# บทที่ 2

# วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

## หลักการของเลเซอร์ (Laser Principle)

คำว่าเลเซอร์ (Laser) เป็นคำย่อในภาษาอังกฤษของคำว่า Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation เลเซอร์มีองค์ประกอบพื้นฐานสามส่วนคือ ตัวกลางซึ่งมีฤทธิ์ (active medium) ระบบสูบ (pumping mechanism) และ ตัวสั่นพ้องเชิงแสง (optical resonator) ตัวกลางซึ่งมีฤทธิ์ คือแหล่งพลังงานที่จะทำให้เกิดแสงเลเซอร์ และเป็นตัวที่จะบ่งบอกชนิดของเลเซอร์นั้น ๆ ระบบสูบ เป็นกลไกที่ทำให้เกิดพลังงาน เพื่อกระตุ้นให้ตัวกลางปล่อยพลังงานในรูปของโฟตอน และโฟตอนที่ปล่อยออกมาจากตัวกลางโดยการกระตุ้นนี้ จะสะท้อนกลับไปกลับมา ทำให้เกิดแสงเลเซอร์ออกมา และกระจกสะท้อนด้านหนึ่งจะปล่อยแสงออกจากเครื่องประมาณร้อยละ 10-15 ซึ่งจะเป็นส่วนของแสงเลเซอร์ที่จะนำมาใช้ต่อไป

พลังงานที่ออกมาหรือแสงเลเซอร์ ที่ออกมานี้จะมีคุณสมบัติลามประการ ได้แก่ เป็นแสงเอกรงค์ (monocromatic), เป็นแสงอาพันธ์ (coherent), และ มีการแผ่รังสีขนาน (collimated radiation) แสงเอกรงค์ คือ คุณสมบัติของแสงที่มีการแผ่รังสีออกมาในลักษณะที่มีความถี่ และพลังงานเดียวกันทั้งหมด แสงอาพันธ์ หมายความว่าคลื่นแสงอยู่ในเฟส (phase) เดียวกัน การแผ่รังสีขนาน

หมายถึง คลื่นแสงจะออกมาในลักษณะขนาน และการลู่ออกของลำแสง (beam divergent) จะน้อยมาก (Pick, 1993 ; Gonzalez,, et al., 1996)

## ลักษณะของเลเซอร์ (Laser Characteristic)

ในการนำแสงเลเซอร์มาใช้ มีองค์ประกอบหลายประการของเลเซอร์ที่จะต้องคำนึงถึงเมื่อจะนำมาใช้เพื่อการรักษา ซึ่งได้แก่ ความยาวคลื่น กำลัง (power) ลักษณะของคลื่นแสง (wave form) และคุณสมบัติของเนื้อเยื่อที่มีต่อแสง (optical properties of tissue) (Dederich, 1993)

ความยาวคลื่น คือ ระยะห่างระหว่างยอดสูงสุดของคลื่น ซึ่งความยาวคลื่นนี้ ถือว่าเป็นคุณสมบัติที่สำคัญที่สุดที่ทำให้เกิดผลต่าง ๆ กับเนื้อเยื่อ โดยแบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ ๆ ได้สามกลุ่ม ได้แก่ แสงอุลตราไวโอเลต (ultraviolet) หรือยูวี (UV.) ซึ่งมีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 140-400 นาโนเมตร แสงที่มองเห็นได้ด้วยตาเปล่า (visible spectrum) มีความยาวคลื่น 400-700 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรด (infrared spectrum) ซึ่งมีความยาวคลื่นมากกว่า 700 นาโนเมตร (Frentzen and Koort, 1990)

กำลัง คือ การวัดพลังงานที่ออกมา เมื่อปัจจัยอื่น ๆ ถูกควบคุม

ลักษณะของคลื่น หมายถึง ลักษณะของแสงที่ปล่อยออกมา เช่น ปล่อยแสงออกมาอย่างต่อเนื่อง (continuous wave beam) ปล่อยออกมาเป็นครั้ง ๆ (pulsed beam) และปล่อยเป็นช่วง ๆ (interupted beam)

คุณสมบัติของเนื้อเยื่อที่มีต่อแสง เป็นส่วนสำคัญอีกส่วนหนึ่งที่จะมีผลต่อการรักษาหรือปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อต่อเลเซอร์แต่ละชนิด คุณสมบัติของเนื้อเยื่อต่อแสง เช่น การดูดซึมพลังงานแสงของเนื้อเยื่อ (light energy absorbtion) ซึ่งขึ้นกับคุณสมบัติของเนื้อเยื่อหลายประการ เช่น เม็ดสี (pigmentation) โครงสร้างทางเคมี (chemical structure) และความหนาแน่น (density) ของเนื้อเยื่อ ตัวอย่างเช่น มีเลเซอร์บางชนิดจะถูกดูดซึมได้ดีกว่าในเนื้อเยื่อที่มีเม็ดสีอยู่มาก (Dederich, 1993)

เมื่อแสงเลเซอร์สัมผัสกับเนื้อเยื่อจะเกิดเหตุการณ์ต่าง ๆ ได้ 4 แบบ (Zakariasen and Dederich, 1991) ได้แก่

1. เกิดการสะท้อน (reflected)
2. การกระจายในเนื้อเยื่อ (scattered)
3. การดูดซึม (absorbed)
4. การผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ (transmitted)

การดูดซึมแสงของเนื้อเยื่อนั้นหมายถึงการเปลี่ยนพลังงานแสงเป็นพลังงานความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งแสงชนิดอินฟราเรดที่ใช้ทางทันตกรรมต่าง ๆ นั้นมีผลที่ทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่ได้รับ

แสงเพิ่มสูงขึ้นได้ ปัจจัยที่มีผลต่ออุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น ได้แก่ กำลังของเลเซอร์ที่ใช้ ความยาวคลื่น เวลาในการใช้ และบริเวณที่ได้รับแสง การผ่านของแสงในเนื้อเยื่อ จะแสดงถึงระยะที่แสงเลเซอร์ที่ผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ เมื่อมีการดูดซึมแสงเข้าไปในเนื้อเยื่อ จะทำให้อุณหภูมิเพิ่มสูงขึ้น และเกิดผลต่อเนื้อเยื่อ ดังนี้

1. เกิดการแข็งตัว (coagulation) เนื่องจากความร้อนทำให้โปรตีนเกิดการแปลงสภาพ (denaturization of protein) ซึ่งจะเกิดขึ้นเมื่ออุณหภูมิประมาณ 65 องศาเซลเซียส
2. เกิดการกลายเป็นไอ (vaporization) การเกิดความร้อนขึ้นอย่างรวดเร็ว ทำให้น้ำที่อยู่ภายในเซลล์เดือด (100 องศาเซลเซียส) และมีการเผาไหม้ของส่วนประกอบอินทรีย์ภายในเซลล์ (600-800 องศาเซลเซียส) ทำให้เกิดการทำลายเนื้อเยื่อในบริเวณนั้น (McCann, 1991)

## ความเป็นมาของการนำเลเซอร์มาใช้ในทางทันตกรรม

เลเซอร์เครื่องแรกหรือชื่อที่ใช้เรียกในระยะเริ่มแรกคือ เมเซอร์ (maser) ได้สร้างขึ้นโดย ทีโอดอร์ เอช ไมแมน (Theodore H. Maiman) ในปี ค.ศ. 1960 โดยเลเซอร์เครื่องแรกนี้เป็นชนิดรูบี้เลเซอร์ (ruby laser) ซึ่งมีความยาวคลื่น 694 นาโนเมตร (Maiman, 1960) ต่อจากนั้นเพียงหนึ่งปีก็มีการสร้างเลเซอร์ชนิดที่สองได้ คือนีโอไดเมียมเลเซอร์ (neodymium laser) (Snitzer, 1961) การนำเลเซอร์มาใช้ทางทันตกรรมนั้นในช่วงแรกส่วนใหญ่จะเป็นการใช้รูบี้เลเซอร์ (Stern and Sognnaes,

1964 ; Taylor, Shklar and Roeber, 1965 ; Adrian, Bernier and Sprague, 1971) ซึ่งผลที่ได้ไม่เป็นที่พอใจนัก จึงเกิดการพัฒนาเกี่ยวกบการใช้เลเซอร์ในทางทันตกรรมในระยะต่อมา การพัฒนาการใช้เลเซอร์ชนิดต่าง ๆ แบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ ๆ ได้ดังนี้

รูบี้เลเซอร์เป็นเลเซอร์ชนิดแรกที่ใช้ในทางทันตกรรมเมื่อปี 1963 การวิจัยในช่วงแรกจะเป็นเรื่องเกี่ยวกับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงเมื่อฉายลงบนเนื้อเยื่อชนิดแข็งของฟัน ซึ่งได้แก่เคลือบฟันและเนื้อฟัน และวัสดุอุดฟัน มีรายงานว่าพบลักษณะเป็นหลุม (cratering)) และการละลายของเคลือบฟันที่มีลักษณะคล้ายแก้ว (glasslike fusion of enamel) เข้าไปในชั้นเนื้อฟันและทำให้เนื้อฟันไหม้ (charring of dentine) ภายหลังจากการฉายแสงเลเซอร์ชนิดรูบี้เลเซอร์ 500 ถึง 2000 จูลต่อตารางเซนติเมตร (Stern and Sognnaes, 1964)

การนำเลเซอร์ชนิดนี้มาใช้กับฟันในช่องปากได้มีการทดลองนำมาใช้ในปี 1965 โดย Goldman รายงานผลการนำมาใช้ว่า ผู้ป่วยรู้สึกไม่เจ็บปวด แต่พบว่ามีการทำลายพื้นผิวของตัวฟันเมื่อนำมาตรวจดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ (Goldman, et al., 1965) ผลของการนำรูบี้เลเซอร์มาใช้ในช่วงแรกนั้นได้ผลไม่เป็นที่น่าพอใจ เนื่องจากพบว่ามีการทำลายเนื้อเยื่อแข็งของฟันส่วนผลต่อเนื้อเยื่อในโพรงฟัน (dental pulp) ในการทดลองในสิ่งมีชีวิต (Taylor et. al., 1965) พบว่ามีการเกิดเนื้อตายบางส่วนจากการตกเลือด (hemorrhagic necrosis) และการทำลายชั้นเซลล์สร้างเนื้อฟัน (Odontoblast layer) ในฟันตัด (incisor) ของสัตว์ทดลอง ซึ่งถูกฉายแสงรูบี้เลเซอร์ 35 ถึง 55 จูลล์ มีการทำลายของเนื้อเยื่อแข็งของฟันและอวัยวะใกล้เคียง ซึ่งเป็นผลจากการกระจายของแสง (scatter) รายงานนี้

แสดงให้เห็นว่ารูบี้เลเซอร์มีอันตรายต่อเนื้อเยื่อในโพรงฟัน หลังจากนั้นมีรายงานที่สนับสนุนความคิดนี้ โดยลดพลังงานที่ใช้ลง ซึ่งก็ยังได้ผลเช่นเดียวกัน (Adrian, Bernier and Spraque,1971) จากรายงานต่าง ๆ ที่ทำในช่วงแรกของการพัฒนาเลเซอร์เกี่ยวกับรูบี้เลเซอร์นั้น ทำให้เห็นว่าการนำเลเซอร์ชนิดนี้มาใช้ในทางทันตกรรมนั้นไม่เหมาะสม เนื่องจากต้องใช้พลังงานสูงซึ่งทำให้เกิดอุณหภูมิที่สูงมาก จนเกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อในโพรงฟันและเนื้อเยื่อในช่องปากได้ ในช่วงหลังจึงไม่ผลิตรูบี้เลเซอร์เพื่อใช้ในทางทันตกรรมอีก

เลเซอร์ชนิดต่อมาที่พัฒนาและนำมาใช้ ได้แก่ คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ ซึ่งเชื่อว่าน่าจะให้ประสิทธิภาพที่ดีกว่ารูบี้เลเซอร์ ในการใช้กับเนื้อเยื่อชนิดแข็งของฟัน เนื่องจากมีความยาวคลื่น 10.6 ไมโครเมตร และถูกดูดซึมได้ดีโดยชั้นเคลือบฟัน ซึ่งก็น่าจะเหมาะสมกับการใช้ปิดหลุมร่องฟัน เชื่อมวัสดุเซรามิก หรือการป้องกันฟันผุ (Lobene and Fine, 1966 ; Lobene, Bhussry and Fine, 1968; Stern, Vahl and Sognnaes, 1972) จากนั้นมีวิจัยเกี่ยวกับการใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ในทางทันตกรรมมากขึ้น โดยพบว่าคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ทำให้เคลือบฟันมีความต้านทานต่อการแทรกซึมของกรดเพิ่มขึ้น จึงนำมาใช้ในการปิดหลุมและร่องฟัน (Kantola, 1972; Kantola, Laine and Tarna, 1973) มีการนำมาทดลองใช้เพื่อเชื่อมวัสดุพวกไฮดรอกซีอาพาไทต์ (hydroxyapatite) กับเคลือบฟัน (Stewart, Powell and Wright, 1985) พบว่าไม่ประสบความสำเร็จเนื่องจากอุณหภูมิสูงเกินไป และในช่วงเดียวกัน Melcer และคณะ ได้นำคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์มาใช้กำจัดเนื้อฟันผุ (vaporization of caries) ซึ่งมีรายงานถึงการรักษาในผู้ป่วย 1,000 คน ถึงผลดีของเลเซอร์ในการใช้กำจัดเนื้อฟันผุ (Melcer, et al., 1984) และหลังจากนั้นก็มีรายงานการวิจัยเพิ่มเติมในสัตว์ทดลองถึง

การสร้างเนื้อฟันใหม่ (secondary dentin) และการทำไร้เชื้อ (sterilization) ของเนื้อฟันและเนื้อเยื่อประสาทฟันที่เผย (exposed pulp) ด้วยคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ (Melcer, Chaumette and Melcer, 1987)

เลเซอร์ชนิดต่อไปที่มีการค้นคว้าและนำมาใช้ได้แก่ เลเซอร์ในกลุ่มของนีโอไดเมียมเลเซอร์ ซึ่งมีหลายชนิด เช่น เอ็นดีแย็กเลเซอร์ เออร์เบียมแย็กเลเซอร์ (Erbium : YAG laser) โฮเมียมแย็กเลเซอร์ (Holmium : YAG laser) เป็นต้น งานวิจัยถึงการใช้เอ็นดีแย็กเลเซอร์ พบว่าได้ผลดีในการยับยั้งการเกิดฟันผุระยะเริ่มต้น (incipient caries) ทั้งในสิ่งมีชีวิตและในหลอดทดลอง (Yamamoto and Ooya, 1974 ; Yamamoto and Sato, 1980) ในช่วงระยะเดียวกันในสหรัฐอเมริกาก็มีการวิจัยเกี่ยวกับเลเซอร์ชนิดนี้เช่นเดียวกัน โดยนำมาใช้เชื่อมโลหะที่ใช้ในทางทันตกรรม (welding of dental alloy) (Adrian, 1977) แต่อย่างไรก็ดี การนำเลเซอร์ชนิดนี้มาใช้ในช่วงแรกมีไม่มาก แต่ต่อมา เอ็นดีแย็กเลเซอร์ก็เป็นเลเซอร์ชนิดที่มีการนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างกว้างขวาง รวมทั้งเลเซอร์ชนิดอื่น ๆ ในกลุ่มนี้ด้วย

การใช้เลเซอร์ในทางคลินิก หลังจากค้นคว้าและวิจัยถึงชนิดของเลเซอร์ที่สามารถใช้ในทางทันตกรรมได้เหมาะสม การวิจัยในช่วงแรกส่วนใหญ่จะกล่าวถึงผลที่มีต่อเนื้อเยื่อแข็ง ต่อจากนั้นจึงมีการนำมาใช้ในการผ่าตัดเนื้อเยื่อในช่องปาก ในปี ค.ศ. 1987 ได้มีการผลิตเลเซอร์สำหรับงานศัลยกรรมภายในช่องปากออกขายในท้องตลาดเป็นครั้งแรก โดยมีการรับรองจากคณะกรรมการอาหารและยาของสหรัฐอเมริกา คือ เลเซอร์ชนิดคาร์บอนไดออกไซด์ (Miserendino, 1995) หลังจาก

นั้น รายงานถึงผลดีของการใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ในงานด้านศัลยกรรมในช่องปากจึงเริ่มมีมากขึ้น ได้แก่ การห้ามเลือดอย่างมีประสิทธิผล ทำให้มองเห็นได้ชัดเจนขณะผ่าตัด การทำลายเนื้อเยื่อข้างเคียงน้อย ลดอาการบวม ลดความเจ็บปวด ลดการติดเชื้อหลังผ่าตัด ลดการเกิดแผลเป็นและการหดตัวของแผล เป็นต้น (Hall, 1971 ; Fisher, et al., 1983 ; Pecaro and Garehime, 1983 ; Frame, 1985) ซึ่งผลดีเหล่านี้เกิดจากเส้นเลือดเล็กๆ และหลอดน้ำเหลืองอุดตัน ทำให้ในระหว่างการหายของแผลเกิดอักเสบไม่มากนัก

คุณสมบัติในการตัด และการห้ามเลือดที่ดี ของคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์นั้น ได้นำไปใช้ในงานศัลย์ปริทันต์ (Pick, Pecaro and Silberman, 1985) เช่น การตัดเหงือก โดยเสียเลือดน้อยมาก ในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของการแข็งตัวของเลือด (bleeding disorder) แต่อย่างไรก็ตาม ในช่วงแรก ๆ ของการนำมาใช้ยังมีข้อจำกัดอยู่ เช่น การเข้าไปทำงานในพื้นที่จำกัดในช่องปาก ทำให้การเข้าไปทำงานและการมองเห็นไม่ดีนัก เนื่องจากใช้ระบบออฟติคัลเลนส์ (optical lens delivery system)ส่วนการนำคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์มาใช้กับเนื้อเยื่อแข็งเช่น เคลือบฟันและเคลือบรากฟัน เมื่อใช้ในพลังงานที่สูงจะทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อประสาทฟันได้ (Taylor et. al., 1965) และเมื่อใช้พลังงานต่ำเพื่อปิดหลุมและร่องฟัน (Stewert, et al., 1985) ป้องกันฟันผุ (Nelson, Shariati and Glena, 1986) กัดพื้นผิวเคลือบฟัน (enamel etching) (Cooper, et al., 1988) และรักษาอาการเสียวฟัน ก็พบว่าผลที่ได้ไม่เป็นที่ยอมรับโดยทั่วไป

ในปัจจุบัน การใช้เลเซอร์ทางคลินิกสำหรับเนื้อเยื่ออ่อนยังจำกัด ส่วนการนำมาใช้กับเนื้อเยื่อแข็งนั้นยังอยู่ในช่วงการวิจัยหรือการพัฒนาเพื่อให้ได้ชนิดและวิธีการที่เหมาะสมที่สุดก่อนที่จะนำมาใช้ในทางทันตกรรม แนวโน้มของงานวิจัยเกี่ยวกับเลเซอร์ที่จะนำมาใช้กับเนื้อเยื่อแข็งส่วนใหญ่ จะเป็นกลุ่มของนีโอไดเมียมเลเซอร์ เช่น เออร์เบียมแย็กเลเซอร์ โฮเมียมแย็กเลเซอร์ เอ็นดีแย็กเลเซอร์ และเอ็กไซเมอร์เลเซอร์ เป็นต้น ซึ่งเลเซอร์เหล่านี้น่าจะนำมาใช้แทนการกรอฟันได้ นอกจากนี้ยังใช้ป้องกันฟันผุ การตรวจหาฟันผุ การตัดเคลือบฟัน เนื้อฟัน และกระดูก การรักษาอาการเสียวฟัน การกัดเคลือบฟัน และการตัดและตกแต่งกระดูก เป็นต้น ซึ่งการค้นคว้าและทดลองเพิ่มเติมเพื่อนำเลเซอร์มาใช้เพื่อวัตถุประสงค์เหล่านี้ จะก่อให้เกิดประโยชน์ต่อการให้การรักษาทางทันตกรรมได้อย่างกว้างขวางต่อไป ( Miserendino, 1995 )

## เอ็นดีแย็กเลเซอร์

เอ็นดีแย็กเลเซอร์ เป็นเลเซอร์ที่อยู่ในกลุ่มของฮาร์ดเลเซอร์ ซึ่งหมายถึงเลเซอร์ที่มีคุณสมบัติในการตัดเนื้อเยื่อชนิดต่างๆได้ เลเซอร์ในกลุ่มนี้เป็นชนิดที่นำมาใช้ในทางการแพทย์อย่างกว้างขวาง คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ และอาร์กอน (argon) เลเซอร์ ก็อยู่ในกลุ่มนี้เช่นเดียวกัน

ตัวกลางซึ่งมีฤทธิ์ของเอ็นดีแย็กเลเซอร์ คือ ผลึกอิทเทรียม-อะลูมิเนียม-การ์เนต (yttrium-aluminium-garnet) กับ ธาตุนีโอไดเมียม (neodymium) ซึ่งให้แสงที่มีความยาวคลื่น 1064 นาโนเมตร อยู่ในช่วงแสงอินฟราเรด มองด้วยตาเปล่าไม่เห็น ดังนั้น การใช้จึงจำเป็นต้องใช้ร่วมกับเลเซอร์ชนิด

อื่นหรือแสงสีขาว เพื่อให้มองเห็นแสงที่ออกมาจากเครื่องได้ ส่วนใหญ่แล้วจะใช้แสงของฮีเลียม-นีออน (helium-neon) เลเซอร์ ซึ่งเป็นแสงสีแดงมองเห็นได้ชัดเจน และไม่มีผลในการเปลี่ยนแปลงผลการรักษาของเอ็นดีแย็กเลเซอร์ (Goldstein, White and Pick, 1995)

การนำเอ็นดีแย็กเลเซอร์มาใช้ด้วยเส้นใยนำแสง ทำให้สะดวกต่อการใช้ในช่องปาก วิธีการใช้เลเซอร์ชนิดนี้กับเนื้อเยื่อมีสองแบบ คือ แบบสัมผัสกับเนื้อเยื่อ (contact mode) และแบบไม่สัมผัสกับเนื้อเยื่อ (non-contact mode) โดยขึ้นกับวัตถุประสงค์ของการใช้ แต่การใช้แบบสัมผัสเนื้อเยื่อโดยตรงจะเกิดอุณหภูมิสูงกว่า ส่วนการแทรกผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่ออ่อนของช่องปาก พบว่าสามารถเข้าไปได้มากที่สุด 4-5 มิลลิเมตร

เอ็นดีแย็กเลเซอร์ถูกดูดซึมในน้ำได้น้อยกว่าคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ ซึ่งเป็นลักษณะเดียวกับผลที่เกิดกับเนื้อเยื่ออ่อนซึ่งมีน้ำเป็นส่วนประกอบมาก ทำให้เอ็นดีแย็กเลเซอร์สามารถผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ลึกกว่า และเกิดความร้อนน้อยกว่า คุณสมบัติเฉพาะอีกอย่างหนึ่งของเอ็นดีแย็กเลเซอร์ คือ เนื้อเยื่อที่มีเม็ดสีอยู่มากจะดูดซึมเลเซอร์ชนิดนี้ได้ดี ทำให้ใช้ได้ผลดีในการห้ามเลือด (Rossmann and Cobb,1995) เมื่อนำมาใช้กับเนื้อเยื่อแข็งของฟัน บริเวณเคลือบฟันซึ่งมีลักษณะค่อนข้างโปร่งใส (transparent) ต่อแสงเลเซอร์ พลังงานของเลเซอร์ จะผ่านออกไปมากกว่าถูกดูดซึมโดยเคลือบฟัน ซึ่งผลที่เกิดขึ้นต่างกับส่วนเนื้อฟัน ที่มีความแตกต่างของพื้นผิวในแต่ละบริเวณ จึงทำให้ผลของเลเซอร์ที่มีต่อเนื้อฟันไม่ค่อยสม่ำเสมอ ขึ้นกับการตอบสนองของเนื้อเยื่อบริเวณนั้น (Gonzalez, et al.,1996)

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์

ซอฟต์เลเซอร์เป็นเลเซอร์อีกกลุ่มหนึ่งซึ่งแตกต่างจากกลุ่มฮาร์ดเลเซอร์ คือไม่สามารถใช้ตัดเนื้อเยื่อต่างๆได้ มีพลังงานต่ำ ไม่เกิดความร้อนที่เนื้อเยื่อ หรือเกิดเพียงเล็กน้อยขณะใช้งาน เลเซอร์ชนิดนี้เกิดจากการกระตุ้นวัสดุกึ่งตัวนำ (semiconductor) ให้ปล่อยพลังงานออกมาในรูปของเลเซอร์ โดยทั่วไป เลเซอร์กลุ่มนี้จะใช้เพื่อกระตุ้นการทำงานของเซลล์ เช่น กระตุ้นการหายของแผล ลดการอักเสบ ลดการบวม และลดความเจ็บปวด เป็นต้น (Midda and Renton-Harper, 1991)

ซอฟต์เลเซอร์ที่มีการใช้ทางทันตกรรม ได้แก่ ฮีเลียม-นีออนเลเซอร์ และ แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์ เนื่องจากการใช้ซอฟต์เลเซอร์ยังไม่แพร่หลาย และผลการใช้ก็ยังไม่เป็นที่ยอมรับในวงกว้าง รายงานการวิจัยในเรื่องนี้จึง มีไม่มากนัก

ในปี 1988 Takeda ได้รายงานผลทางจุลพยาธิวิทยา ของการใช้แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์ ในการกระตุ้นการหายของแผลถอนฟัน ในสัตว์ทดลอง พบว่าในกลุ่มทดลองมีการพบเซลล์สร้างเส้นใยมากกว่ากลุ่มควบคุม และมีเนื้อเยื่อกระดูก (osteoid tissue) เกิดใหม่มากกว่า ซึ่งจะทำให้การสร้างกระดูกใหม่ ในบริเวณแผลถอนฟันของกลุ่มที่ใช้แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์ เกิดได้เร็วกว่ากลุ่มควบคุม (Takeda, 1988)

Wakabayashi และ Matsumoto (1988) ได้รายงานผลการใช้แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์ รักษาอาการเสียวฟัน โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ใช้ยาหลอก (placebo) พบว่าใช้รักษาอาการเสียวฟันได้ผลดีกว่ากลุ่มควบคุม แต่พบว่าเกิดอาการเสียวฟันขึ้นใหม่ได้ เฉพาะในรายที่มีอาการมาก

Gerschman, Ruben และ Gebart-Eaglemont (1994) ได้รายงานถึงผลของการใช้แกลเลียม-อะลูมิเนียม-อาร์เซนิกเลเซอร์ รักษาอาการเสียวฟัน เปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ใช้ยาหลอก เมื่อฉายแสง 1 นาที และทำซ้ำใน 1 2 และ 8 สัปดาห์ พบว่าได้ผลดีกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ โดยสามารถลดอาการเสียวฟันได้มากกว่าร้อยละ 65 และไม่มีรายงานถึงผลข้างเคียงไม่พึงประสงค์

ในปี 1993 Gelskey และคณะ ได้ทำการวิจัยในผู้ป่วย 19 คน เปรียบเทียบผลของ ฮีเลียม-นีออนเลเซอร์ กับ ฮีเลียม-นีออนเลเซอร์ร่วมกับเอ็นดีแย็กเลเซอร์ เพื่อรักษาอาการสียวฟัน พบว่าทั้งสองกลุ่มสามารถลดอาการเสียวฟันได้ประมาณร้อยละ 60 และผลของทั้งสองกลุ่มนั้นไม่แตกต่างกัน แต่รายงานของ Wilder-Smith (1988) ถึงการใช้ฮีเลียม-นีออนเลเซอร์ รักษาอาการเสียวฟันในผู้ป่วย พบว่าไม่สามารถลดอาการเสียวฟันได้

## การใช้เลเซอร์ในทางปริทันต์บำบัด

ในปัจจุบัน การใช้เลเซอร์ในทางปริทันต์บำบัดนั้น โดยทั่วไปยังจำกัดอยู่เฉพาะการใช้สำหรับเนื้อเยื่ออ่อนเท่านั้น เช่น การตัดเหงือกและตกแต่งเหงือก การตัดเนื้อเยื่อ การตัดเนื้อยึด (frenectomy) เป็นต้น แต่สำหรับการใช้กับเนื้อเยื่อแข็ง เช่น ผิวรากฟัน หรือ กระดูกรองรับฟันที่ถูกทำลายจากโรคปริทันต์นั้น ยังไม่มีการทดลองที่ชัดเจนหรือการทดลองที่ติดตามผลระยะยาวที่เพียงพอที่จะแสดงถึงผลดีผลเสียของการใช้เลเซอร์กับเนื้อเยื่อแข็ง ซึ่งผลการทดลองในเรื่องเหล่านี้เป็นสิ่งจำเป็น ถ้าจะนำเลเซอร์มาใช้ในทางปริทันต์ อาทิเช่น การเกลารากฟัน การกำจัดคราบจุลินทรีย์และหินน้ำลาย ออกจากผิวรากฟัน การเชื่อมรอยแตกของรากฟัน การรักษาอาการเสียวฟัน การตัดกระดูก (ostectomy) และการตกแต่งกระดูก เป็นต้น

ถึงแม้ว่าจะมีการทดลองเกี่ยวกับเลเซอร์มากขึ้นแล้ว แต่ยังมีข้อสงสัยเกี่ยวกับการนำเลเซอร์มาใช้ด้วยวิธีการที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดผลการรักษาที่ดี และไม่เกิดผลอันไม่พึงประสงค์ต่อเนื้อเยื่อใกล้เคียง เนื่องจากมีตัววัดหลายประการในการจะนำเลเซอร์มาใช้ ตัวแปรเหล่านั้น ได้แก่ ความยาวคลื่นของเลเซอร์ ลักษณะของคลื่น ที่เป็นแบบต่อเนื่องหรือเป็นช่วง การเลือกกำลัง หรือ วัตต์ (watt) เวลาที่ใช้ฉายแสงบนเนื้อเยื่อ และนอกจากปัจจัยของเครื่องมือดังกล่าวข้างต้น คุณสมบัติของเนื้อเยื่อที่ตอบสนองต่อแสงเลเซอร์ ก็เป็นองค์ประกอบสำคัญในการนำเลเซอร์มาใช้ด้วยเช่นเดียวกัน องค์ประกอบของเนื้อเยื่อ ปริมาณเม็ดสี และองค์ประกอบทางกายภาพของเนื้อเยื่อ (physical structure) (Dederich, 1991) องค์ประกอบเหล่านี้ทำให้เกิดลักษณะของการดูดซับพลังงาน

แสงของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน และเป็นตัวกำหนดผลทางคลินิก เมื่อใช้เลเซอร์กับเนื้อเยื่อต่าง ๆ (Cobb, 1997)

ชนิดของเลเซอร์ที่นำมาใช้มากในทางปริทันต์ในปัจจุบัน ได้แก่ คาร์บอนไดออกไซด์ เลเซอร์ที่มีความยาวคลื่น 10.6 ไมโครเมตร และเอ็นดีแย็กเลเซอร์ ความยาวคลื่น 1.06 ไมโครเมตร ซึ่งความยาวคลื่นที่ต่างกันของเลเซอร์ทั้งสองชนิดนี้ทำให้การตอบสนองของเนื้อเยื่อต่อเลเซอร์นั้นแตกต่างกันไปด้วย เช่น ไฮดรอกซีอาพาไทต์ของกระดูกและฟันจะดูดซึมคลื่นแสงที่มีความยาวคลื่นระหว่าง 9.0 ไมโครเมตรถึง 11.0 ไมโครเมตร ได้ดี (Cobb, McCawley and Killoy, 1992) ซึ่งคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ก็อยู่ในช่วงนั้น จึงถูกดูดซึมโดยกระดูกและฟันได้สูงมาก (Nelson, et al., 1986) ในขณะที่เอ็นดีแย็กเลเซอร์จะถูกดูดซึมได้บางส่วนโดยจะมีส่วนที่สะท้อนออกมามากกว่า ดังนั้นถ้าต้องการให้ได้ผลใกล้เคียงกัน การใช้เอ็นดีแย็กเลเซอร์ก็จะต้องใช้พลังงานที่มากกว่า หรือเวลามากขึ้น เป็นต้น

ในการรักษาโรคปริทันต์นั้น การขูดหินน้ำลายและเกลารากฟัน เป็นขั้นตอนที่สำคัญและจำเป็น ในการรักษาการอักเสบที่เกิดเนื่องจากโรคปริทันต์ (Cobb, 1997) ทั้งนี้เนื่องจากการกำจัดแผ่นคราบจุลินทรีย์ใต้เหงือกและหินปูน เป็นการกำจัดเชื้อแบคทีเรียที่อยู่ในร่องเหงือก (subgingival microflora) และทำให้การสะสมใหม่ (repopulation) ของเชื้อแบคทีเรียเกิดขึ้นช้าลง (Mousgues, Listgaten and Phillips, 1980)

เครื่องมือที่ใช้สำหรับขูดหินน้ำลายและเกลารากฟันที่มีอยู่นั้น มีหลายชนิดหลายรูปร่าง จึงต้องการความชำนาญพิเศษในการใช้ ใช้เวลาในการทำงานมาก นอกจากนั้น ผลที่ได้ยังมีขีดจำกัดเนื่องมาจากข้อจำกัดของรูปร่างของรากฟันอีกด้วย ซึ่งทำให้ผิวรากฟันปราศจากเชื้อโรคนั้นเป็นไปได้ยาก ดังนั้น การนำเลเซอร์มาใช้เป็นเครื่องมือในการเกลารากฟัน หรือเป็นเครื่องมือช่วยเสริมก็เพื่อให้การทำงานได้ผลดี สามารถกำจัดเชื้อโรคที่ผิวรากฟัน กำจัดคราบจุลินทรีย์และหินปูนได้ดียิ่งขึ้น ง่ายและ สะดวกในการใช้รวมทั้งลดความเหนื่อยล้าของทันตแพทย์ด้วย (Cobb, 1997)

มีงานวิจัยหลายเรื่องที่แสดงให้เห็นผลของเลเซอร์ต่อผิวรากฟัน เช่น การทดลองในเรื่องผลของเอ็นดีแย็กเลเซอร์ บนพื้นผิวรากฟัน โดยทำในห้องทดลองโดยการใช้เลเซอร์พลังงานมากกว่า 80 มิลลิจูลต่อตารางเซนติเมตร ฉายลงบนผิวรากฟัน ทำให้เกิดผลต่อผิวรากฟันคือ เกิดคาร์บอนไนเซชัน (carbonization) เกิดเส้นบนผิวรากฟัน (fiber tracking) เกิดหลุม (ablation crater formation) การละลาย และการแข็งตัวใหม่ของส่วนที่เป็นแร่ธาตุ เกิดรูพรุน (porosity) และการลอกออก (pelling) ของเคลือบรากฟัน ทำให้เนื้อฟันเผยออก (Trylovich, et.al., 1992 ; Spencer, Trylovich and Cobb,, 1992 ; Morlock, et. al., 1992)

นอกจากนี้ พบว่าพื้นผิวที่ถูกฉายด้วยเอ็นดีแย็กเลเซอร์ จะทำให้เกิดสภาวะที่ไม่เหมาะสมสำหรับการยึดติดของเซลล์สร้างเส้นใยของเหงือก (gingival fibroblast) กับผิวรากฟัน (Trylovich, et.al., 1992) ซึ่งจากการทดลองวิเคราะห์ธาตุของพื้นผิวที่ได้รับการฉายแสงเลเซอร์ พบว่าอัตราส่วนระหว่างโปรตีนกับแร่ธาตุ (protein / mineral ratio) ลดลง และเกิดแอมโมเนียม เนื่องจากความร้อนของส่วน

ประกอบอินทรีย์สลาย ซึ่งผู้วิจัยให้สมมติฐานว่าการเกิดแอมโมเนียมสะสมที่ผิวรากฟันทำให้ขัดขวางการยึดติดของเซลล์สร้างเส้นใยของเหงือกบนพื้นผิวรากฟัน (Spencer, et.al., 1992)

ในปี 1996 Spencer และคณะ ได้รายงานผลการวิจัยซึ่งเปรียบเทียบผลของคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ และเอ็นดีแย็กเลเซอร์ โดยใช้วิธีการวิเคราะห์เช่นเดียวกับการทดลองเมื่อปี 1992 ก็ยังพบว่ามีสารแอมโมเนียมเกิดขึ้นเช่นเดิม และยังพบว่ามีไซอะนาไมด์ (cyanamide) และไซอะเนต (cyanate) ทั้งสองชนิดเป็นไอออนที่เป็นพิษ ซึ่งเป็นผลเนื่องจากการทำให้ไฮดรอกซีอาพาไทต์ร้อนขึ้น

ในปี 1994 Thomas และคณะ แสดงให้เห็นว่าปัญหาที่เกิดขึ้นจากการยับยั้งการยึดของเซลล์สร้างเส้นใยกับผิวรากฟันแก้ไขได้โดยการเกลารากฟันหรือใช้ผงขัดฟัน (air-powder abrasive slurry) จะทำให้เซลล์สร้างเส้นใยกลับมายึดติดกับพื้นผิวรากฟันนั้นได้อีก และรายงานว่าเซลล์สร้างเส้นใยจะไม่ยึดติดกับเฉพาะผิวรากฟันบริเวณที่มีส่วนของชั้นถ่าน ( carbonised or charred layer )ที่เกิดจากการเผาไหม้ของเลเซอร์เหลืออยู่บริเวณพื้นผิวเท่านั้น

สำหรับการนำเลเซอร์มาใช้ในการรักษาร่องลึกปริทันต์ (periodontal pocket) (Midda and Renton-Harper, 1991 ; Cobb, McCawley and Killoy, 1992 ; Lin, et.al., 1992) ซึ่งได้ทดลองในสิ่งมีชีวิต พบว่าการใช้เอ็นดีแย็กเลเซอร์ในร่องลึกปริทันต์ ทำให้ปริมาณเชื้อที่ก่อให้เกิดโรคปริทันต์ลดลง และผลนี้ยังพบได้ภายหลังการใช้อีกหลายสัปดาห์ Cobb และคณะ ได้เปรียบเทียบการใช้เอ็นดีแย็กเลเซอร์เพียงอย่างเดียวและการใช้ร่วมกับการเกลารากฟัน โดยใช้การวิเคราะห์ด้วยดีเอ็นเอโพรบ

(DNA probe analysis) พบว่าได้ผลในการลดปริมาณของแบคทีเรียที่เป็นสาเหตุของโรคปริทันต์หลายชนิด เช่น แอกติโนบาซิลลัสแอกติโนไมซีเตมโคมีแทนส์ (Actinobacillus actinomycetemcomitans) พอร์ไฟโรโมแนสจิงจิวาลิส (porphyromonas gingivalis) และพรีโวเทลลาอินเตอร์มีเดีย (Prevotella intermedia) ถึงแม้ว่าเมื่อส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด จะยังพบมีการเจริญของแบคทีเรียอยู่ในหลุมที่เกิดจากเลเซอร์ เมื่อตรวจดูหลังจากฉายแสง 7 วัน ซึ่งแบคทีเรียเหล่านี้น่าจะเจริญเข้ามาจากบริเวณใกล้เคียงที่ไม่ได้รับแสงเลเซอร์ ส่วนรายงานผลเกี่ยวกับลักษณะพื้นผิวของผิวรากฟัน พบว่าเกิดลักษณะเช่นเดียวกับการทดลองที่ทำนอกสิ่งมีชีวิตที่ได้อ้างถึงมาแล้วข้างต้น คือ เกิดหลุมบนพื้นผิว มีรูพรุนที่พื้นผิว เกิดรอยไหม้ การละลายและการแข็งตัวใหม่ของแร่ธาตุที่ผิวรากฟัน เป็นต้น (Cobb, et al.,1992)

นอกจากเอ็นดีแย็กเลเซอร์ และคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ที่มีการนำมาใช้อย่างกว้างขวางแล้ว เออร์เบียมแย็กเลเซอร์ ซึ่งมีความยาวคลื่น 2.94 ไมโครเมตร ก็เป็นเลเซอร์อีกชนิดหนึ่งที่ได้รับความสนใจ มีการพัฒนาศึกษาและนำมาใช้ในทางทันตกรรมเมื่อไม่นานมานี้ โดยความยาวคลื่นของเลเซอร์ชนิดนี้ค่อนข้างมาก จึงมีคุณสมบัติคล้ายกับคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ ซึ่งสามารถดูดซึมได้ดีในน้ำ และเชื่อว่าน่าจะนำมาใช้ได้ผลดีกับกระดูกและฟัน (Cobb, 1997)

Nelson และคณะ (1988) รายงานผลการใช้เออร์เบียมแย็กเลเซอร์ในการตกแต่งกระดูกพบว่าได้ผลดีโดยไม่มีชั้นถ่านจากการเผาไหม้เกิดขึ้น และมีการทำลายกระดูกเนื่องจากอุณหภูมิสูงเพียงเล็กน้อย มีรายงานการใช้กล้องจุลทรรศน์ตรวจพื้นผิวรากฟันภายหลังจากการใช้เออร์เบียม

แย็กเลเซอร์ พบว่าลักษณะของพื้นผิวจะขรุขระคล้ายกับการถูกกัดด้วยกรด ซึ่งลักษณะพื้นผิวเช่นนี้เกิดจากมีการระเบิดเล็กๆ (microexplosion) ที่พื้นผิว ซึ่งเป็นผลเนื่องจาก ความดันภายในซึ่งเกิดจากการกระเหยของน้ำที่อยู่ในเนื้อเยื่อ (Nelson,et al., 1989 ; Hibst and Keller, 1989) ซึ่งกลไกนี้จะไม่ทำให้เกิดการทำลายของเนื้อเยื่อกระดูกและฟันมากนักเพราะการดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นของเนื้อเยื่อทั้งส่วนที่เป็นสารอินทรีย์และส่วนที่เป็นแร่ธาตุนั้นมีเพียงเล็กน้อย

มีการศึกษาที่รายงานถึงการเกิดอาการเสียวฟันซึ่งเพิ่มขึ้นภายหลังจากการรักษาโรคปริทันต์หรือการทำศัลย์ปริทันต์ (Wallace and Bisada, 1990) การนำเลเซอร์มาใช้รักษาอาการเสียวฟันนั้น มีวัตถุประสงค์เดียวกับการใช้วิธีอื่นๆ ในการรักษา คือทำให้ท่อเนื้อฟันปิด (Rossmann and Cobb, 1995) มีการนำเอ็นดีแย็กเลเซอร์มาใช้ในการรักษาอาการเสียวฟัน โดย Renton-Harper และ Midda ในปี 1992 รายงานผลการรักษาอาการเสียวฟันในผู้ป่วย 30 ราย ด้วยพลังงานอยู่ในช่วงไม่เกิน 100 มิลลิจูล ใช้เวลาฉายแสงนาน 2 นาที พบว่าสามารถลดอาการเสียวฟันได้อย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม และผลการตรวจดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดในฟันที่ถูกถอนออกมาหลังจากที่ได้รับการฉายแสง พบว่ามีคราบผงฟันที่เกิดจากความร้อนปิดคลุมพื้นผิวของท่อเนื้อฟันที่เปิด นอกจากนี้ Gelskey และคณะ (1993) ได้วิจัยในผู้ป่วยโดยใช้เอ็นดีแย็กเลเซอร์ระดับพลังงานระหว่าง 30-100 มิลลิจูล พบว่าสามารถลดอาการเสียวฟันลงได้ ร้อยละ 60

อย่างไรก็ดี ถึงแม้ว่าจะมีการวิจัยเกี่ยวกับการใช้เลเซอร์กับกระดูกและฟันมาพอสมควร โดยเฉพาะคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์และเอ็นดีแย็กเลเซอร์ รวมทั้งเออร์เบียมแย็กเลเซอร์ในระยะ

หลังด้วยก็ตาม การนำมาใช้อย่างกว้างขวางก็ยังไม่เป็นที่ยอมรับมากนัก ผลของการศึกษาต่างๆ แสดงให้เห็นว่าเลเซอร์ทำให้เนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลง โดยมีความสัมพันธ์กับพลังงานที่ใช้ ความยาวคลื่น เวลาในการฉายแสง และความร้อนที่เกิดขึ้น รวมทั้งผลที่อาจเกิดกับเนื้อเยื่อประสาทฟันด้วย (White, Fagan and Goodis, 1994) ซึ่งการศึกษาในเรื่องเหล่านี้ยังจะต้องมีการศึกษาและพัฒนาต่อไปเพื่อให้ได้ผลดียิ่งขึ้น นอกจากนี้ ในเรื่องเกี่ยวกับการนำเลเซอร์มาใช้เพื่อรักษาอาการเสียวฟันนั้น จากการศึกษาเบื้องต้นที่ผ่านมาค่อนข้างให้ผลดี แต่มีรายงานในด้านนี้ค่อนข้างน้อย รวมทั้งการใช้เลเซอร์เพื่อปรับสภาพผิวรากฟัน (root conditioning) ในการรักษาโรคปริทันต์ก็เป็นเรื่องที่น่าสนใจศึกษาต่อไปเช่นเดียวกัน และนอกจากการนำมาใช้ในด้านการรักษาต่างๆแล้ว การนำเลเซอร์มาใช้ช่วยวินิจฉัยโรคเพิ่มเติม เช่น การตรวจหาฟันผุ วัดปริมาณการไหลเวียนของเลือด และวัดการโยกของฟัน (Ryden, Bjelkhagen and Solder, 1975 ; Ryden, Bjelkhagen and solder, 1995) ก็เป็นการนำเลเซอร์มาใช้ประโยชน์ในทางทันตกรรมที่น่าสนใจและพัฒนาต่อไปเพื่อการนำมาใช้ให้กว้างขวางยิ่งขึ้น

## ทฤษฎีการเกิดอาการเสียวฟัน

อาการเสียวฟัน เป็นสภาวะที่พบได้บ่อยในการรักษาทางทันตกรรม พบว่าผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาในคลินิกทันตกรรม ร้อยละ 8-30 มีอาการเสียวฟัน (Addy, 1990) ช่วงอายุที่พบมากคือ 20-41 ปี และพบว่าอุบัติการของการเกิดลดลงตามอายุ (Flyn, et al.,1985) ซึ่งอาจเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของเนื้อฟันเมื่ออายุมากขึ้น บริเวณที่มักพบว่ามีอาการเสียวฟันคือ ด้านกระพุ้งแก้มของฟันเขี้ยวหรือฟันกรามน้อย บริเวณใกล้ขอบเหงือก ซึ่งเป็นบริเวณที่มีการสูญเสียเนื้อฟันเนื่องจากการแปรงฟัน และพบภาวะนี้ในหญิงมากกว่าชาย (Addy, Mustafa and Newcomb,1987)

สาเหตุของการเสียวฟันนั้น เกิดเนื่องจากการสูญเสียเคลือบฟันหรือเคลือบรากฟันจากสาเหตุต่างๆ ทำให้เนื้อฟันเผยต่อสิ่งแวดล้อม เมื่อมีสิ่งกระตุ้น เช่น สารเคมี อุณหภูมิ หรือการสัมผัสที่บริเวณนี้ จะเกิดความเจ็บปวดขึ้นได้ (Absi, Addy and Adams , 1989) กลไกของการเกิดอาการเสียวฟันนั้นยังไม่ทราบแน่ชัดว่าเกิดอย่างไร แต่มีทฤษฎีที่อธิบายไว้หลายทฤษฎี (Pashey, 1990) ได้แก่

1. การกระตุ้นโดยตรงที่ปลายประสาท โดยเชื่อว่าภายในท่อเนื้อฟันมีเส้นใยประสาทรับความรู้สึก เมื่อมีสิ่งกระตุ้นที่บริเวณเนื้อฟันเผย ทำให้เกิดการกระตุ้นโดยตรงที่ปลายเส้นใยประสาท แต่จากการศึกษาทางจุลกายวิภาคศาสตร์ เพื่อตรวจหาเส้นใยประสาทบริเวณผิวเนื้อฟัน พบว่าเส้นใยประสาทที่อยู่ในท่อเนื้อฟันจะอยู่ภายในท่อเนื้อฟันเพียง 1/3 ของความยาวท่อเท่านั้น และไม่พบ

เส้นใยประสาทยื่นเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ไกลกว่า 100 ไมโครเมตร (Scott and Tempel, 1965) ทำให้การกระตุ้นโดยตรงที่ปลายเส้นใยประสาทนั้นเป็นไปได้ยากมาก

2. ทฤษฎีที่เชื่อว่า เซลล์สร้างเนื้อฟันทำหน้าที่เป็นหน่วยรับความรู้สึก (recepter) ซึ่งสามารถรับและส่งต่อไปยังเส้นประสาทในโพรงฟันได้ แต่จากการศึกษาทางจุลกายวิภาคศาสตร์ ไม่พบส่วนที่เป็นจุดเชื่อมต่อของการส่งกระแสประสาท (synaptic complex) ระหว่างเซลล์สร้างเนื้อฟันและเส้นใยประสาท และยังพบว่าส่วนยื่นของเซลล์สร้างเนื้อฟัน (odontoblastic process) ไม่สามารถยื่นเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้เกินครึ่งของความยาวท่อเนื้อฟัน

3. ทฤษฎีการเคลื่อนที่ของของเหลวในท่อเนื้อฟัน เป็นทฤษฎีที่ยอมรับอย่างกว้างขวางในปัจจุบัน โดยอธิบายว่าภายในท่อเนื้อฟันมีของเหลวบรรจุอยู่ และของเหลวนี้จะกระจายไปถึงเซลล์สร้างเนื้อฟันซึ่งอยู่ใกล้โพรงประสาทฟัน บริเวณนี้จะมีเส้นใยประสาท มาสิ้นสุดจำนวนมาก เมื่อมีสิ่งกระตุ้นจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของของเหลวภายในท่อเนื้อฟัน ผลจากการเคลื่อนที่เข้าหรือออกของของเหลวนี้ ทำให้เกิดแรงไปกระตุ้นประสาทรับความรู้สึกของฟัน (pulpal mechanoreceptor) ที่อยู่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อในและเนื้อฟัน ทำให้เกิดสัญญาณประสาทส่งต่อไปยังสมองทำให้รู้สึกเสียวฟันขึ้นได้ (Brannstrom, 1966 ; Brannstrom, et al., 1968 ; Brannstrom and Astorm, 1972)

จากทฤษฎีการเคลื่อนที่ของของเหลวข้างต้น จึงเชื่อว่าอาการเสียวฟันจะเกิดขึ้น เมื่อมีท่อเนื้อฟันเปิด และจะมากขึ้นเมื่อท่อเนื้อฟันมีขนาดใหญ่ (Holland, 1994) Brannstrom ในปี1966 ราย

งานการพบท่อเนื้อฟันเปิดในผู้ป่วยที่มีอาการเสียวฟัน หลังจากนั้น Absi และคณะ (1987) และ Yoshiyama และคณะ (1989, 1990) พบว่าจำนวนท่อเนื้อฟันเปิดในฟันที่มีอาการเสียวฟันจะมากกว่าในฟันปกติมาก และขนาดของท่อเนื้อฟันในฟันที่มีอาการเสียวฟันก็มีขนาดใหญ่กว่าในฟันที่ไม่มีอาการเสียวฟันถึงสองเท่า ตามกฎของ Poiseuille (Poiseuille's law) ซึ่งกล่าวว่า การไหลของของเหลวภายในท่อเล็กๆ จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับรัศมีของท่อยกกำลัง 4 ดังนั้นเมื่อเส้นผ่าศูนย์กลางของท่อกว้างขึ้น จะทำให้การเคลื่อนที่ของของเหลวในท่อเนื้อฟันมากขึ้น

จากขนาดและจำนวนของท่อเนื้อฟันที่มากกว่าในฟันปกตินี้ ทำให้การรักษาส่วนใหญ่มุ่งเน้นไปที่การปิดท่อเนื้อฟันเปิด เพื่อป้องกันหรือลดการเคลื่อนไหวของของเหลวในท่อเนื้อฟัน โดยการทำให้ท่อเนื้อฟันปิด หรือมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางลดลง กลไกที่ทำให้ท่อเนื้อฟันปิด (Holland,1994) ได้แก่

1. เกิดการปิดที่บริเวณพื้นผิวด้วยสิ่งต่างๆ เช่น ชั้นคราบผงฟัน แผ่นคราบจุลินทรีย์ การสะสมของแร่ธาตุ (mineralization) หรือ สารที่สามารถอุดตันท่อเนื้อฟันได้ เช่น ผลึกออกซาเลต (oxalate crystal) หรือ เรซิน (resin) เป็นต้น

2. การสร้างเนื้อฟันระหว่างท่อเนื้อฟัน (peritubular dentin) เพิ่มขึ้น

3. การสร้างเนื้อฟันขึ้นใหม่ และการสร้างเนื้อฟันซ่อมเสริม (reparative dentin)

นอกจากการรักษาด้วยการปิดท่อเนื้อฟันแล้ว อีกวิธีการหนึ่งที่มีการนำมาใช้รักษาอาการเสียวฟันก็คือ การยับยั้งที่ประสาทรับความรู้สึกโดยตรง ลดความไวต่อการกระตุ้นของเส้นประสาทรับความรู้สึก เช่น การใช้โปตัสเซียมไนเตรด เป็นต้น (Markowitz and Kim,1990)

การนำเลเซอร์ชนิดต่างๆ มาใช้เพื่อรักษาอาการเสียวฟัน ก็อาศัยหลักการรักษาข้างต้น คือ ทำให้เกิดการอุดตันท่อเนื้อฟัน หรือลดขนาดท่อเนื้อฟัน จากผลทางกายภาพของเลเซอร์ ที่มีต่อพื้นผิวฟัน และนอกจากผลต่อพื้นผิวฟันแล้ว เลเซอร์บางชนิด เช่น กลุ่มของซอฟต์เลเซอร์ ยังอาจมีผลต่อเส้นใยประสาทโดยตรงอีกด้วย ซึ่งกลไกที่แท้จริงของการใช้เลเซอร์เพื่อรักษาอาการเสียวฟันนั้นยังไม่ทราบแน่ชัด การวิจัยต่อไปที่จะมีเพิ่มขึ้น ก็น่าจะให้คำตอบที่ชัดเจนในเรื่องนี้ได้ดียิ่งขึ้น