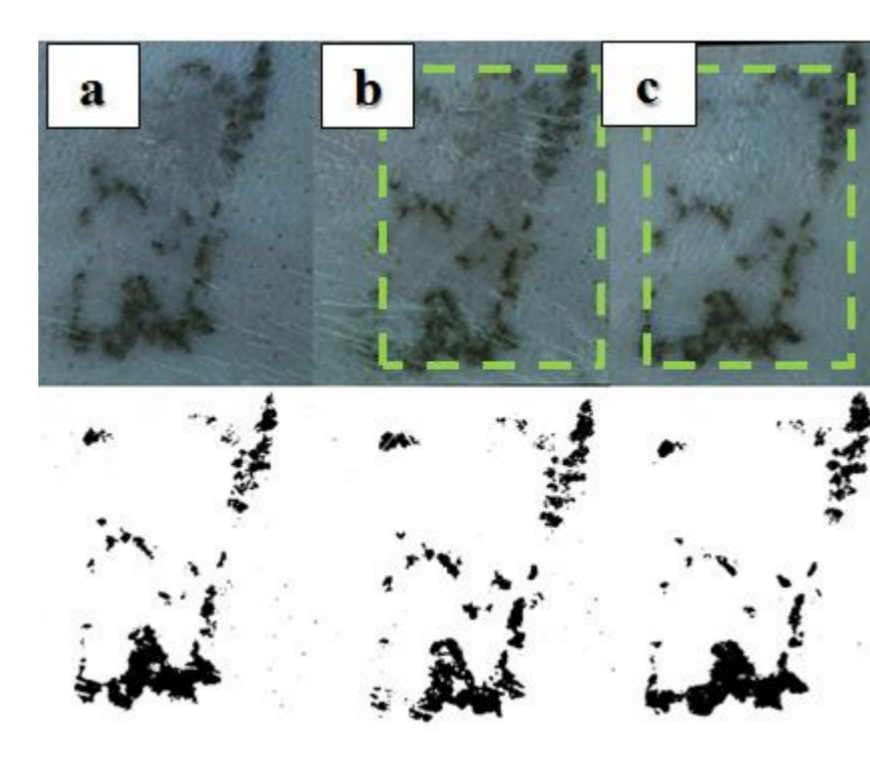


図14 30A 50kHzのレーザー照射時の皮膚表面画像 (a: 照射前 b: 照射直後 c: 3週間後 緑枠: レーザー照射部)

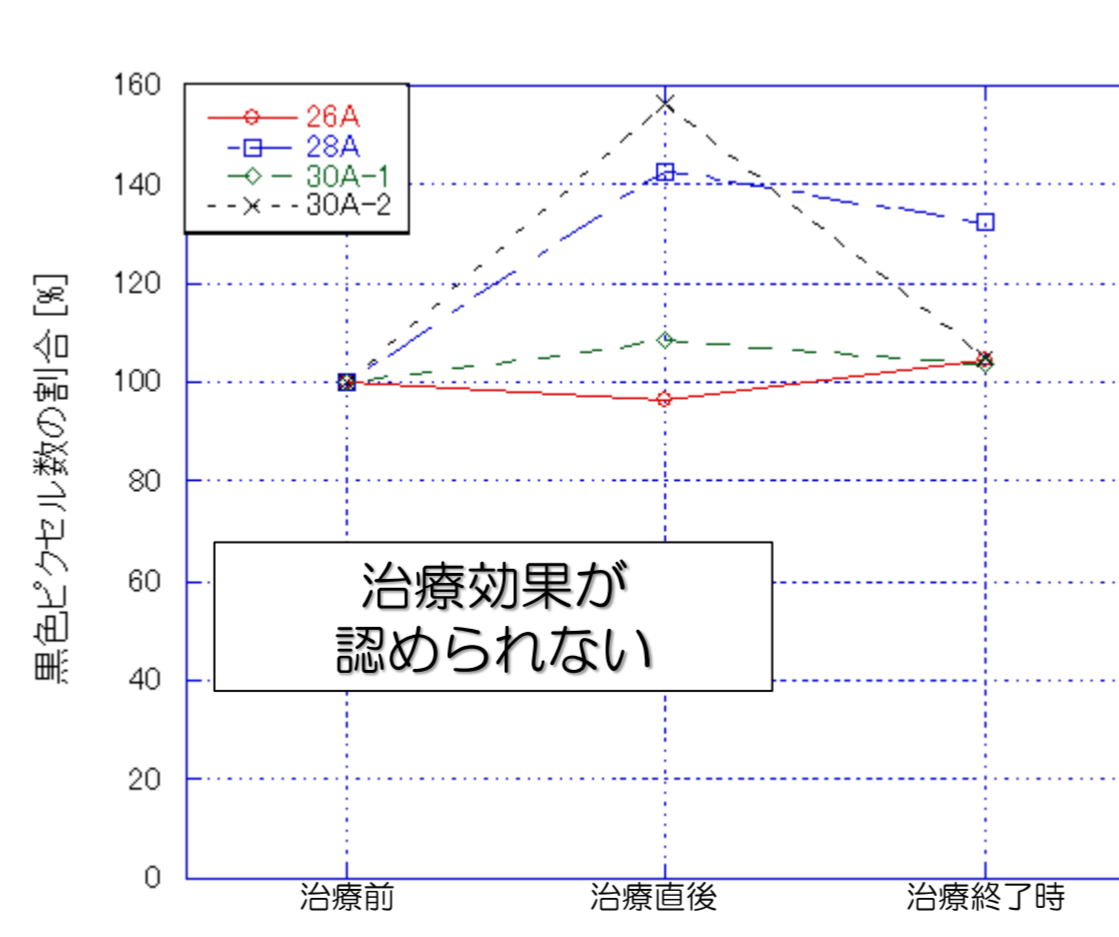


図15 二値化画像の黒色ピクセル数の割合の変化

●考察

実験①, ②および③よりラインインターバル走査パターンで周波数50kHzのレーザー照射の時に一定の効果が認められたが、スポットインターバル走査パターンおよび周波数10kHzのレーザー照射ではあまり効果が見られなかった。

その理由について皮膚上昇温度について着目する。図16は各照射条件での温度上昇についてのグラフである。効果があった条件ではいずれも100℃以上温度が上昇しているのがわかる。対して効果が認められなかった条件ではいずれも最高で60℃程度と低かった。実験③では①, ②と同じ50kHzでの照射の場合でもレーザー重なり率が低いため十分なエネルギーが刺青色素に到達していなかったと考えられる。

$$\Delta T = \frac{(1-R)\mu_a F_0 e^{-\mu_a z}}{\rho c}$$

式1 レーザ照射による皮膚表面の温度上昇の理論式

- ΔT : 温度変化
- R : 照射面反射率
- μ_a : 減衰係数
- F_0 : 照射フルエンス
- ρ : 生体組織密度
- c : 生体組織比熱

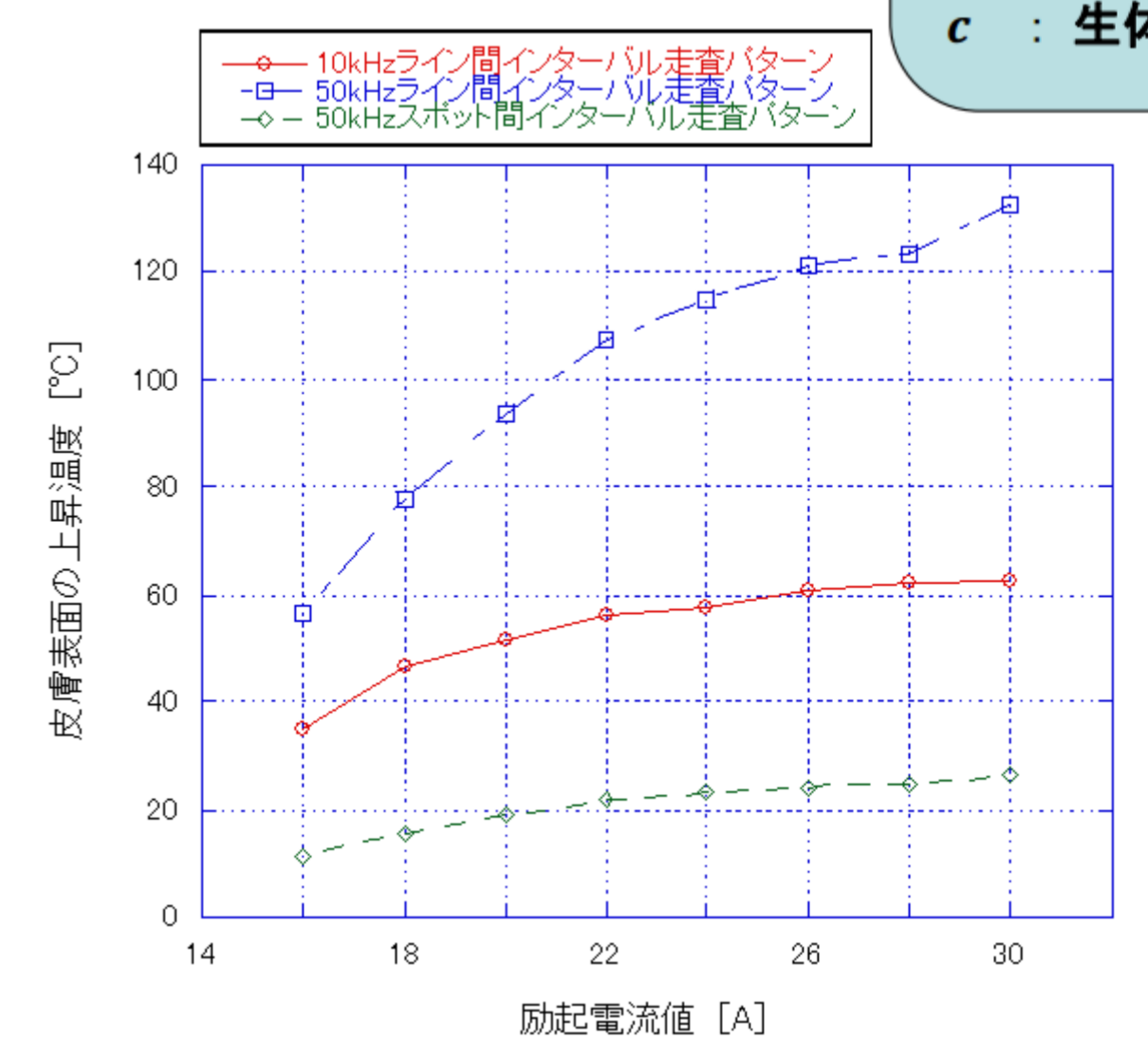


図16 照射時の皮膚表面の温度上昇

4. 結言

- 皮膚表面をガラスで平坦にすることで、レーザー光のデフォーカスを改善でき、治療効果のばらつきを防ぐことができる。
- 皮膚断面を観察した結果、最大で深さ約0.7mmの範囲で治療効果が認められる。
- 治療効果が認められた皮膚表面温度を計算した結果、その温度上昇は100℃以上であった。これは、低侵襲な治療条件を決めるための指標になる。