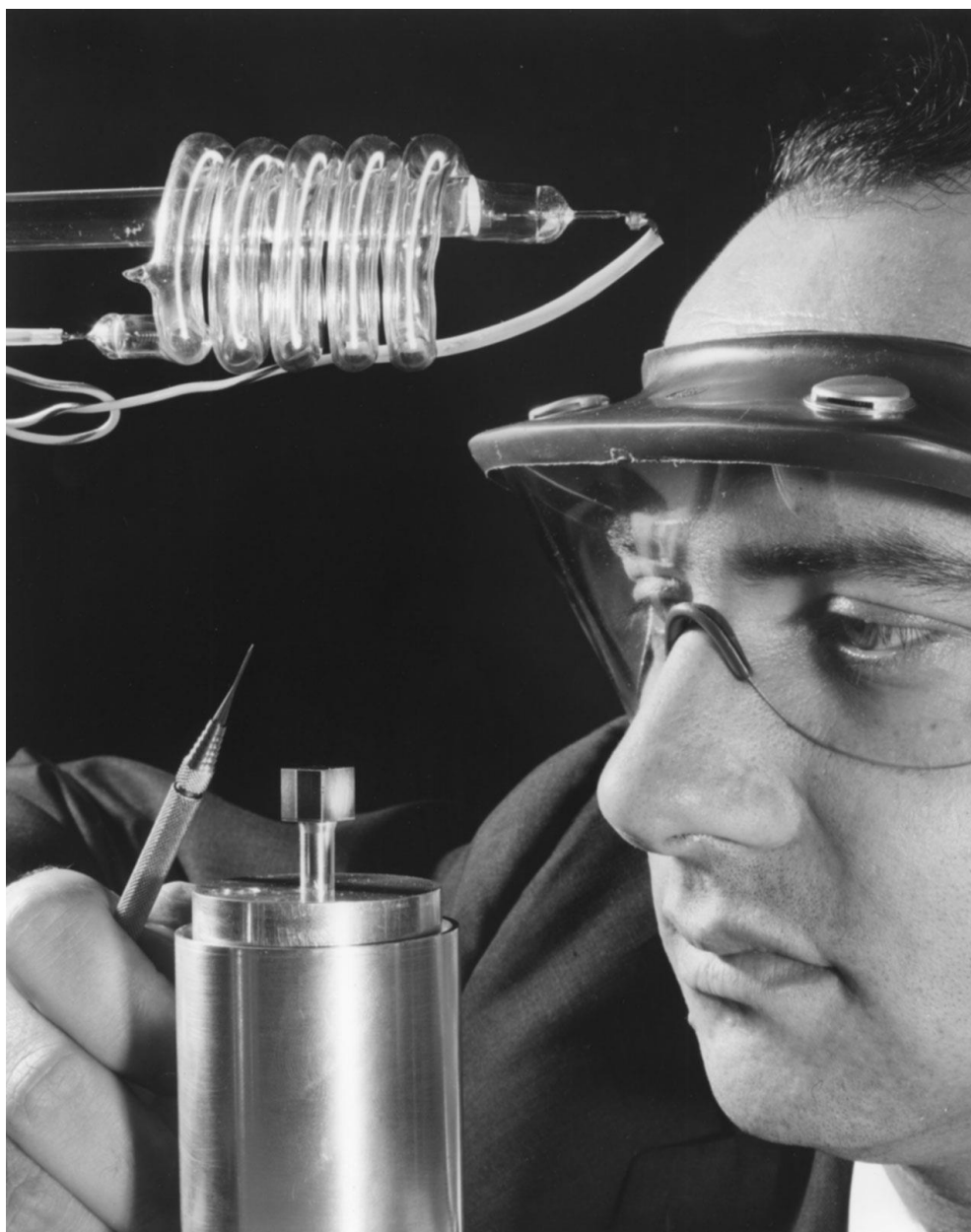
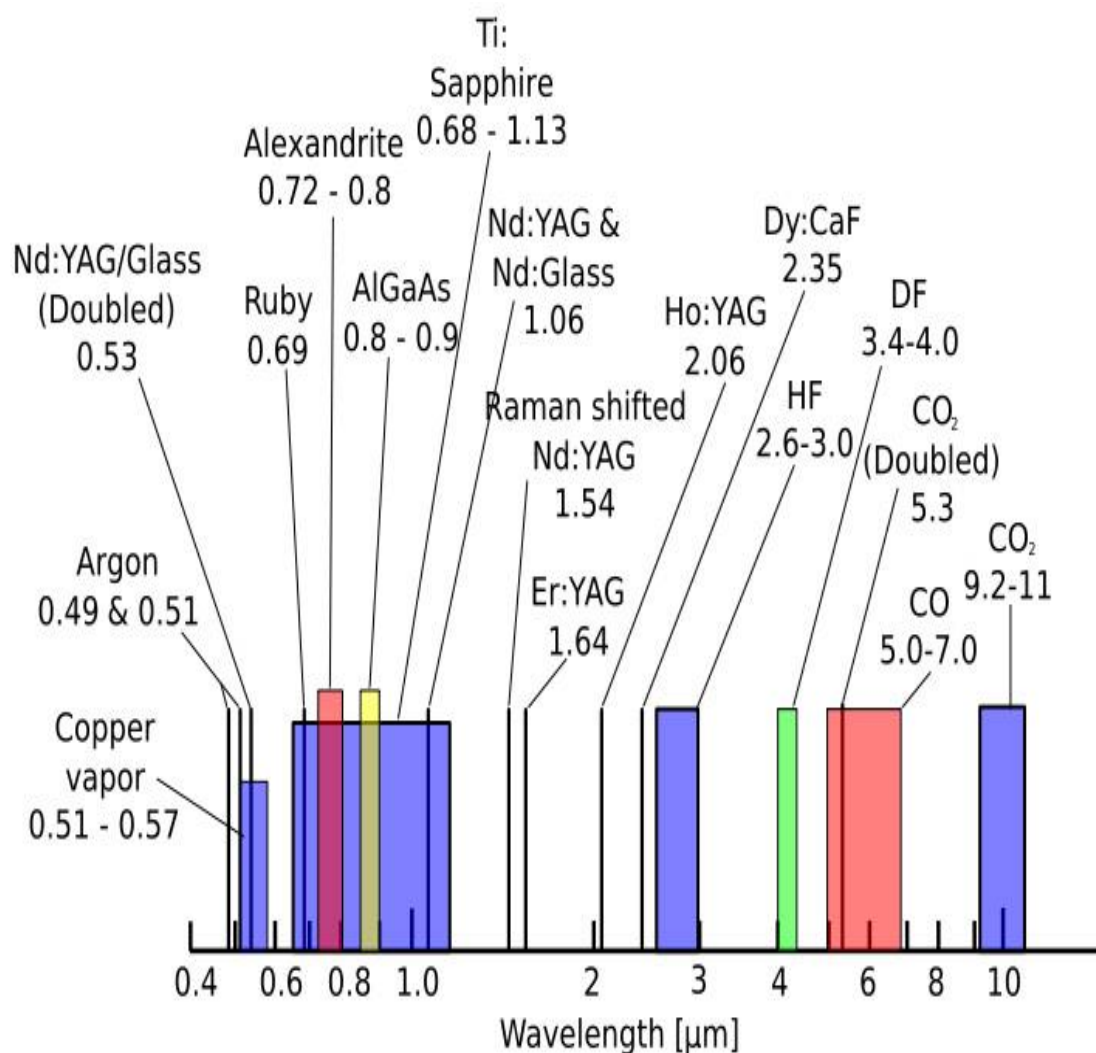




รูปที่ 2.2 T. Maiman นักวิทยาศาสตร์ ผู้ประดิษฐ์สร้างเลเซอร์สำเร็จเป็นครั้งแรก

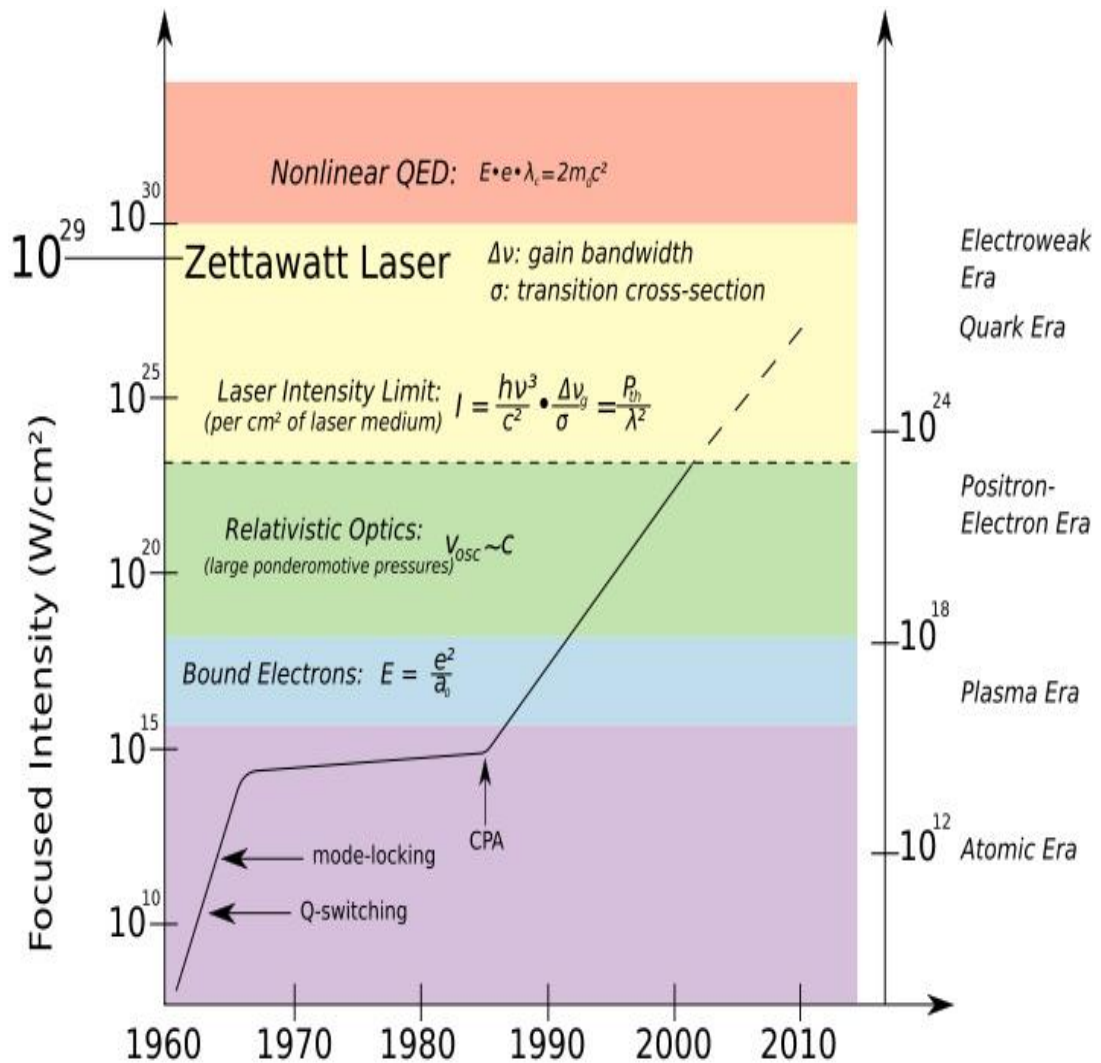
หลังจากที่ C.H. Townes บุกเบิกแนวความคิดในการสร้างแหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์แล้ว ในปี ค.ศ. 1960 T. Maiman ก็ได้ประดิษฐ์สร้างเลเซอร์ทับทิม (Ruby Laser) สำเร็จเป็นครั้งแรก และในปีเดียวกันนั้นเอง A. Javan ก็ได้ประดิษฐ์สร้างเลเซอร์ก๊าซฮีเลียม-นีออน (He-Ne Laser) ซึ่งเป็นที่น่าเสียดายที่ A. Einstein ได้เสียชีวิตไปก่อนในปี ค.ศ. 1955 หลังจากนั้นในปี ค.ศ. 1960-1965 ก็มีการประดิษฐ์สร้างเลเซอร์ชนิดต่างๆ อีกหลายชนิด โดยใช้ตัวกลางเป็น ก๊าซ ของเหลว และของแข็ง และมีความยาวคลื่นต่างๆ กัน



รูปที่ 2.3 ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์ชนิดต่างๆ

คุณสมบัติของลำแสงเลเซอร์ที่สร้างขึ้น ตลอดช่วงเวลา 50 ปีที่ผ่านมา มีหลายรูปแบบการทำงาน เช่น เป็นลำแสงต่อเนื่อง (CW = Continuous Wave) เป็น Q-switch pulse หรือ Mode-Lock Output แสงเลเซอร์สามารถนำไปใช้ในการเจาะ ตัด เชื่อมวัสดุได้ หรือทางการแพทย์ โดยลำแสงเลเซอร์บางชนิดมีความเข้มพลังงานของจุดโฟกัสสูงมากระดับ 10^{30} W/cm² บางชนิดมีช่วงเวลายิงแสงสั้นมาก ในระดับ 10^{-15} วินาที

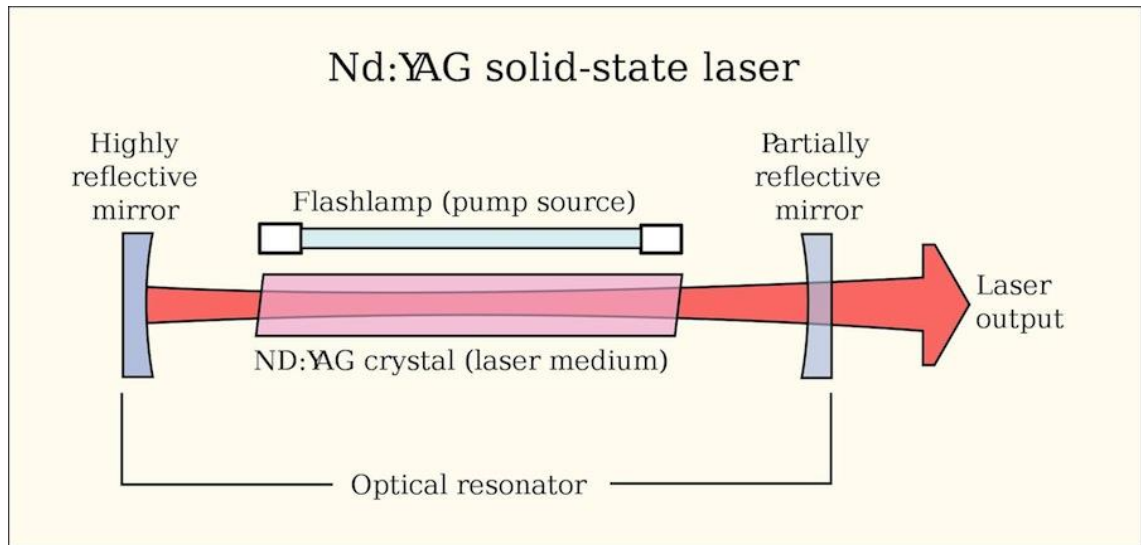
ด้วยคุณสมบัติพิเศษหลายประการ ทำให้เลเซอร์เป็นแหล่งกำเนิดแสงที่มีบทบาทในการพัฒนาความรู้ในสาขาต่างๆ มากมาย ซึ่งทางการแพทย์ก็เป็นเทคโนโลยีสาขาหนึ่งซึ่งมีการประยุกต์ใช้เลเซอร์ให้เกิดประโยชน์ต่อความเจริญก้าวหน้าทางด้านสุขภาพและสาธารณสุขเป็นอย่างมาก



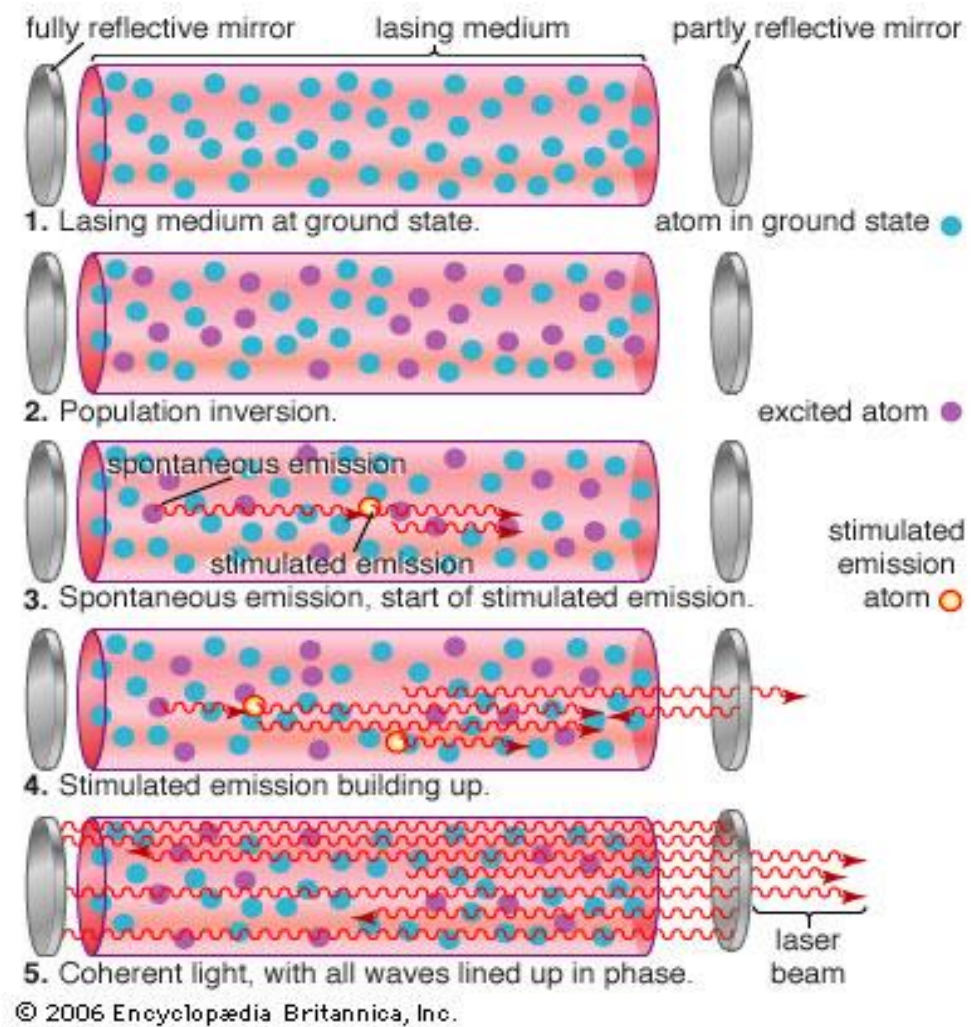
รูปที่ 2.4 ระดับพลังงานของแสงเลเซอร์ที่มีการพัฒนาขึ้นในช่วงเวลาต่างๆ

2.1.1 การเกิดแสงเลเซอร์

ในกระบวนการผลิตแสงเลเซอร์นั้นจำเป็นต้องมีสภาวะที่เหมาะสมของพลังงานในตัวกลางสารเลเซอร์ โดยการปั๊มพลังงานจากภายนอกเพื่อกระตุ้นให้อะตอม, ไอออน หรือโมเลกุลเหล่านั้นเปลี่ยนระดับพลังงานไปยังสถานะถูกกระตุ้น แล้วจะต้องมีกระบวนการที่ชักนำการปลดปล่อยโดยการกระตุ้น (stimulated emission) โดยการป้อนกลับทางแสง (optical resonator) ซึ่งทำให้เกิดการขยายทางแสงอย่างต่อเนื่องแสดงในรูปที่ 2.5 โดยปกติจะใช้กระจกสะท้อนแสงเลเซอร์เป็นตัวป้อนกลับทางแสง รูปแบบพื้นฐานของเลเซอร์ประกอบไปด้วยตัวปั๊มพลังงาน, สารเลเซอร์ และกระจกเลเซอร์ สำหรับสะท้อนแสงเลเซอร์กลับไปในสารเลเซอร์เพื่อทำขบวนการชักนำขยายลำแสง โดยกระจกด้านหนึ่งปล่อยให้เลเซอร์บางส่วนลอดออกมาใช้งานได้



รูปที่ 2.5 องค์ประกอบพื้นฐานของเลเซอร์



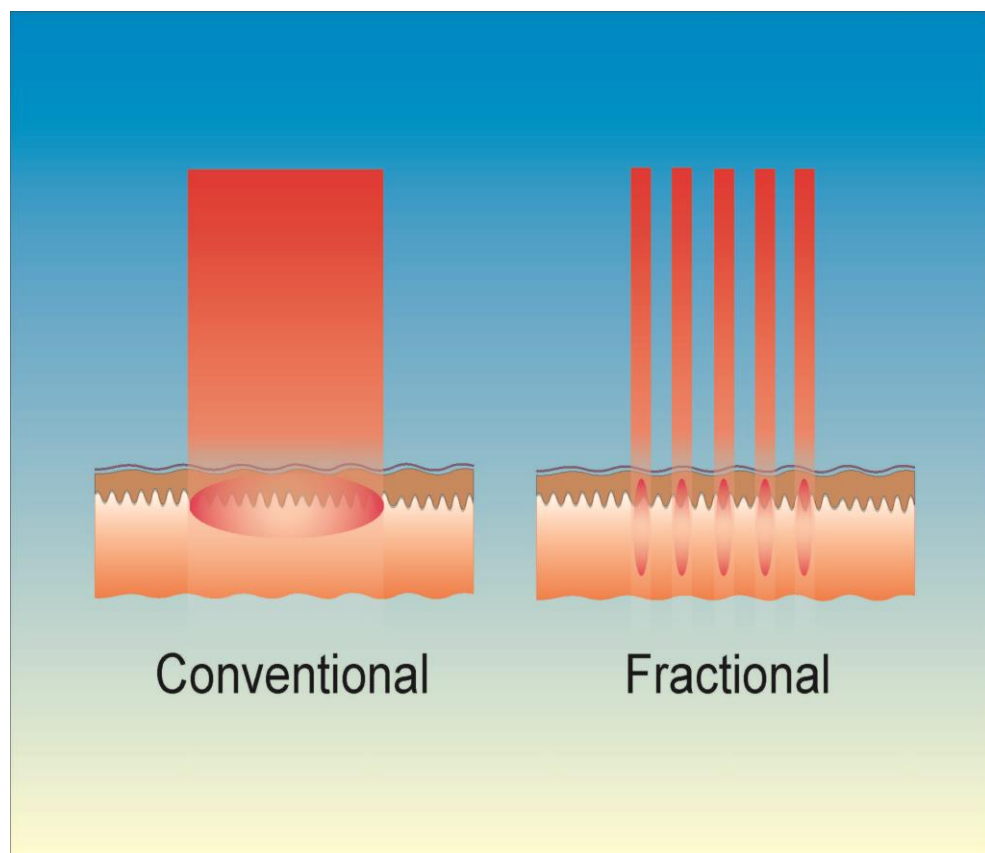
รูปที่ 2.6 กระบวนการดูดกลืนและการปลดปล่อยโดยการกระตุ้น

2.2 เลเซอร์สำหรับผิวหนังแบบยิงแบ่งส่วน (fractional laser)

จากคุณสมบัติพิเศษมากมายของเลเซอร์ที่เหนือกว่าแสงทั่วไป การประดิษฐ์เลเซอร์ที่ใช้งานได้ขึ้นจริงเปิดโอกาสให้มีการพัฒนาเลเซอร์ชนิดต่างๆ และการประยุกต์ใช้เลเซอร์อย่างกว้างขวางทั้งทางด้านอุตสาหกรรม, พาณิชยกรรม, วิทยาศาสตร์ และทางการแพทย์ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ผิวหนัง ซึ่งในปัจจุบันได้มีการพัฒนาแนวคิดในการประยุกต์ใช้งานเลเซอร์ให้สามารถหวังผลการรักษาที่สูงขึ้น มีความลึกในการรักษาโรคมามากขึ้น และมีผลข้างเคียงต่ำกว่าที่เคยเป็นมา คือระบบการยิงแสงเลเซอร์แบบแยกส่วน[2, 4]

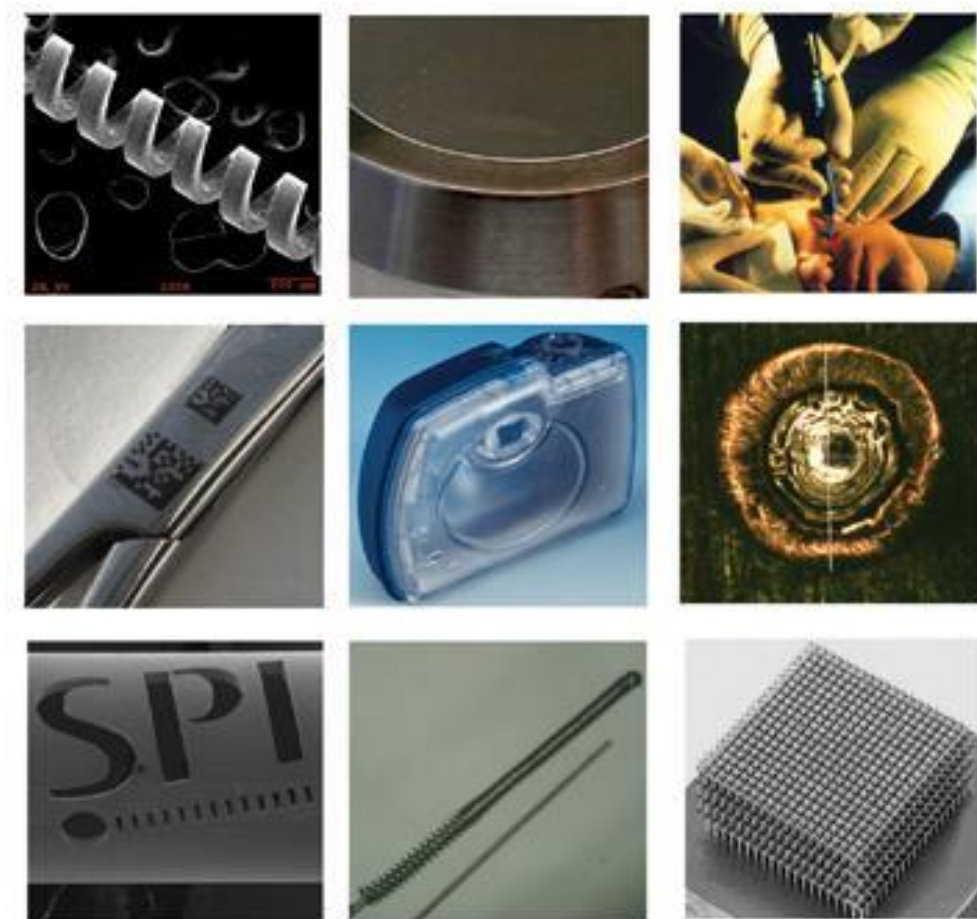
2.2.1 หลักการของเลเซอร์แบบยิงแบ่งส่วน

เลเซอร์แบบแบ่งส่วนคือการประยุกต์ระบบในการยิงลำแสงเลเซอร์สำหรับการรักษา ซึ่งการรักษาโรคแบบเดิมจะยิงแสงเลเซอร์แบบเต็มพื้นที่ มาเป็นแบบระบบการยิงแบบแบ่งส่วนในระดับจุลภาค ทำให้สามารถเพิ่มขีดจำกัดของประสิทธิภาพการรักษา และสามารถลดระดับความเสี่ยงต่อผลข้างเคียงที่เกิดจากความร้อนในการรักษาและระดับความบาดเจ็บของเนื้อเยื่อได้อย่างมีนัยสำคัญ



รูปที่ 2.7 เปรียบเทียบเลเซอร์แบบเต็มพื้นที่และเลเซอร์แบบยิงแบ่งส่วน

ระบบการยิงแสงเลเซอร์ชนิดแบบแบ่งส่วน มีใช้ในอุตสาหกรรมที่ต้องการความเที่ยงตรงสูง มานานกว่า 20 ปี ในรูปแบบของเลเซอร์เชื่อมและเลเซอร์แกะสลักใช้ในการพิมพ์ตัวอักษรขนาดเล็กโดยไม่ต้องใช้หมึก เช่น ปุ่มกดโทรศัพท์มือถือ, วงจรรวม, อุปกรณ์การแพทย์ stainless, ฝาขวดน้ำดื่ม, ชิ้นส่วนเครื่องประดับ และชิ้นส่วนจักรกลในนาฬิกา



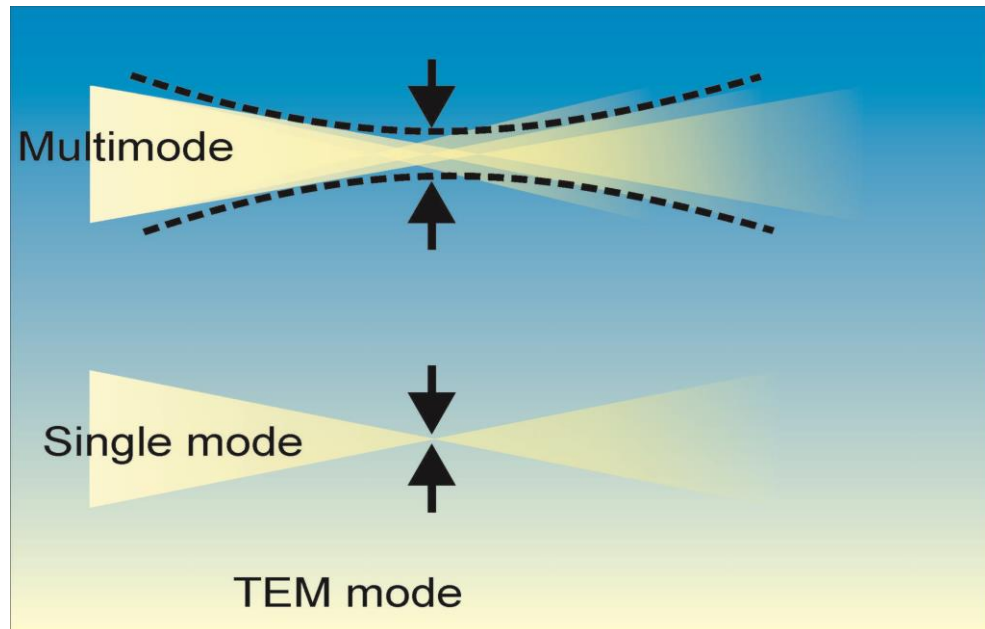
รูปที่ 2.8 ชิ้นงานอุตสาหกรรมที่ใช้แสงเลเซอร์ในการผลิต

แหล่งกำเนิดเลเซอร์อุตสาหกรรมเหล่านี้ส่วนใหญ่มีคุณสมบัติพิเศษ ในเรื่องของความเที่ยงตรง ความเร็ว และคุณภาพของลำแสง ทำให้มีความสามารถ รวมจุดโฟกัสขนาดเล็กต่างจากเลเซอร์ที่ใช้ในการแพทย์ทางด้านผิวหนังทั่วไป มีความเข้มแสงที่จุดโฟกัสสูงกว่าระดับ 10 เท่า

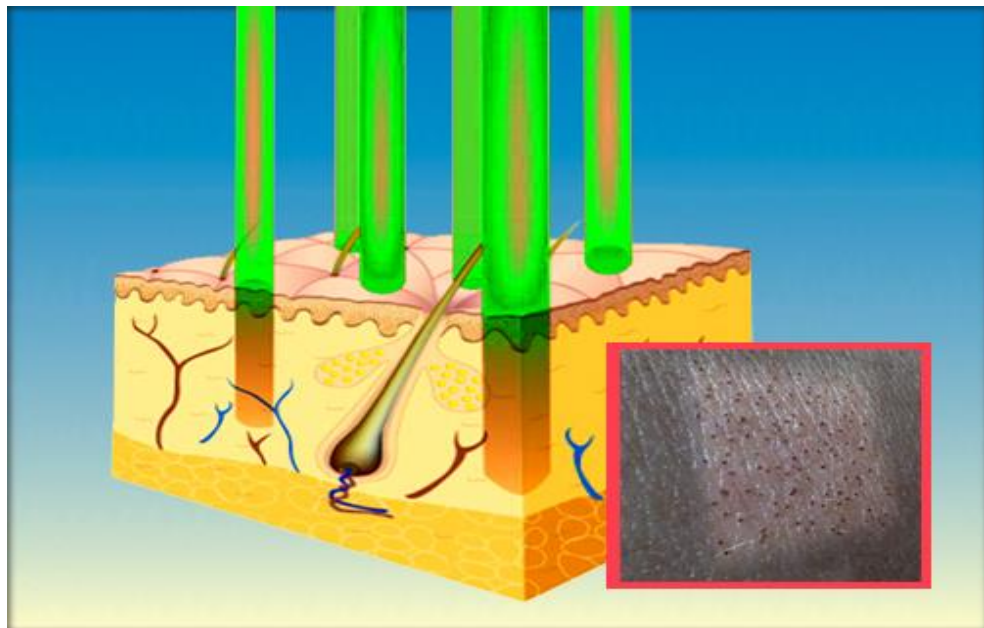
2.2.2 ลักษณะ Transverse electromagnetic mode (TEM mode)

การเดินทางของแสงที่ออกจากแหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์ที่ใช้งานจริง จะมีรูปแบบแยกกันเป็นกลุ่มของการเดินทางที่แตกต่างกัน ซึ่งในลักษณะของ TEM Multi mode มีหลายกลุ่มรูปแบบในการ

เดินทางของแสง ซึ่งแต่ละรูปแบบจะมีจุดโฟกัสที่ระยะแตกต่างกันเล็กน้อยจึงทำให้ไม่สามารถรวมจุดโฟกัสขนาดเล็กตามทฤษฎีได้ ส่วน TEM Single mode มีรูปแบบในการเดินทางของแสงแบบเดี่ยว มีจุดโฟกัสเล็กมากที่ระยะแน่นอน ทำให้มีความเข้มแสงสูงมากที่จุดโฟกัส



รูปที่ 2.9 Transverse Electromagnetic Mode (TEM)



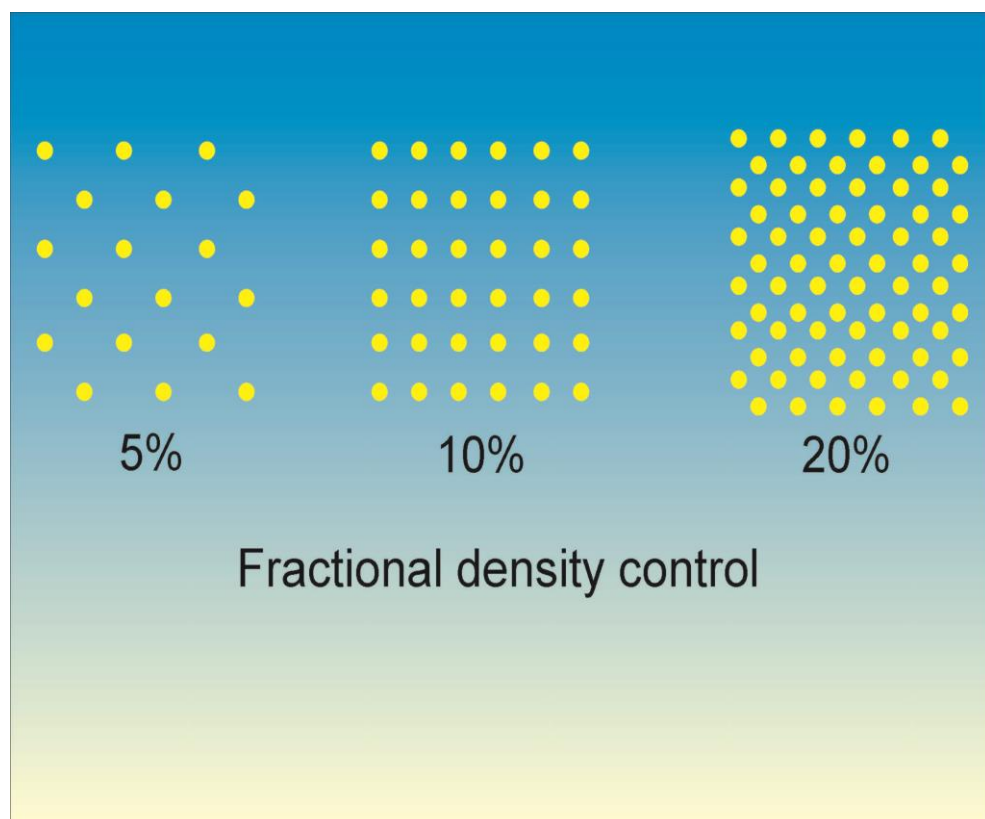
รูปที่ 2.10 ภาพจำลองการยิงแสงเลเซอร์บนผิวหนังและลักษณะบาดแผลที่เกิดขึ้นบนผิวหนัง

วงการแพทย์ผิวหนังมีการปรับปรุงพัฒนาการใช้แสงเลเซอร์ในการรักษาอย่างต่อเนื่องได้มีการปรับปรุงแนวคิดในการรักษาที่มีประสิทธิภาพ มีความลึก และค่อยเป็นค่อยไปในระดับที่มีผลข้างเคียงไม่ส่งผลกระทบต่อชีวิตประจำวันของคนไข้ ด้วยการยิงจุดแสงเลเซอร์ขนาดจิ๋ว จำนวนมากจนที่ไม่สามารถสังเกตเห็นร่องรอย จากระยะใกล้

ในทางทฤษฎีแล้วเลเซอร์เกือบทุกความยาวคลื่นที่ใช้ในการรักษาผิวหนังสามารถพัฒนาสร้างขึ้นเป็นระบบการยิงแสงแบบ Fractional ได้ทั้งสิ้น โดยการปรับปรุงคุณภาพของลำแสงและติดตั้งอุปกรณ์ยิงแสงพิเศษ เพื่อลดขีดจำกัดด้านผลข้างเคียงและเพิ่มระดับความเที่ยงตรงในการควบคุม

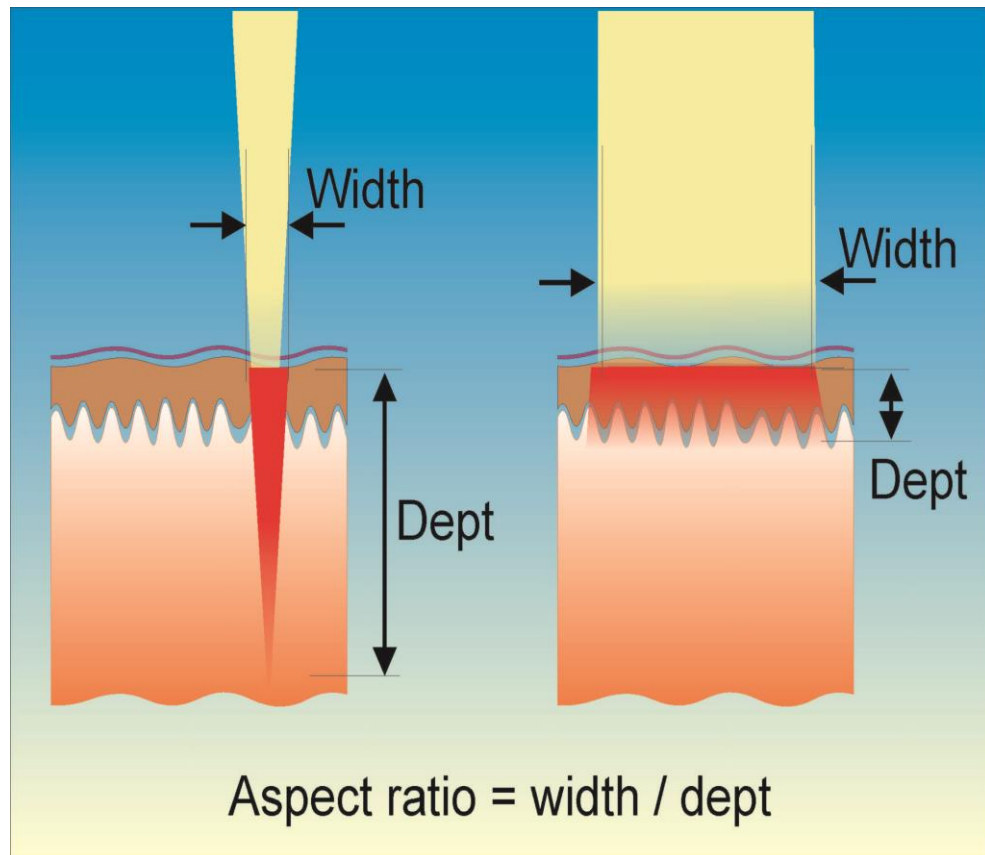
2.2.3 ลักษณะบาดแผลและการแปรผันความหนาแน่นในการรักษา

ระดับและปริมาณการรักษาแปรผันเป็นเชิงเส้น ตามสัดส่วนของพื้นที่ที่ยิงเลเซอร์ (จุดต่อ ตารางเซนติเมตร) การยิงจุดหนาแน่นมากขึ้นเท่าตัวปริมาณการรักษาและความเสี่ยงจะเพิ่มขึ้นเท่าตัว แตกต่างจากเลเซอร์ทั่วไป จะควบคุมปริมาณการรักษาจาก ระดับพลังงาน ถ้าต่ำกว่า threshold จะไม่เกิดผล หากจุดเหมาะสมยาก การใช้พลังงานเกินกว่าเหมาะสมเท่าตัวอาจมีผลข้างเคียงหลายเท่า [5]



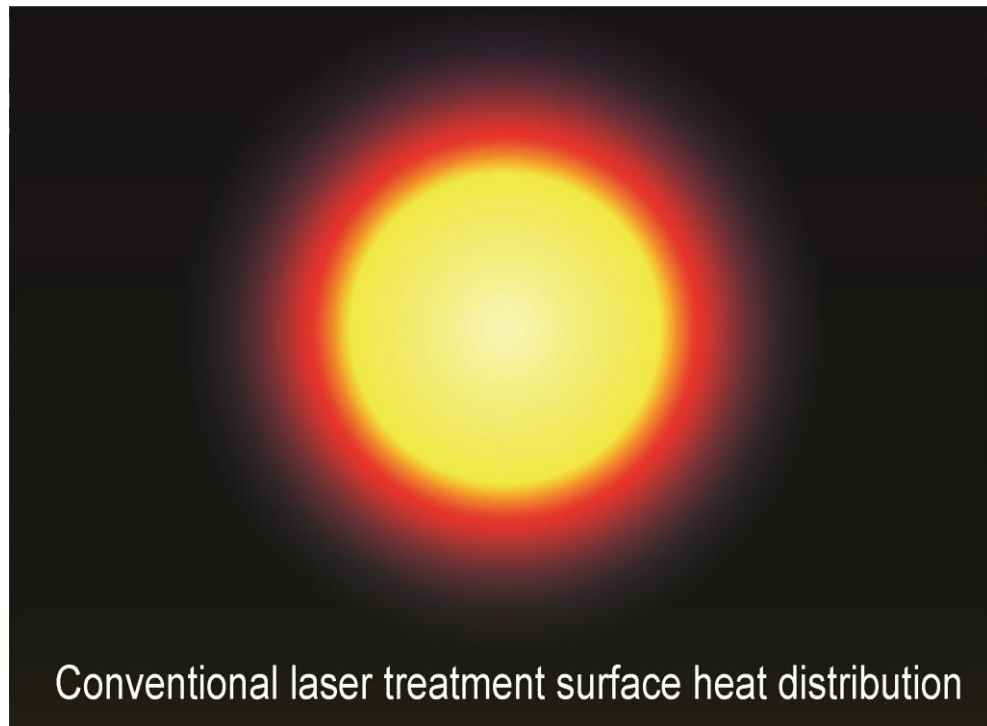
รูปที่ 2.11 การปรับปริมาณการรักษาด้วยความหนาแน่นของจำนวนจุดในพื้นที่รักษา

ความลึกที่ทะลุผ่านลักษณะการยิงลำแสง ทำให้โซนของการซ่อมตัว มีลักษณะสัดส่วนการเกิดผลจากการยิงแสงเลเซอร์ (ความกว้างหารด้วยความลึกของบริเวณดูดซับแสง) น้อยผลการรักษาสามารถทำให้ลึกกว่า การยิงแสงแบบธรรมดา ในระดับผลข้างเคียงเท่าๆ กัน (การยิงแบบเต็มพื้นที่สามารถยิงให้ลึกมากได้ แต่มีผลข้างเคียงสูง ซึ่งอาจสูงกว่าผลลัพธ์ในการรักษาที่ต้องการ)

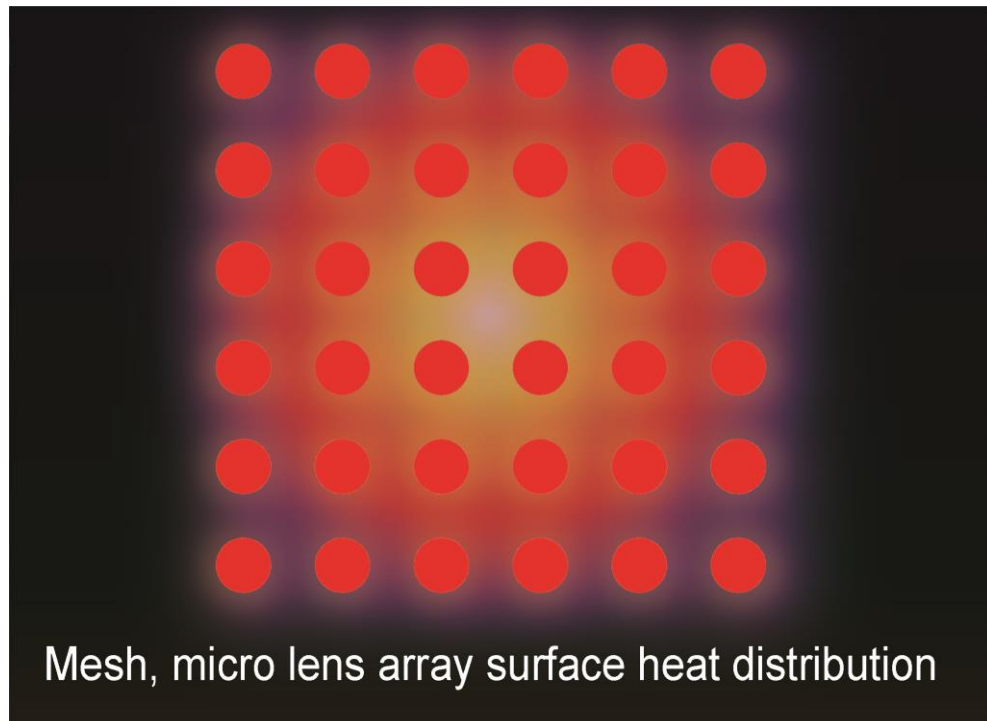


รูปที่ 2.12 ลักษณะสัดส่วนความลึกจากการยิงแสงเลเซอร์

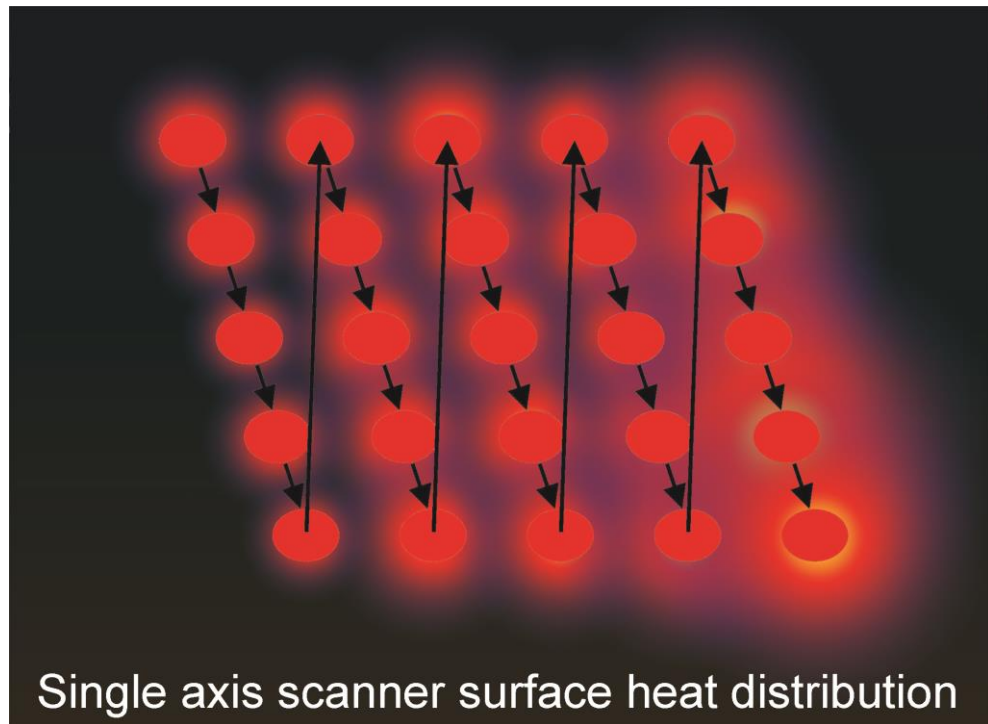
การฟื้นคืนสภาพหลังการรักษาเร็วกว่าเนื่องจากเนื้อบริเวณข้างเคียงดูดซับแสงที่ทำหน้าที่สนับสนุนการฟื้นคืนสภาพล้อมรอบแบบสามมิติ ซึ่งการยิงเต็มพื้นที่เป็นแบบระนาบสองมิติ ทำให้การหายของแผลช้ากว่า ผลข้างเคียงจากความร้อนต่ำที่ระดับการรักษาเท่ากัน เนื่องจากผิวหนังบริเวณที่ไม่ได้ยิงแสงรอบๆ ช่วยระบายความร้อนออกจากบริเวณที่ยิงแสงอย่างรวดเร็ว ในระดับขนาด 100 เท้า และในกรณีที่เป็นระบบสแกนลำแสงแบบโปรแกรมควบคุมพิเศษ รวมกับเลเซอร์ที่มีคุณภาพลำแสงสูง อาจระบายความร้อนจากจุดยิงได้เร็วกว่าแบบเต็มพื้นที่ ในระดับขนาด 100,000 เท้า



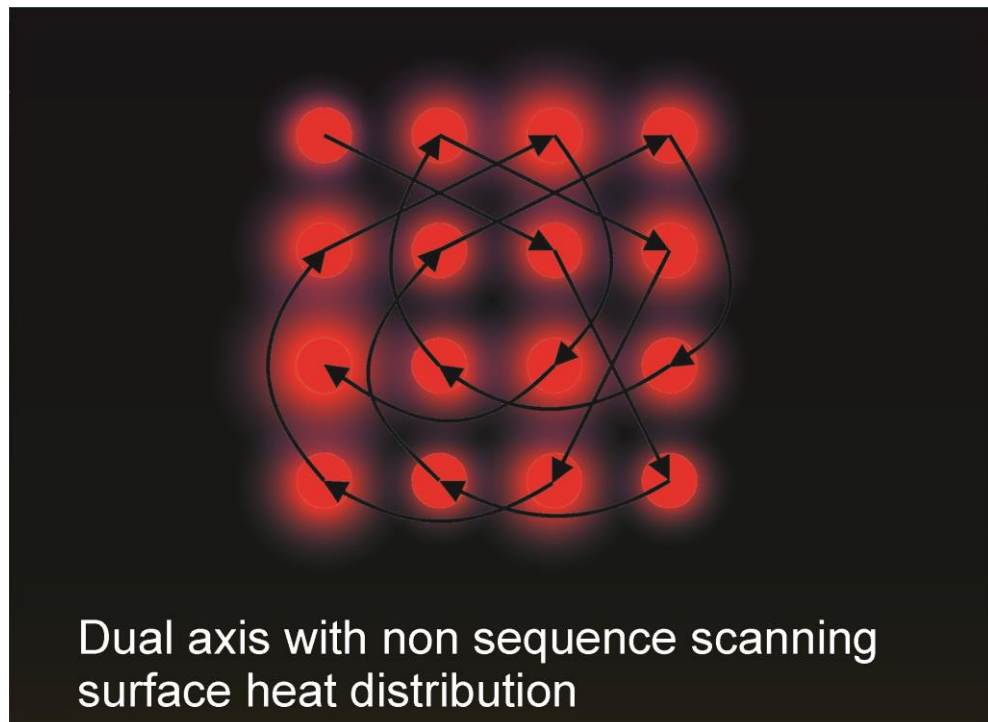
รูปที่ 2.13 การกระจายความร้อนที่เกิดจากเลเซอร์เต็มพื้นที่



รูปที่ 2.14 การกระจายความร้อนที่เกิดจากเลเซอร์แบบเลนส์แถวหรือแบบตะแกรง



รูปที่ 2.15 การกระจายความร้อนที่เกิดจากเลเซอร์แบบระบบสแกนลำแสงแกนเดียว



รูปที่ 2.16 การกระจายความร้อนที่เกิดจากเลเซอร์แบบระบบสแกนลำแสงสองแกน

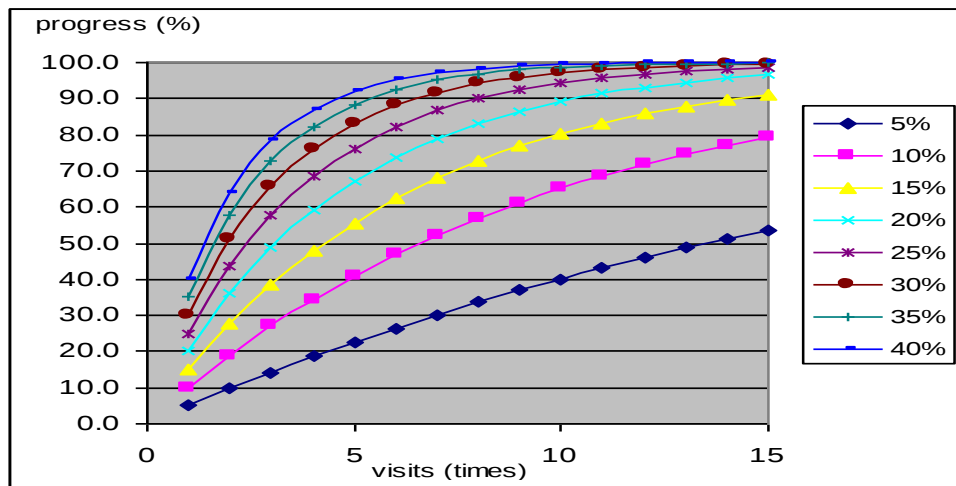
ราคาค่ารักษาและราคาเครื่องในปัจจุบัน ระบบตะแกรงและเลนส์แถวแพ่งกว่าระบบเลเซอร์ปกติเล็กน้อยประมาณ 20% แต่ถ้าในระบบสแกนลำแสงจะแพงขึ้นเท่าตัว และระบบสแกนลำแสงรวมกับระบบเลเซอร์ที่มีคุณภาพสูงจะแพงขึ้นถึงสามเท่าตัว ซึ่งมีแนวโน้มว่าราคาจะลดลงในอนาคต

2.2.4 ระดับความก้าวหน้าและปริมาณการรักษา

การรักษาด้วย Fractional laser จะกินน้ำเร็วในครั้งแรกๆ 10-60% ของการรักษา แต่จะช้าลงมากเมื่อการรักษาเข้าถึง 90% และอาจจะไม่ก้าวหน้าเลย ที่ 95% ทั้งนี้เป็นไปตามนัยสำคัญทางสถิติ และความน่าจะเป็นของโอกาสในการยิงซ้ำตำแหน่งในระดับจุลภาค (กรณีของก้อนเนื้อขนาดใหญ่ๆ การตัดออกหรือยิงเต็มพื้นที่อาจเหมาะสมกว่า ขึ้นอยู่กับการพิจารณาของแพทย์)

ตารางที่ 2.1 ความก้าวหน้าในการรักษาต่อปริมาณการยิงเลเซอร์

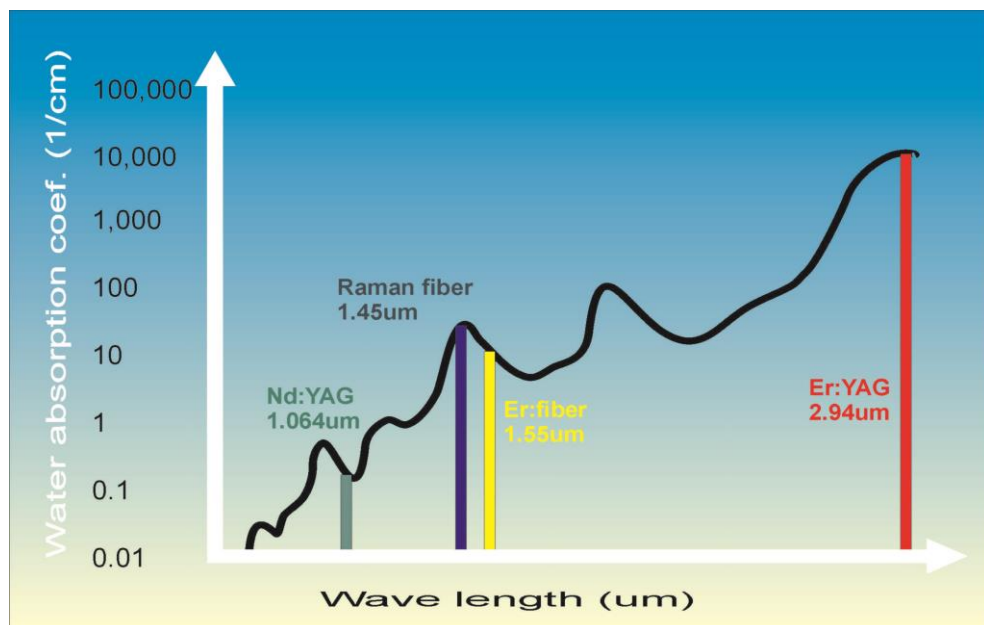
dot density %	5	10	15	20	25	30	35	40
visits	0	0	0	0	0	0	0	0
1	5.0	10.0	15.0	20.0	25.0	30.0	35.0	40.0
2	9.8	19.0	27.8	36.0	43.8	51.0	57.8	64.0
3	14.3	27.1	38.6	48.8	57.8	65.7	72.5	78.4
4	18.5	34.4	47.8	59.0	68.4	76.0	82.1	87.0
5	22.6	41.0	55.6	67.2	76.3	83.2	88.4	92.2
6	26.5	46.9	62.3	73.8	82.2	88.2	92.5	95.3
7	30.2	52.2	67.9	79.0	86.7	91.8	95.1	97.2
8	33.7	57.0	72.8	83.2	90.0	94.2	96.8	98.3
9	37.0	61.3	76.8	86.6	92.5	96.0	97.9	99.0
10	40.1	65.1	80.3	89.3	94.4	97.2	98.7	99.4
11	43.1	68.6	83.3	91.4	95.8	98.0	99.1	99.6
12	46.0	71.8	85.8	93.1	96.8	98.6	99.4	99.8
13	48.7	74.6	87.9	94.5	97.6	99.0	99.6	99.9
14	51.2	77.1	89.7	95.6	98.2	99.3	99.8	99.9
15	53.7	79.4	91.3	96.5	98.7	99.5	99.8	100.0



รูปที่ 2.17 กราฟแสดงความก้าวหน้าในการรักษาต่อจำนวนครั้งในการรักษา

2.2.5 ความยาวคลื่นของแสงเลเซอร์ที่ใช้กับปฏิกิริยาบนผิวหนัง

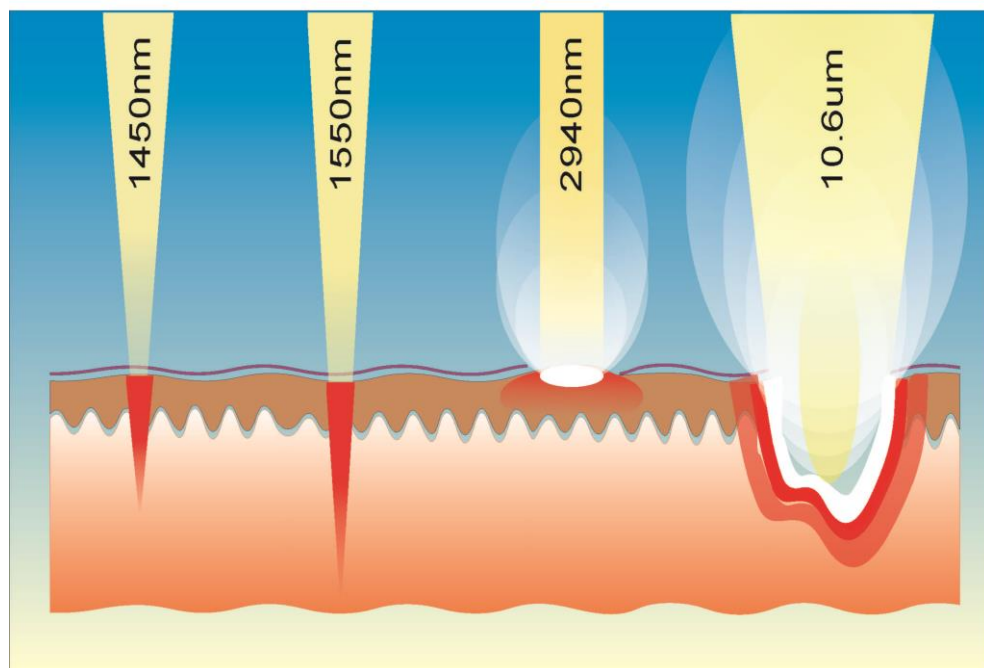
คุณสมบัติของเลเซอร์แบบแบ่งส่วนในกรณีของการประยุกต์ใช้เพื่อการผลิตผิวและสำหรับการประยุกต์ใช้แบบอื่น ๆ คาดว่า จะมีความหลากหลายมากในอนาคต แต่ความยาวคลื่นจะมีความแตกต่างกัน ด้านตัวดูดซับแสง, ความลึก, ขนาด จุดโฟกัส และคุณภาพของลำแสงโดยในท้องตลาดปัจจุบันนี้มีหลายความยาวคลื่น [5]



รูปที่ 2.18 กราฟแสดงระดับการดูดซับแสงของน้ำที่ความยาวคลื่นต่างกัน

ตารางที่ 2.2 ตารางแสดงคุณสมบัติทางด้านความยาวคลื่นของเลเซอร์แบบแบ่งส่วนในตลาดปัจจุบัน

Lambda(nm)	laser source	penetration dept	spot size	chromophore
1450	Raman fiber laser 14xx nm	600um	>10um	water
1540	multimode Er:glass crystal laser	N/A (diffuse not focus)	>300um	water
1550	Er:glass fiber laser	1500um	>9um	water
2940	multimode Er:YAG crystal laser	30um	>300um	water
10600	multimode CO2 laser	150um	>250um	all tissue



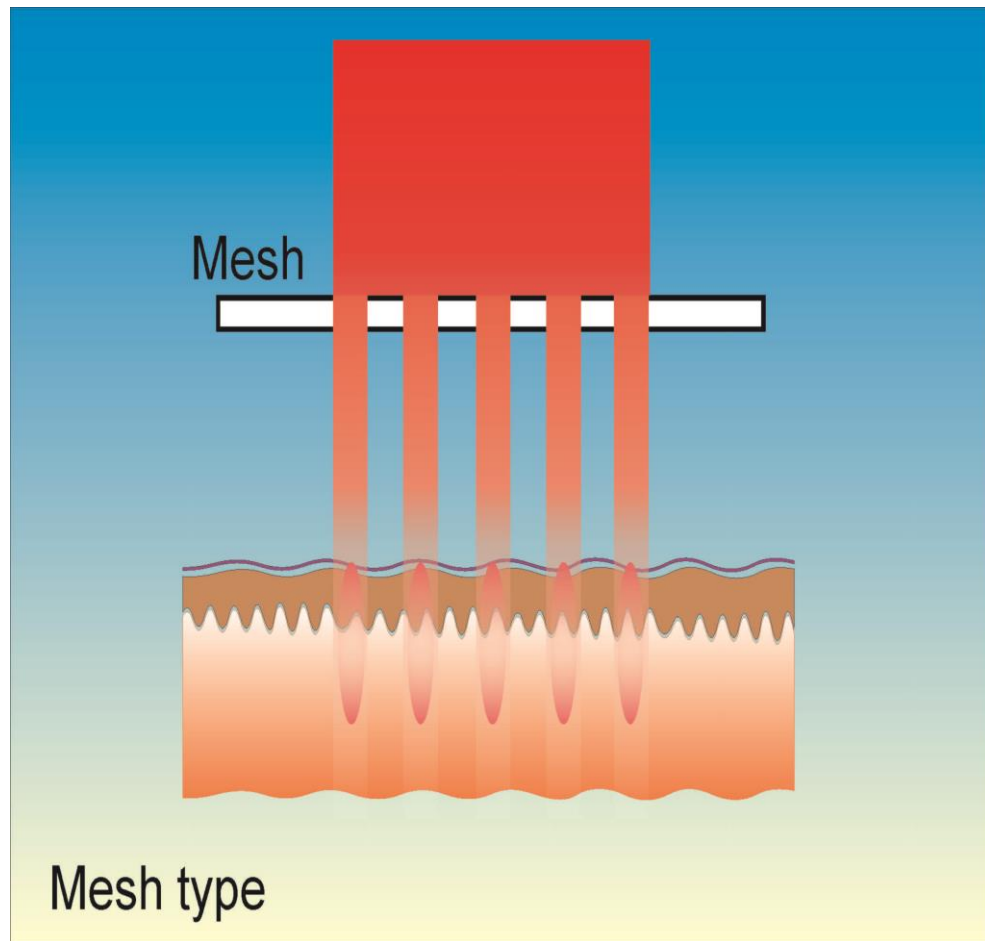
รูปที่ 2.19 เปรียบเทียบลักษณะการเกิดผลในการยิงด้วยแสงเลเซอร์ความยาวคลื่นต่างกัน

2.3 การจัดการแสงเลเซอร์ให้ทำงานแบบยิงแยกส่วน Fractional method

การจัดการแสงเลเซอร์ให้ทำงานแบบ fractional สามารถสร้างได้หลายวิธีมีข้อได้เปรียบเสียเปรียบแตกต่างกัน ทั้งทางด้านคุณภาพในการรักษา ความสลับซับซ้อนของเทคโนโลยี และราคา ซึ่งความก้าวหน้าในเทคโนโลยีอุตสาหกรรม ทำให้ผู้ผลิตและออกแบบเลเซอร์สำหรับผิวหนังปัจจุบันสามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้อย่างหลากหลาย ซึ่งบางเทคโนโลยีจัดว่าเป็นความก้าวหน้าสูงสุดที่มีใช้กันในปัจจุบัน แต่ในทางตรงข้ามกันอย่างสิ้นเชิง บางเทคนิค แพทย์ผู้ใช้เลเซอร์สามารถปรับเปลี่ยนเครื่องเลเซอร์ที่ใช้อยู่ให้มีคุณสมบัติเบื้องต้นที่ต้องการด้วยตนเองได้

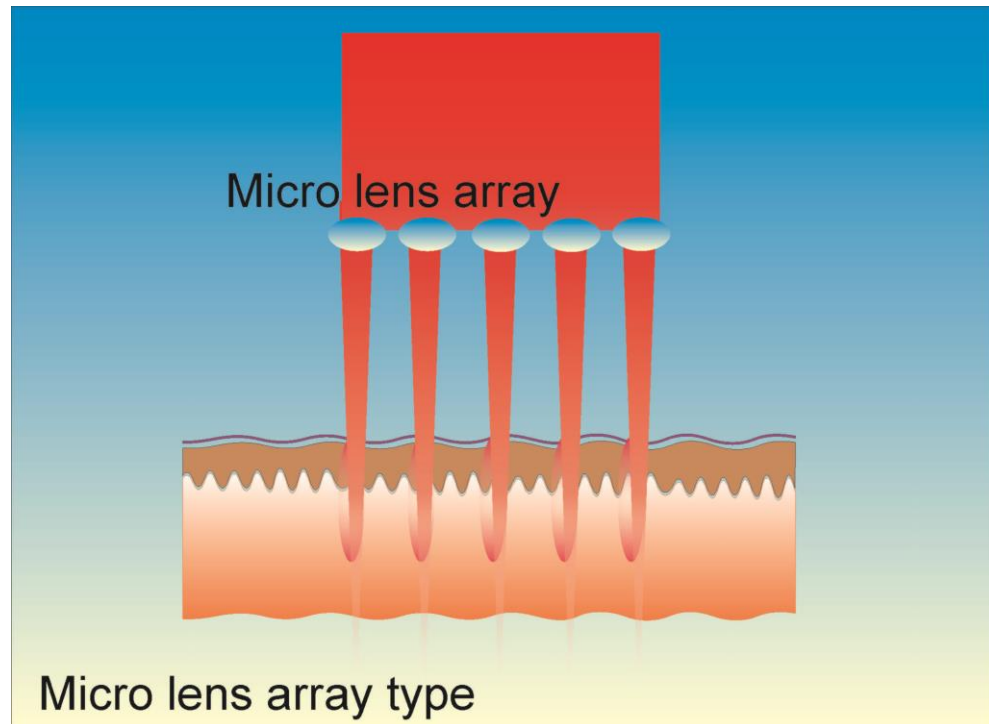
2.3.1 หลักการ Mesh, Micro lens array fractional laser

Mesh array ใช้ตะแกรงบังลำแสงเลเซอร์บางส่วน มีข้อดีตรงราคาถูก การระบายความร้อนของ micro thermal zone ดีกว่าแบบยิงเต็มพื้นที่เล็กน้อย และความเข้มแสงใน micro thermal zone ต่ำ ตะแกรงอุดตันและเสียหายได้ง่าย การห่างจากผิวตะแกรงเพียงเล็กน้อยจะส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติของ fractional อย่างมาก เนื่องจาก การบานออกของแสงเลเซอร์จากรูขนาดเล็กของตะแกรงมีสูง

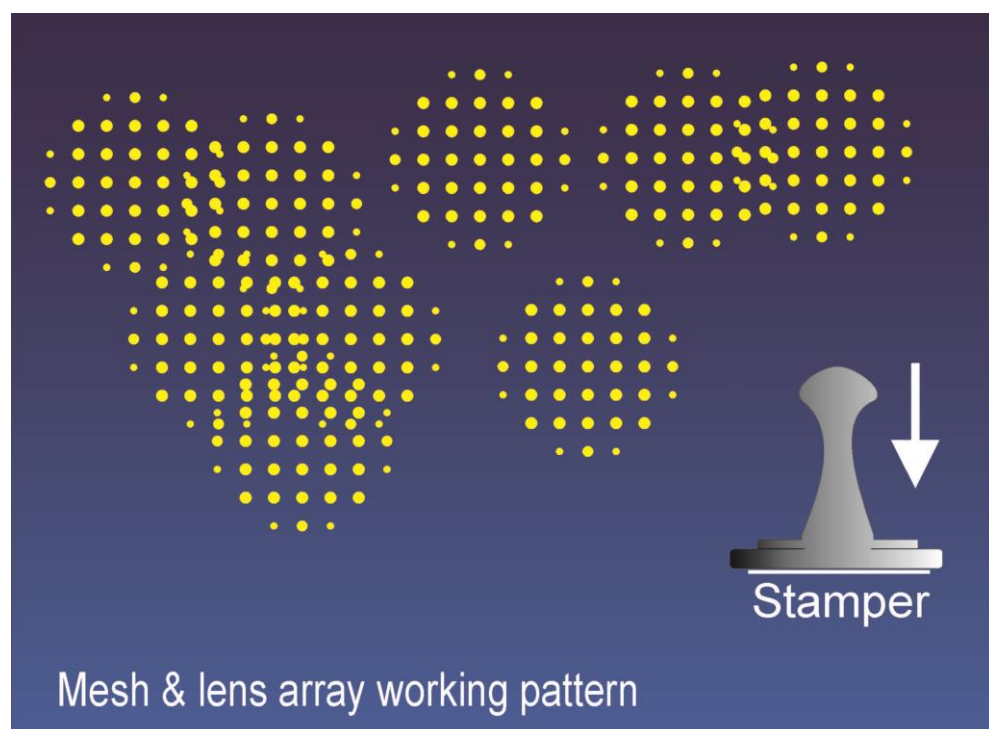


รูปที่ 2.20 หลักการ Mesh array fractional laser

Micro lens array ใช้ micro lens เรียงเป็นแถว มีข้อดีตรงราคาถูก การระบายความร้อนของ micro thermal zone ดีกว่าแบบ mesh มีความเข้มแสงใน micro thermal zone ปานกลาง การปลดระยะโฟกัสเพียงเล็กน้อยจะส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติของ fractional อย่างมาก เนื่องจาก micro lens มีระยะ focus ที่สั้นมาก เพียง 0.5-1.0 มิลลิเมตร



รูปที่ 2.21 หลักการ Micro lens array fractional laser

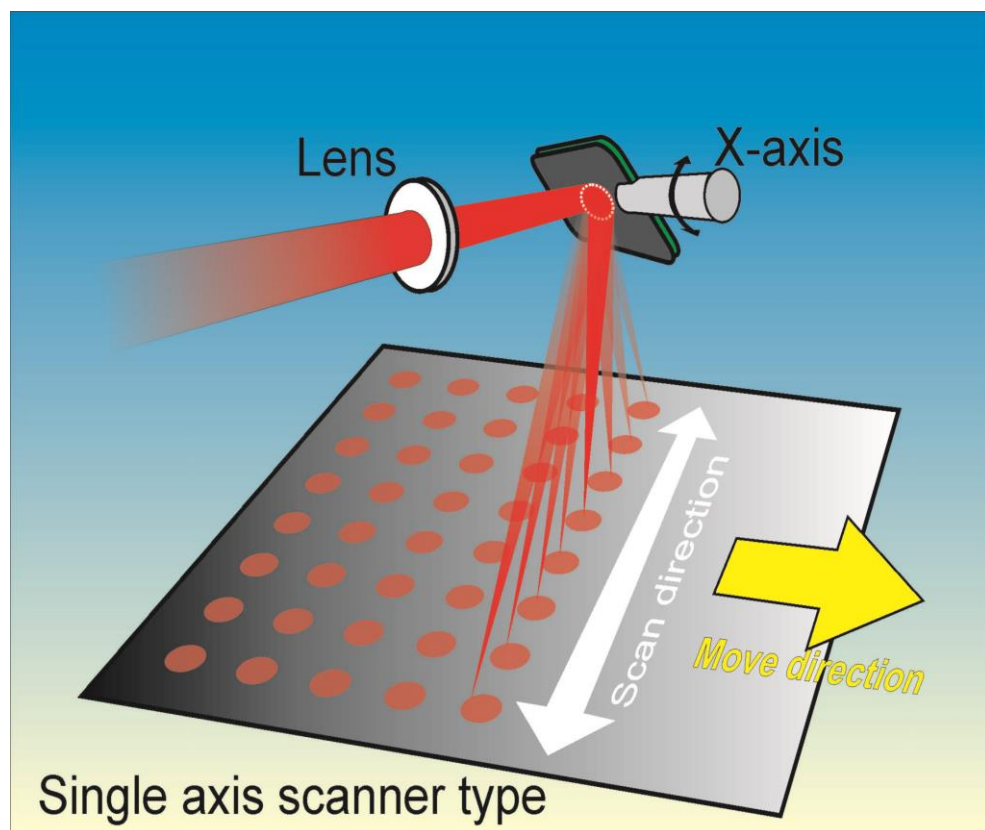


รูปที่ 2.22 เปรียบเทียบลักษณะการทำงาน Mesh/Micro lens array fractional laser

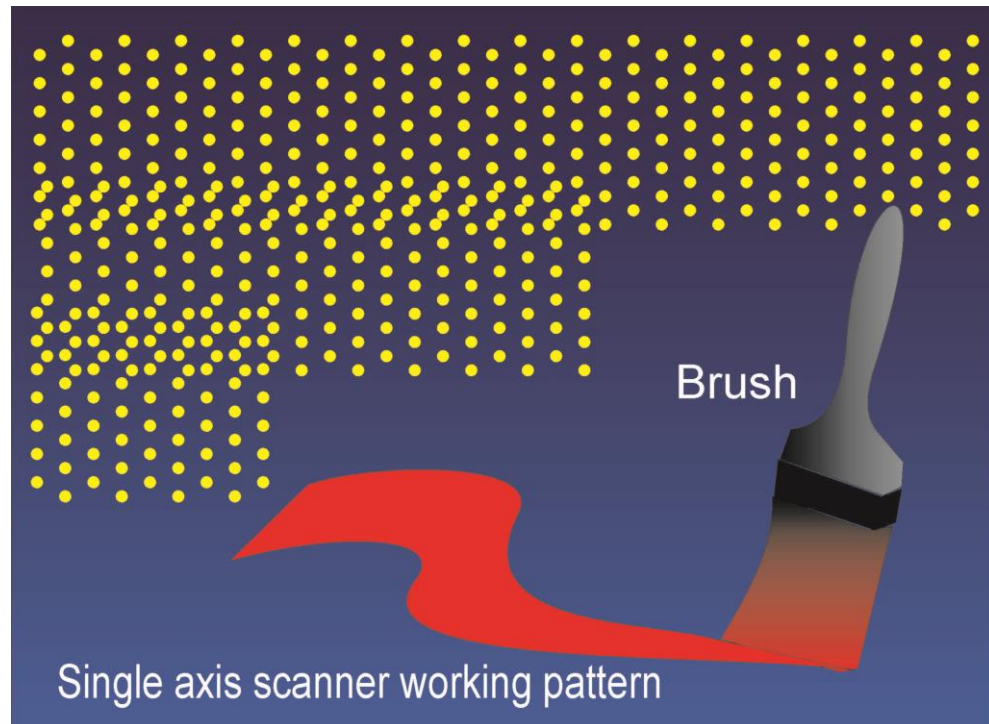
การทำงานของสองระบบข้างต้นเปรียบเทียบบเหมือนการทำตราประทับ ถ้าระยะและแรงกดไม่สม่ำเสมอจะส่งผลประสิทธิภาพอย่างมาก

2.3.2 หลักการ Single axis scanner fractional laser

Single axis scanner ใช้ scanner แกนเดียวยิงแสงเหมือน แฉกของพัด การยิงเป็นพื้นที่ต้องการเคลื่อนที่ของมือช่วย ความเข้มแสงของ micro thermal สูง การระบายความร้อนของ micro thermal zone เร็วกว่าแบบ [7] เต็มพื้นที่ในระดับขนาด 10^4 เท่า แต่มีข้อเสียเรื่องจุดยิงมีลักษณะเป็นวงรี เนื่องจาก ยิงไปเคลื่อนที่ไป ซึ่งเป็นปัญหาเล็กน้อย, มีความร้อนเฉลี่ยสะสมสูง จากการกวาดต่อเนื่อง thermal zone เกิดต่อกันและชิดกันทำให้การกระจายความร้อนในแนวระนาบมีสูง, ระบบการตรวจสอบความเร็วในการเคลื่อนมืออาจจะติดกับผิวทำให้ตรวจความเร็วผิดเกิดความไม่สม่ำเสมอในกรณีใช้เครื่องมือไม่ชำนาญ, ราคาของระบบสูงมาก และการยิงรักษาต้องฝึกให้ชำนาญ เหมือนการทาสีให้สม่ำเสมอ (การยิงแบบ single axis scanner คล้ายกับการทาสีด้วยแปรง)

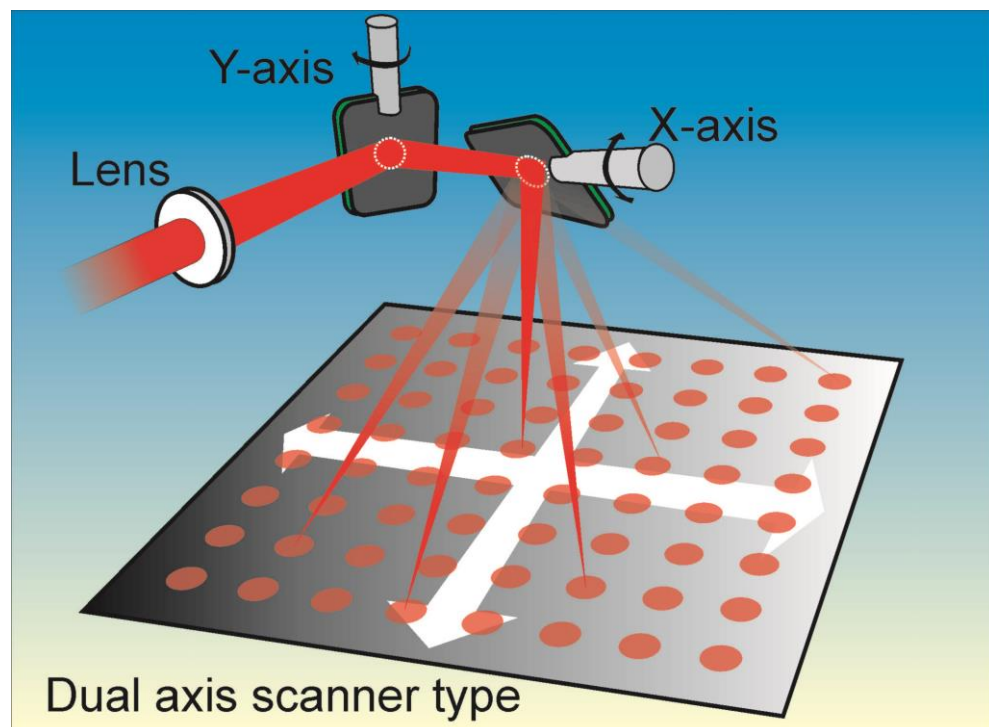


รูปที่ 2.23 การทำงานของ Single axis scanner fractional laser



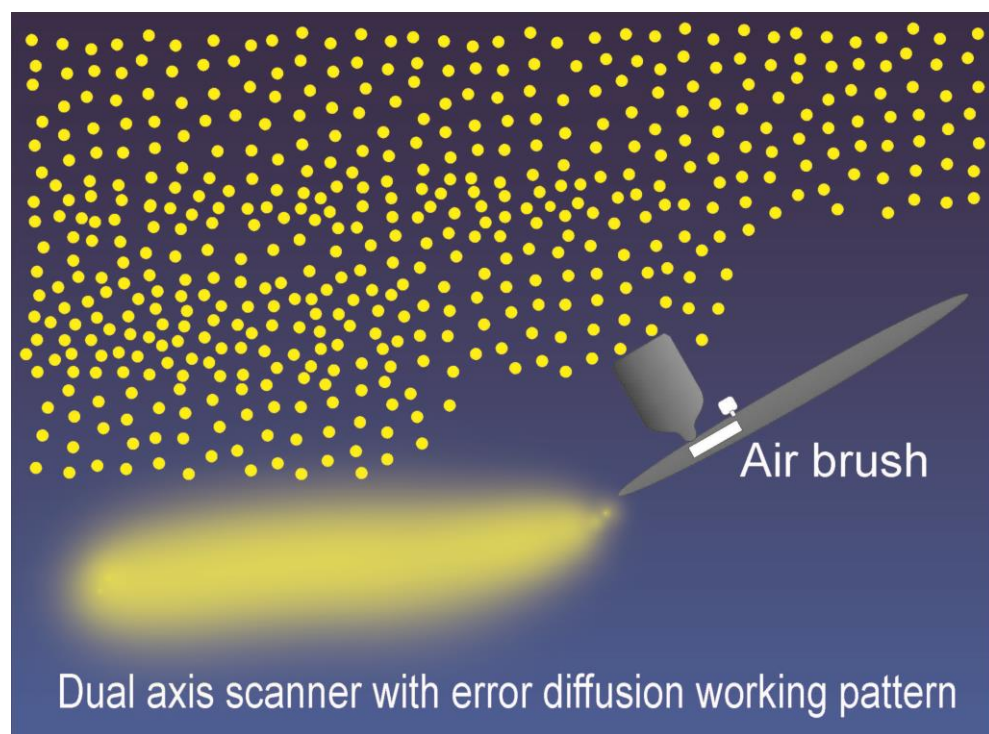
รูปที่ 2.24 เปรียบเทียบการทำงานของ Single axis scanner fractional laser

2.3.3 หลักการ Dual axis scanner fractional laser



รูปที่ 2.25 หลักการทำงานของ Dual axis scanner fractional laser

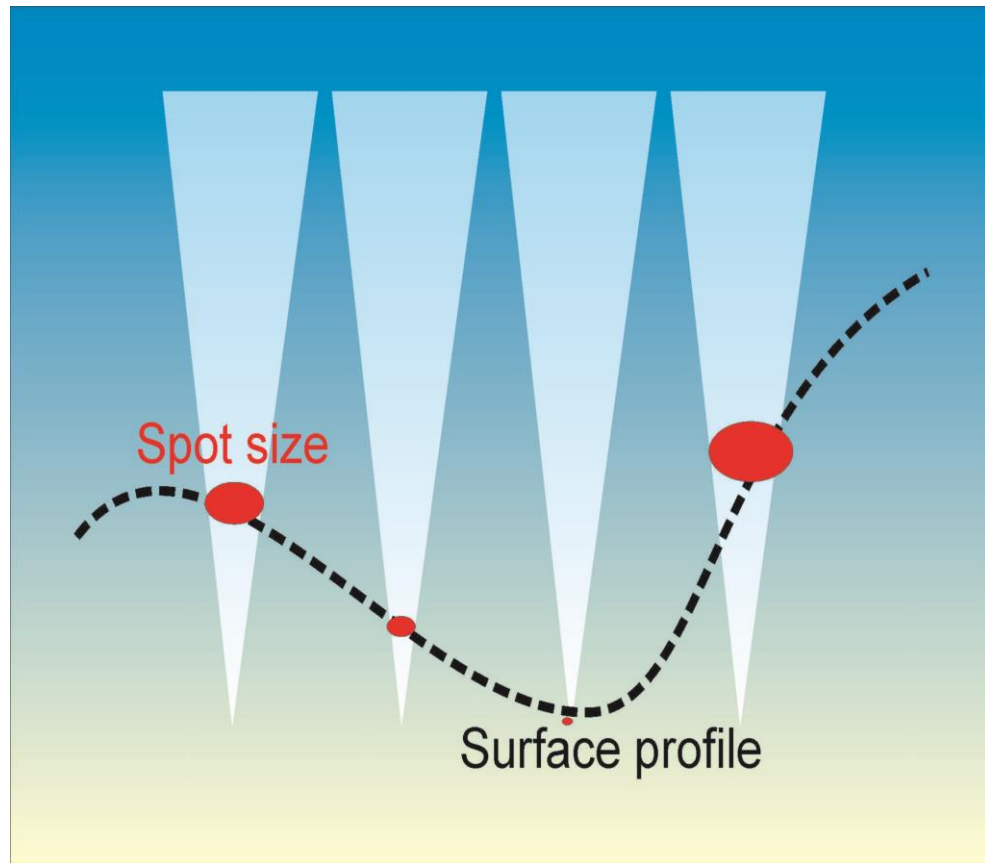
Dual axis scanner ใช้ scanner สองแกนยิงแสงคลุ่ม เป็นพื้นที่ การยิงเป็นพื้นที่ไม่จำเป็นต้องใช้การเคลื่อนที่ของมือช่วย ความเข้มแสงของ micro thermal สูงมากด้วยการยิงแบบอยู่กับที่ และในระบบ high speed scanner การระบายความร้อนของ micro thermal zone เร็วกว่าแบบเดิมพื้นที่ในระดับขนาด 105 เท่า เนื่องจาก scanner สามารถหยุดนิ่งเพื่อยิง และเคลื่อนต่อไปยังตำแหน่งที่ห่างกันหลายมิลลิเมตร ในเวลาไม่ถึงมิลลิวินาทีเพื่อทำการยิงตำแหน่งต่อไป โดยไม่ให้ความร้อนแพร่ในแนวระนาบถึงกัน แต่มีข้อเสียเรื่องราคาสูงเนื่องจาก คุณภาพของ scanner โดย scanner ขนาดใหญ่ จะเคลื่อนที่ได้ช้ากว่า scanner เล็ก และการยิงรักษาต้องฝึกให้ชำนาญ ซึ่งการยิงแบบ dual axis scanner คล้ายกับการพ่นสีด้วยสเปรย์ [3]



รูปที่ 2.26 เปรียบเทียบการทำงานของ Dual axis scanner fractional laser

2.4 ความผิดพลาดจากจุดโฟกัสของเลเซอร์แบบยิงแยกส่วน

เนื่องจากการออกแบบ fractional laser มีหลายรูปแบบซึ่งมีความไวต่อการคลาดเคลื่อนของ spot size จากระยะห่างจุดโฟกัสแตกต่างกัน ในกรณีของ mesh, micro lens จะมีความผิดพลาดสูงมาก การยิงห่างจากจุด focus ที่กำหนดเพียง 1 มิลลิเมตร อาจทำให้สูญเสียคุณสมบัติของ fractional laser ทั้งหมด

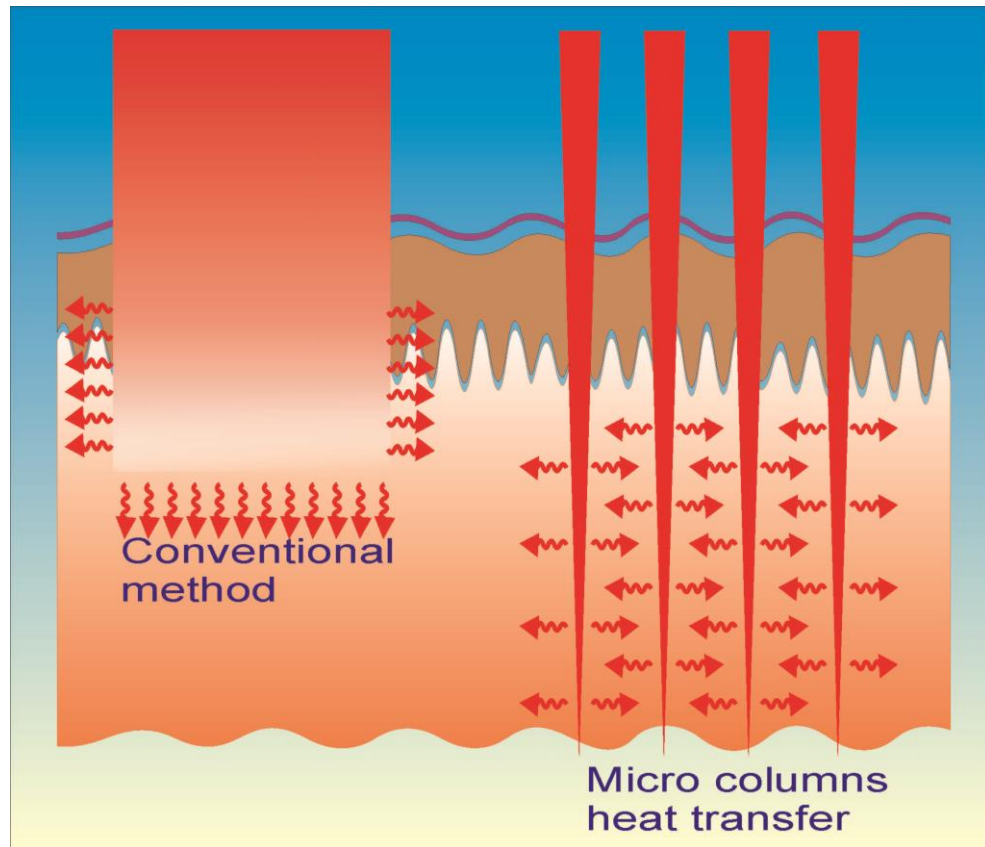


รูปที่ 2.27 เปรียบเทียบการพลาจจุดโฟกัสที่ต้องการส่งผลต่อสัดส่วนรูปร่างของบาดแผล

ในเป็นกรณีของ ระบบ scanner การพลาจจากจุด focus 5 มิลลิเมตร อาจทำให้จุดโฟกัสใหญ่ขึ้น 60% ดังนั้น ระบบ fractional laser ทั้งหมดจึงมีข้อจำกัดเรื่องขนาด working field ไม่เกิน 20X20มิลลิเมตร ยกเว้นระบบที่ไม่เน้นการควบคุมความลึกในการรักษาสามารถทำให้ working field ใหญ่ได้ถึง 50X50 มิลลิเมตร (การรักษาที่เน้นการควบคุมความลึก ผู้ออกแบบระบบจำเป็นต้องใช้ระบบ scanner และ contact operation, หรือ working field เล็ก เพื่อควบคุมระยะ focus ให้มีค่าผิดพลาดต่ำ)

2.5 ตัวแปรการทำงานของเลเซอร์แบบยิงแยกส่วน

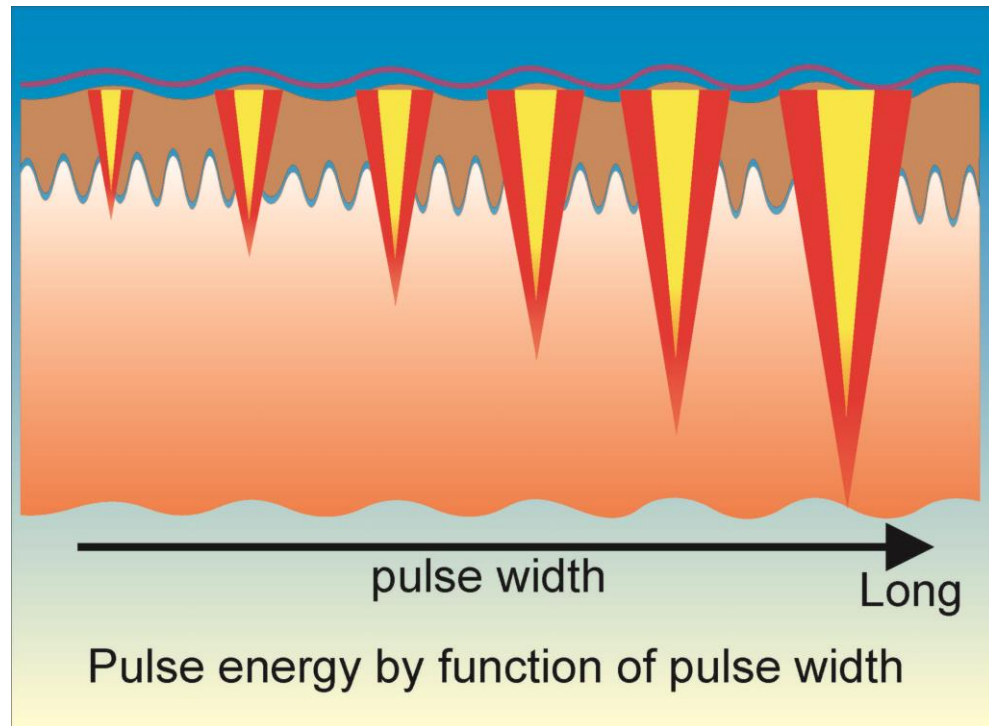
จากที่นำเสนอมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าแสงเลเซอร์ถ่ายเทพลังงานแสงสู่ผิวหนังเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นในพื้นที่จุดโฟกัสที่มีขนาดเล็ก การทำงานของ Fractional laser จึงถูกพัฒนามาบนแนวคิดพื้นฐานทางด้านอุณหภูมิมิพลศาสตร์จุลภาค (microscopic heat transfer) เพื่อสร้างขอบเขตที่ แยกชัดเจนระหว่างส่วนที่ได้รับแสงและส่วนที่เว้นว่าง (thermal zone contrast) ซึ่งมีหลักเกณฑ์การคำนวณ thermal relaxation time จากปริมาตรของ micro thermal zone [4, 5, 6] แตกต่างจากวิธีคิดแบบ photo selective



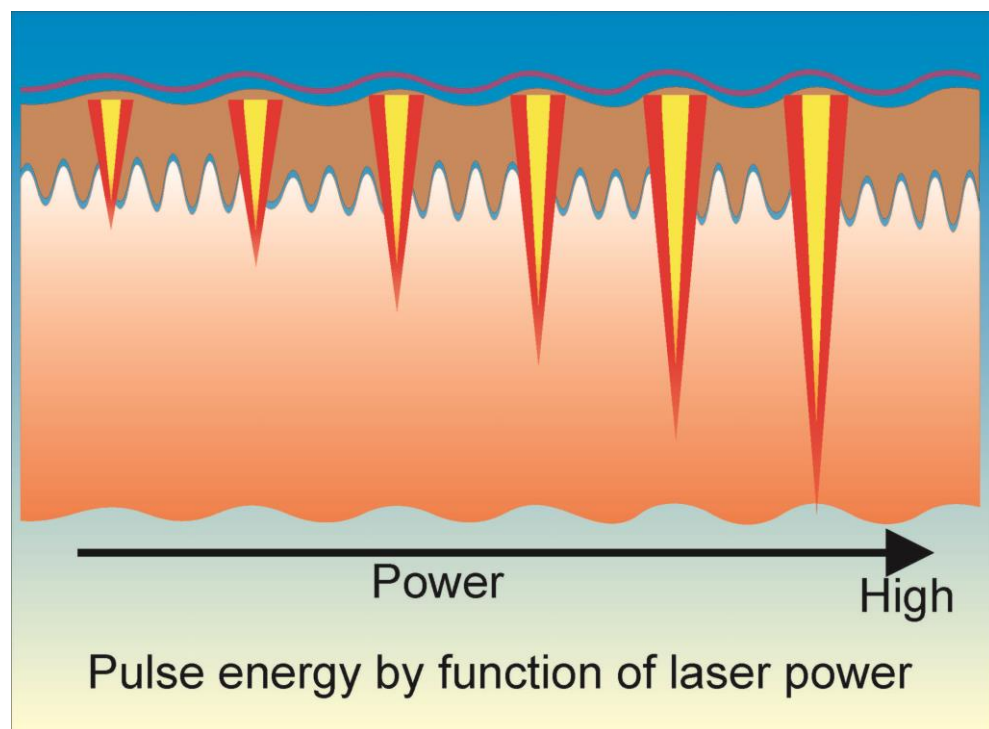
รูปที่ 2.28 เปรียบเทียบการระบายความร้อนของ fractional laser กับวิธีดั้งเดิม

Pulse energy พลังงานในการยิงแสงเลเซอร์ต่อจุด (mj) แปรผันตามผลคูณของระดับกำลังของเลเซอร์ (W) และช่วงคาบเวลาการยิงแสง (ms) ดังนั้นในการใช้งานจึงสามารถปรับเปลี่ยนผลคูณของค่าทั้งสองเพื่อให้ได้ระดับพลังงานต่อจุดที่เท่ากันได้ แต่อย่างไรก็ตามคาบเวลาการยิงต่ออัตราความเร็วในการระบายความร้อนออกจากจุดยิงส่งผลต่อขนาดความกว้างของขอบเขตความร้อนที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อที่กำลังคงที่ ความกว้างของเขตความร้อนจะแปรผันกับความยาวของคาบเวลาในสัดส่วนที่มากกว่าความลึก ซึ่งในอีกแง่หนึ่งที่คาบเวลาสั้นมากและคงที่ ความลึกของเขตความร้อนจะแปรผันกับพลังงานของเลเซอร์มากกว่าความกว้าง ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าเลเซอร์ยังมีกำลังสูงและจุดโฟกัสที่เล็กจะมีคุณสมบัติในการทำขนาดปากแผลที่เล็กและลึก

ในการพิจารณาคุณสมบัติของเลเซอร์มักมีการทำความเข้าใจผิดเรื่องและพิจารณาด้านความลึกของ Fractional laser อย่างเดียว ในทางปฏิบัติจริงแล้วควรพิจารณา aspect ratio ของแผล ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพทางด้านความลึกและปริมาณการบาดเจ็บบนผิวหนัง เป็นกุญแจสำคัญในการใช้งานของ fractional laser ทุกชนิด



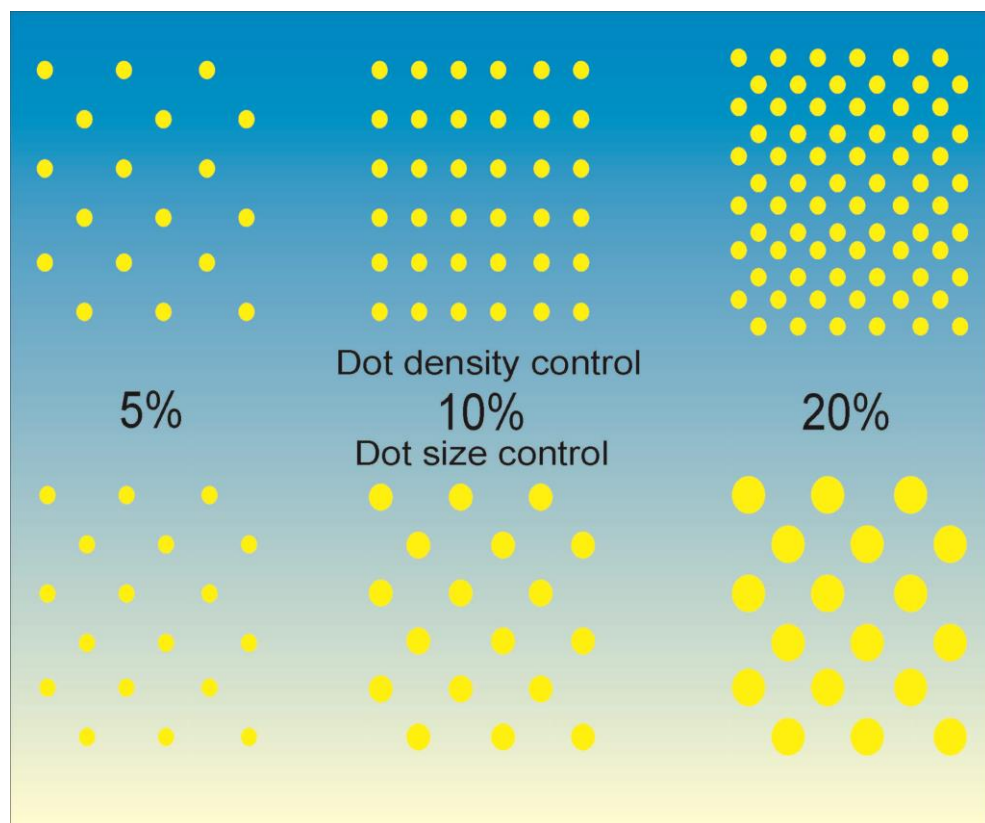
รูปที่ 2.29 ผลการปรับปริมาณพลังงานด้วยคาบเวลาในการยิงแสงเลเซอร์



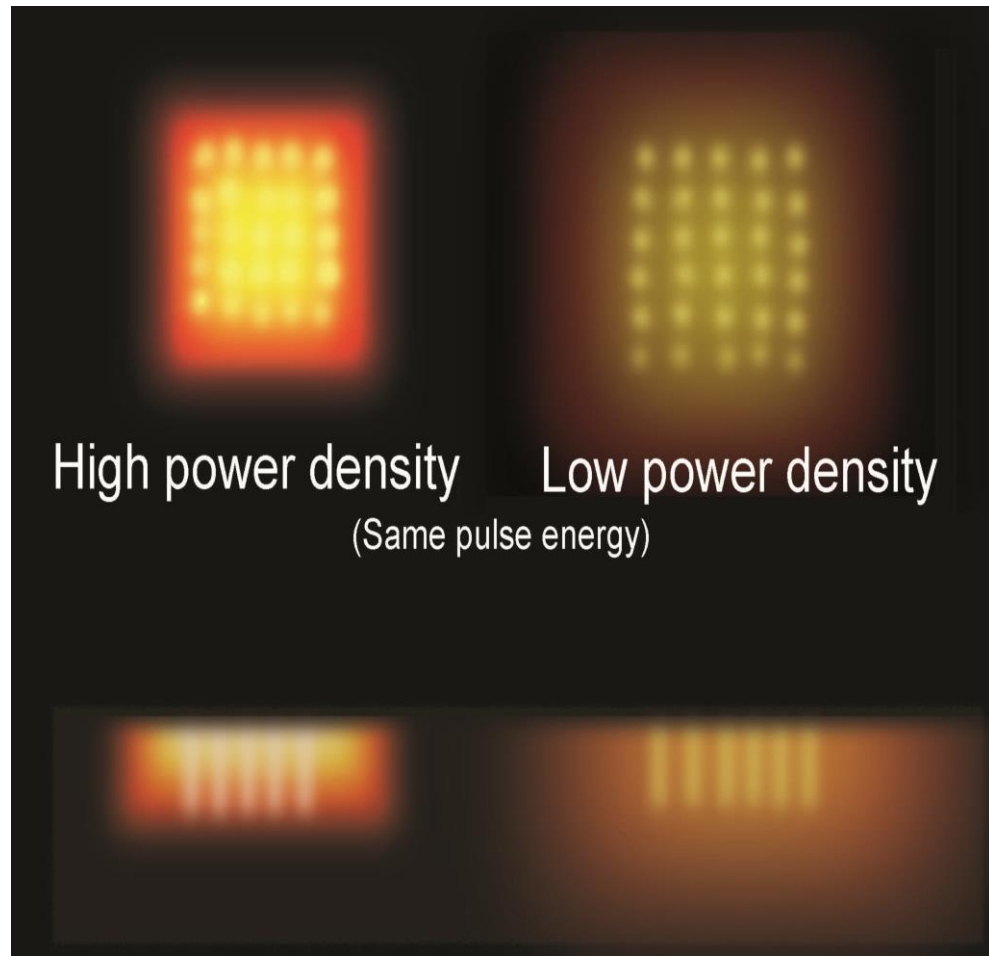
รูปที่ 2.30 ผลการปรับปริมาณพลังงานด้วยความเข้มในการยิงแสงเลเซอร์

Expose density การเพิ่มหรือลดปริมาณการรักษาต่อพื้นที่ที่สามารถปรับเปลี่ยน ปริมาณจุด (กรณีของใช้ scanner) หรือการเปลี่ยนพลังงานหรือคาบเวลาการยิงต่อจุด ทำให้จุดยังมีขนาดที่เปลี่ยนไปได้ แต่การเปลี่ยนพลังงานหรือคาบเวลาการยิงต่อจุดจะส่งผลต่อความลึกในการยิง ดังนั้นระบบ micro lens array และระบบ mesh จะมีปัญหาเรื่องการปรับเปลี่ยนระดับการรักษาคล้ายกับเลเซอร์แบบยิงเต็มพื้นที่ธรรมดา

Power density ปริมาณการจ่ายพลังงานในหนึ่งวินาที ต่อ พื้นที่ยิง ส่งผลต่ออุณหภูมิเฉลี่ยของผิวและผลข้างเคียงที่เกิดจากอุณหภูมิ รวมถึงระดับความเจ็บ ในกรณีของ dual axis scanner สามารถควบคุมด้วย โปรแกรมที่คำนวณอัตราการกวาดได้ (ถ้ามีการติดตั้งโปรแกรมในส่วนนี้) แต่ระบบ single axis และระบบ mesh, micro lens จะไม่สามารถควบคุมได้



รูปที่ 2.31 การปรับปริมาณการรักษาด้วยความหนาแน่นและขนาดจุดในการยิงแสงเลเซอร์



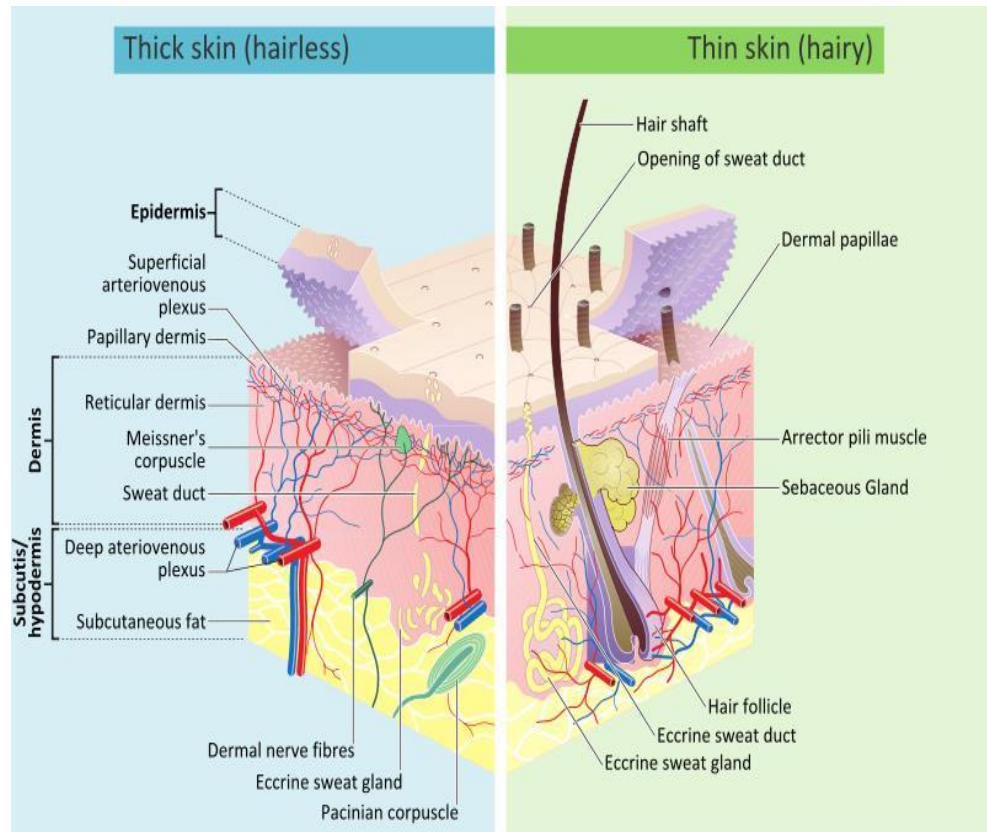
รูปที่ 2.32 กำลังเฉลี่ยของเลเซอร์ต่อการสะสมและกระจายตัวของอุณหภูมิบนผิวหนัง

2.6 ผิวหนัง

จากความเข้าใจในคุณสมบัติของเลเซอร์ข้างต้น แพทย์และวิศวกรนำมาประยุกต์ใช้กับผิวหนังได้ จำเป็นต้องมีความเข้าใจถึงกายภาพของผิวหนังมนุษย์พอสมควร ซึ่งในส่วนของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เราพิจารณาผิวหนังเป็นเพียงวัสดุชนิดหนึ่งเท่านั้น โดยไม่พิจารณาในส่วนปฏิกิริยาทางด้านชีวภาพและการตอบสนองทางด้านเคมีออกไป โดยผิวหนังของคนเป็นเนื้อเยื่อที่อยู่ชั้นนอกสุดที่ห่อหุ้มร่างกายเอาไว้ ผิวหนังของผู้ใหญ่คนหนึ่ง มีเนื้อที่ประมาณ $20,000 \text{ cm}^2$ ผิวหนังตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย จะหนาประมาณ 1-4 mm แตกต่างกันไปตามอวัยวะ และบริเวณที่ถูกเสียดสี เช่น ผิวหนังที่ศอก และเข่า จะหนากว่าผิวหนังที่แขนและขา แต่บริเวณที่มีความคล่องตัวในการยืดหยุ่นสูงเช่นเปลือกตาจะมีความหนารวมแค่ 0.5 mm

2.6.1 โครงสร้างผิวหนัง (Skin Structures)

ผิวหนังจะมีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา โดย ผิวหนัง แบ่งได้เป็น 3 ชั้น



รูปที่ 2.33 โครงสร้างของผิวหนังมนุษย์

หนังกำพร้า (Epidermis) เป็นชั้นของ ผิวหนัง ที่ปกคลุมอยู่บนสุด จะประกอบไปด้วยเซลล์ที่มีการเรียงซ้อนกันเป็นชั้นๆ และเกิดใหม่ โดยที่เซลล์ใหม่จะถูกสร้างจากชั้นล่างสุดติดกับ หนังแท้และเจริญเติบโตขึ้นแล้วค่อยๆ เคลื่อนตัวมาทดแทนเซลล์ ที่อยู่ชั้นบนจนถึงชั้นบนสุดแล้วก็กลายเป็น จีไคล (Keratin) หลุดลอกออกไป นอกจากนี้ในชั้นหนังกำพร้ายังมีเซลล์ที่เรียกว่าเมลานินปะปนอยู่ด้วย ปริมาณเมลานินจะมีมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับบุคคลและเชื้อชาติ จึงทำให้สีผิวของคนแตกต่างกันไป ในชั้นของหนังกำพร้าไม่มีหลอดเลือดเส้นประสาทและต่อมต่างๆ นอกจากเป็นทางผ่านของรูเหงื่อ, เส้นขน และ ไขมัน

หนังแท้ (Dermis) เป็นผิวหนังที่อยู่ชั้นล่างถัดจากหนังกำพริบ แต่หนากว่าหนังกำพริบมากจะประกอบด้วยโปรตีนหลัก 2 ชนิด คือเนื้อเยื่อคอลลาเจน (Collagen) และเนื้อเยื่ออีลาสติค (Elastic) คอลลาเจน (Collagen) ช่วยให้ความแข็งแรงแก่ผิวหนัง และช่วยในการซ่อมแซมผิวหนังที่บาดเจ็บ ซึ่งถ้าสร้างในปริมาณมากก็เกิดเป็นแผลเป็นนั่นเอง ส่วนอีลาสติน (Elastin) สร้างความยืดหยุ่นให้กับผิวหนังและในชั้นหนังแท้ยังเป็นที่อยู่ของหลอดเลือด, เส้นประสาท, กล้ามเนื้อเกาะเส้นขน, ต่อมไขมัน, ต่อมเหงื่อ, และขุมขนกระจายอยู่ทั่วไป

ชั้นใต้ผิวหนัง (Subcutaneous tissue) หรือ ชั้นไขมัน (Subcutaneous) ประกอบด้วย เซลล์ ไขมัน เป็นหลัก ความหนาขึ้นกับปริมาณไขมันของแต่ละบุคคล ชั้นนี้ทำหน้าที่ให้ความอบอุ่นแก่ร่างกาย คล้ายฉนวนกันความร้อนช่วยลดแรงกระทบกระแทกจากภายนอก และชั้นไขมันที่มีมากโดยเฉพาะบริเวณสะโพก เอว ต้นขา ที่เรียกว่า cellulite คือไขมันที่มีเนื้อเยื่อคล้ายพังผืดแทรกอยู่ทำให้เกิดการดึงรั้งผิวหนังเห็นเป็นลอนจากภายนอก การเกิด cellulite ไม่ขึ้นกับปริมาณของไขมันในร่างกาย

2.7 เทคโนโลยีการลอกผิว

เนื่องจากผิวหนังเป็นอวัยวะสำคัญที่แสดงออกสู่ภายนอกซึ่งสัมพันธ์อย่างมากกับภาพลักษณ์ทางสังคม การมีรอยโรคต่างๆ รวมถึงแผลเป็นที่เกิดจากรอยโรคต่างๆ ไม่เพียงแต่ทำให้เกิดความทุกข์จากความเจ็บป่วยทางกายแล้ว ยังนำมาซึ่งการด้อยทางสังคมเกิดเป็นความอับอายและนำมาสู่ปัญหาทางด้านจิตใจอย่างสูง เทคโนโลยีในแขนงหนึ่งที่สามารถแก้ไขปรับเปลี่ยนสภาพความเสียหายเหล่านี้ได้คือการผลัดผิวหนัง ซึ่งมีการพัฒนาด้วยหลายเทคนิค เช่น คัด เย็บปะ ชูด ชัด ด้วยเครื่องมือทางกล มักใช้กับแผลเป็นที่มีขนาดใหญ่และกว้างมาก แต่ไม่สามารถทำให้เกิดการเลือนหายของพยาธิสภาพ 100% เนื่องจากทั้งร่องรอยของการตัดเย็บและแผลเป็นจากการเย็บเอาไว้ ไม่เหมาะกับพยาธิสภาพที่ตื้นและเล็กเนื่องจากร่องรอยที่เหลือจากรักษาอาจมากกว่าก่อนรักษา จึงมีการใช้สารเคมีและแสงเลเซอร์มาใช้กับพยาธิสภาพที่เล็กกว่าตื้นกว่า แต่ก็ยังมีข้อจำกัดที่คนไข้ยังมีความเสี่ยงกับร่องรอยที่มากขึ้นกว่าก่อนการรักษา รวมถึงคนไข้จำเป็นต้องพักอยู่บ้านไปทำงานไม่ได้ช่วงระยะหนึ่ง เพื่อการรักษาแผลที่ยังไวต่อการรบกวนจากสภาพแวดล้อมภายนอกอย่างมาก

การวิจัยที่เกี่ยวข้องโดยตรงในการสร้างวัสดุในการทดสอบเลเซอร์ทางผิวหนังยังไม่เคยมีมาก่อน การวิจัยทดสอบกับผิวหนังโดยตรงจึงถูกยกขึ้นมาพิจารณาถึงคุณสมบัติของเลเซอร์ชนิดต่างๆ กับผิวหนัง ในการทดสอบวัสดุที่ทำการศึกษาวิจัยกับแสงเลเซอร์แบบยิงแยกส่วนความยาวคลื่น 1550 nm ผู้ทำการวิจัยจึงได้รวบรวมงานเกี่ยวกับการลอกผิวด้วยเทคนิคต่างๆ ไว้โดยสังเขปดังนี้

2.8 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

The Histologic Evaluation of Pulsed Carbon Dioxide Laser Resurfacing versus Phenol Chemical Peels in Vivo

Moy, L., Kotler, R. and Lesser, T. (1999)

ในการวิจัยนี้ เป็นจุดเริ่มใช้แสงเลเซอร์ CO₂ แบบยิงเต็มพื้นที่ทำงาน เปรียบเทียบกับการใช้สารเคมีเพื่อการลอกผิว ผลการตรวจเบื้องต้นพบว่า CO₂ Laser ให้ผลการรักษาที่ลึกกว่าลอกด้วยเคมี แต่หลังจากการรักษา 3 เดือน ผลปรากฏว่าการรักษาด้วย chemical peel ให้ผลการสร้างคอลลาเจนที่หนากว่าการรักษาด้วย CO₂ laser ซึ่งหมายถึงการกำจัดพยาธิสภาพเดิมของผิวหนังด้วย CO₂ laser เป็นเทคนิคใหม่ที่ทำให้ความลึกกว่า อาจด้วยความร้อนของเลเซอร์ขณะทำการลอกผิวจะช่วยปิดหลอดเลือดและน้ำเหลืองไว้ ส่วนที่โดนแสงเลเซอร์โดยตรงจะระเหิดเป็นก๊าซ แต่ทางด้านการใช้สารเคมี ความลึกอาจกำจัดด้วยความสามารถในการซึมผ่านผิวหนัง แต่ภายหลังการซ่อมสร้างผิวหนังแสงเลเซอร์กลับมีข้อดีอย่างมากกว่าอาจเนื่องจากแสงเลเซอร์ไปทำลายชั้นผิวหนังที่ลึก หรือ สารเคมีในการลอกผิวมีคุณสมบัติในการกระตุ้นการสร้างชั้นผิวหนังด้วย

Disappointing Results Following Resurfacing of Facial Skin with CO₂ Lasers for Prophylaxis of Keratoses and Cancers

Fulton, J., Rahimi, D., Helton, P., Dahlberg, K. and Kelly, A. (1999)

การทำวิจัยนี้มีจุดประสงค์แสดงถึงปัญหาของการเกิดมะเร็งหลังจากการรักษาด้วย CO₂ laser ซึ่งผิวหนังในบางสภาพก่อนจะตัดสินใจรักษาด้วยแสงเลเซอร์อาจมีความเสี่ยงในการเกิดโรคมะเร็งผิวหนังอยู่แล้วดังเช่น ผู้ที่โดนแสงแดดทำลายผิวหนังอย่างรุนแรงมาก่อน ในการศึกษารักษาผู้ป่วยที่ผิวโดนทำร้ายจากแสงแดดอย่างรุนแรงจำนวน 35 ราย ด้วยการลอกผิวด้วย CO₂ laser พบว่ามีคนไข้จำนวน 5 รายจาก 35 ราย มีการพัฒนาการเกิดเซลล์มะเร็งหลังจากรักษา ซึ่งเป็นข้อสรุปอย่างหนึ่งในการรักษาผิวหนังที่ลึกและเต็มพื้นที่ มีระดับการทำลายที่สูงและอาจมีความเสี่ยงต่อคนไข้ในการเกิดมะเร็งหรือการกระตุ้นให้เซลล์มะเร็งที่มีอยู่พัฒนาจนเกิดโรคได้

Er:YAG Laser for the Treatment of Actinic Keratoses

Jiang, B., Levine, V., Nehal, K., Baldassano, M., Kamino, H. and Ashinoff, R. (2000)

เป็นงานวิจัยที่สำรวจการรักษาผิวหนังที่หนาด้านผิดปกติจาก Er:YAG Laser แบบยิงเต็มพื้นที่ ซึ่งให้ผลการรักษาที่มีระยะเวลาฟื้นตัวที่สั้นกว่า CO₂ laser และลดปริมาณแผลเป็นที่ผิวหนังของผู้ป่วยทั้งหมดลดลงประมาณ 86-96% ได้อย่างมีประสิทธิภาพและปลอดภัย จากคุณสมบัติด้านการดูดซึม

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของน้ำในย่านที่ผลิตจาก Er:YAG Laser มีผลข้างเคียงด้านความร้อนต่อผิวหนังน้อยกว่า

Skin Responses to Fractional Photothermolysis

Hans-Joachim Laubach, MD,* Zeina Tannous, MD, R. Rox Anderson, MD, and Dieter Manstein
งานวิจัยฉบับนี้ได้ทดสอบใช้ ด้วยเลเซอร์ลอกผิวระบบแบ่งส่วนซึ่งเป็นการรักษาแบบใหม่ ที่สามารถ
ยังได้ลึกเป็นบริเวณเล็กๆ จำนวนมาก เพื่อวิเคราะห์การตอบสนองของเนื้อเยื่อที่มีต่อการรักษา
จากอาสาสมัครจำนวน 12 ราย รับการรักษาด้วยเลเซอร์ 1550 nm จำนวน 1 ครั้ง ที่พลังงาน 5 mJ,
หลังจากนั้นทำการตัดชิ้นเนื้อด้วยน้ำยาข้อมพิเศษส่งตรวจและอ่านผลชิ้นเนื้อโดยผู้เชี่ยวชาญ 2 ท่าน
พบว่าภายหลังการรักษา 24 ชั่วโมง ด้วยเลเซอร์ 1550 nm มีการสร้างคอลลาเจนและทำให้โปรตีน
ได้รับความร้อนจากเลเซอร์อย่างรวดเร็วในช่วงเวลาอันสั้นหลังจากนั้นร่างกายเกิดการซ่อมตัวและไม่
พบหลักฐานว่าเกิดแผลเป็นหลังจากรักษา งานวิจัยนี้ได้เปิดแนวคิดใหม่ในการรักษาที่หวังผลได้ดีและ
มีความเสี่ยงต่อผลข้างเคียงด้านความร้อนต่ำ

The Effects of Pulse Energy Variations on the Dimensions of Microscopic Thermal Treatment Zones in Nonablative Fractional Resurfacing

Vikramaditya P. Bedi, MS,¹ Kin Foong Chan, PhD, ^{1*} R. Kehl Sink, PhD, ¹ Basil M. Hantash,
MD, PhD, ^{1, 2} G. Scott Herron, MD, PhD, ³ Zakia Rahman, MD, ^{1, 2} Steven K. Struck, MD, ⁴ and
Christopher B. Zachary, MBBS, FRCP

งานวิจัยฉบับนี้ เป็นการประเมินผลที่เกิดขึ้นของการเปลี่ยนแปลงค่าพลังงานบนพื้นที่ขนาดเล็กซึ่ง
ได้รับบาดเจ็บจากความร้อนบนผิวหนังมนุษย์ที่มีชีวิตและไม่มีชีวิตต่อการรักษาด้วยเลเซอร์ลอกผิว
ระบบแบ่งส่วน ถึงการเกิดบาดแผลในระดับจุลภาคฉบับแรกของเลเซอร์แบบยิงแยกส่วน 1550 nm
จากผลการวิจัยพลังงานที่ 4.5 mJ ไปจนถึง 40 mJ พบว่า ในแต่ละพื้นที่ขนาดเล็กซึ่งได้รับบาดเจ็บ
จากความร้อนเกิดการสูญเสียเนื้อเยื่อและเกิดการสร้างใหม่ในเวลาต่อมา พลังงานที่สูงสามารถลงไป
ได้ลึกถึง 1 มิลลิเมตรและความกว้างได้ถึง 200 ไมโครเมตร และความลึกไม่แตกต่างกันในเนื้อเยื่อที่มี
ชีวิตและไม่มีชีวิต ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นจุดเริ่มต้นแนวคิดเริ่มต้นในการสร้างวัสดุทดสอบแสงเลเซอร์ชนิด
นี้

จากงานวิจัยต่างๆ ที่ผ่านมา การสร้างเลเซอร์ที่ใช้ในการลอกผิวมีการพัฒนาเพื่อลดความเสี่ยงและเพิ่ม
ประสิทธิภาพทางการรักษาและความลึกอยู่ตลอดเวลา เช่นตัวอย่างของเลเซอร์ยิงแยกส่วน
1550nm นั้นมีลักษณะในการเกิดบาดแผลระดับจุลภาคที่มีความแตกต่างอย่างมาก แต่การวิจัยถึง

ลักษณะด้านจุลภาคของเลเซอร์ด้วยวัสดุทดสอบยังไม่เคยเกิดขึ้น เนื่องจากยังคงใช้วิธีการศึกษา มาตรฐานกับผิวหนังมนุษย์อยู่ ซึ่งผู้วิจัยเห็นว่าการศึกษาวิจัยมาตรฐานมีข้อจำกัดหลายด้านเช่น ความ แม่นยำทางสถิติ และข้อจำกัดด้านจริยธรรมในการวิจัย เนื่องจากการวิจัยเพื่อให้ได้ข้อมูลชัดเจนใน การศึกษาพัฒนาระบบเลเซอร์ จำเป็นต้องตัดผิวหนังของอาสาสมัครจำนวนมากเพื่อความมีนัยยะทาง สถิติ ซึ่งจะทำให้เกิดการบาดเจ็บบนผิวหนังอย่างรุนแรง วัสดุสังเคราะห์ที่สามารถเลียนแบบกลไกการ ดูดซับพลังงานของแสงเลเซอร์ที่ 1550 nm และสามารถแสดงร่องรอยการเกิดความร้อนจึงเป็น ทางออกสำคัญในการพัฒนาระบบลำแสงที่เหมาะสมกับการใช้งานและลดความเสี่ยงในอาสาสมัครลง ได้ อย่างมีนัยสำคัญ