

2005-09-01

Nickel-titanium alloy wires in orthodontics

Sirichom Satrawaha

Vachara Phetcharakupt

Follow this and additional works at: <https://digital.car.chula.ac.th/cudj>



Part of the [Dentistry Commons](#)

Recommended Citation

Satrawaha, Sirichom and Phetcharakupt, Vachara (2005) "Nickel-titanium alloy wires in orthodontics," *Chulalongkorn University Dental Journal*: Vol. 28: Iss. 3, Article 9.

DOI: 10.58837/CHULA.CUDJ.28.3.9

Available at: <https://digital.car.chula.ac.th/cudj/vol28/iss3/9>

This Review article is brought to you for free and open access by the Chulalongkorn Journal Online (CUJO) at Chula Digital Collections. It has been accepted for inclusion in Chulalongkorn University Dental Journal by an authorized editor of Chula Digital Collections. For more information, please contact ChulaDC@car.chula.ac.th.



บทความปริทัศน์

Review Article

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมในทาง ทันตกรรมจัดฟัน

สิริโณม สัตราวาทะ ท.บ.¹วัชร เพชรคุปต์ ท.บ., Dip. in Orthodontics (Bergen), อ.ท. (ทันตกรรมจัดฟัน)²¹ นิสิตวุฒิปัตร์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย² ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับเคลื่อนฟันในการจัดฟัน คือให้แรงน้อยและต่อเนื่อง หรือเรียกว่าคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด ลวดบางชนิดยังมีคุณสมบัติจำรูปอีกด้วย อย่างไรก็ตาม ลวดชนิดนี้ยังมีข้อด้อยบางประการ เช่น ราคาสูงและความสามารถในการขึ้นรูปต่ำ เป็นต้น ในปัจจุบันลวดในกลุ่มนี้มีให้เลือกหลายชนิด การเลือกใช้ลวดจึงจำเป็นต้องเข้าใจถึงกลสมบัติของลวดแต่ละชนิด บทความปริทัศน์ฉบับนี้จึงได้รวบรวมกลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมแต่ละชนิด รวมทั้งผลของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการเลือกใช้ลวด

(ว ทันต จุฬาฯ 2548;28:263-72)

คำสำคัญ: คุณสมบัติจำรูป; คุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด; ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม

บทนำ

โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ถูกคิดค้นครั้งแรกในปี ค.ศ.1961 โดย Buehler และคณะ¹ แห่งห้องทดลองสรรพาวุธ กองทัพเรือ สหรัฐอเมริกา เพื่อใช้ในการกิจขององค์การอวกาศ แห่งชาติสหรัฐอเมริกา (NASA) โดยใช้ชื่อว่า nitinol ซึ่งคำว่า ni มาจาก นิกเกิล ti มาจากไทเทเนียม และ nol มาจาก Naval Ordnance Laboratory ต่อมาในปี ค.ศ.1971 Andreasen และคณะ² ได้แนะนำให้ใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ในงานทันตกรรมจัดฟันเป็นครั้งแรก อันเนื่องมาจากคุณสมบัติเด่นคือ ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำ

ช่วงการทำงานยืดหยุ่น (elastic working range) กว้าง จึงเหมาะแก่การเป็นลวดโค้งปรับระดับฟันและเรียงฟันให้เรียบ โดยเฉพาะในกรณีที่มีฟันซ้อนเก³

ในปัจจุบันลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม เป็นที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายและมีการพัฒนาคุณสมบัติของลวดชนิดนี้ให้ดีขึ้น ทำให้มีคุณสมบัติจำรูป (shape memory) คุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (superelasticity) จึงให้แรงคืนกลับต่อเนื่องในระดับต่ำ (continuous light force) ซึ่งเหมาะแก่การเคลื่อนฟัน อย่างไรก็ตาม ลวดชนิดนี้ก็ยังมีข้อด้อยบางประการ อาทิ ความสามารถในการขึ้นรูปต่ำ จึงทำให้สามารถดัดเป็นรูปร่างที่

ต้องการได้ยากและยังมีราคาสูงกว่าลวดชนิดอื่นอีกด้วย ดังนั้นบทความปริทัศน์นี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อรวบรวมและเปรียบเทียบกลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ชนิดต่างๆ รวมทั้งผลของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อกลสมบัติของลวด เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการเลือกใช้ลวดชนิดนี้

กลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม (Mechanical properties of Nickel-titanium alloy wires)

จากการศึกษาทางโลหะวิทยาของโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม พบว่าสามารถแบ่งได้เป็น 2 วัฏภาค ตามลักษณะโครงสร้างผลึก คือ

1. วัฏภาคออสเทนไนต์ (austenite phase) มีโครงสร้างผลึกเป็นแบบผลึกรูปลูกบาศก์ชนิดมีหน่วยอนุภาคที่ศูนย์กลาง (body centered cubic lattice) มีความแข็งแรงและสามารถคงรูปได้ดี มีเสถียรภาพที่อุณหภูมิสูง

2. วัฏภาคมาร์เทนไซต์ (martensite phase) มีโครงสร้างผลึกเป็นแบบผลึกรูปหกเหลี่ยมชนิดอัดแน่น (hexagonal close packed lattice) มีลักษณะอ่อนนุ่ม เปลี่ยนรูปได้ง่าย มีเสถียรภาพที่อุณหภูมิต่ำ

ค่าความแข็งตึง (stiffness) ของลวดในวัฏภาคออสเทนไนต์ มากกว่าในวัฏภาคมาร์เทนไซต์ประมาณ 3 เท่า⁴

การเปลี่ยนแปลงวัฏภาคของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม

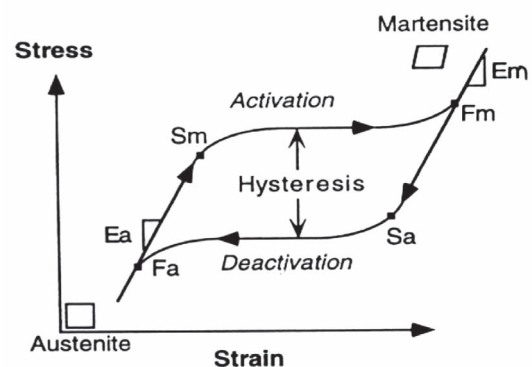
ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม สามารถเปลี่ยนจากวัฏภาคออสเทนไนต์สู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ ได้โดยปัจจัย 2 ประการ ได้แก่ การให้ความเค้นแก่ลวด เรียกว่า การเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์โดยอาศัยความเค้น (Stress-induced martensite transformation, SIM) และการลดอุณหภูมิต่ำกว่าช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค (Temperature transformation range, TTR) เรียกว่า การเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์โดยอาศัยอุณหภูมิ (Temperature-induced martensite transformation) ซึ่งช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค ประกอบด้วย อุณหภูมิที่โลหะผสมเริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ (martensitic start, M_s) อุณหภูมิที่โลหะผสมเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์สิ้นสุด (martensitic finish, M_f)

อุณหภูมิที่โลหะผสมเริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์ (austenitic start, A_s) และอุณหภูมิที่โลหะผสมเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์สิ้นสุด (austenitic finish, A_f)

การให้ความเค้นและ/หรือการลดอุณหภูมิต่ำกว่าช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค มีผลให้อะตอมภายในเนื้อโลหะเคลื่อนที่ไปจากตำแหน่งเดิมในลักษณะที่ถูกผลักให้เอียงไปทั้งแถบ (twinning) จากนั้นเมื่อมีการปลดปล่อยความเค้นออกมา และ/หรือการเพิ่มอุณหภูมิสูงกว่าช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค อะตอมภายในของโลหะจะเคลื่อนที่กลับสู่ตำแหน่งเดิม (detwinning) ทำให้สามารถกลับคืนสู่รูปร่างเดิมในวัฏภาคออสเทนไนต์ได้ เรียกว่า คุณสมบัติจำรูป⁵ ซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมและไม่พบในลวดชนิดอื่น

การเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์โดยอาศัยความเค้น

ณ ที่อุณหภูมิสูงกว่าช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจะอยู่ในวัฏภาคออสเทนไนต์ และสามารถเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ได้โดยการให้ความเค้น (stress) แก่ลวดจนถึงระดับที่เหมาะสม เปรียบได้กับการผูกมัดเข้าไปในเบรกกะทัดรัดของพื้นที่มีการเรียงตัวผิดปกติ เมื่อเกิดการเคลื่อนพื่นจะทำให้ขนาดของความเค้นลดลง และทำให้ลวดสามารถกลับคืนสู่วัฏภาคออสเทนไนต์ได้ แสดงดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่แสดงคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด⁶

Fig. 1 Stress-strain graph of alloy with superelastic behavior⁶

จุด Fa หมายถึง จุดสิ้นสุดการเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาค ออสเทนไนต์ (Austenitic finish) จุด Sm หมายถึง จุดเริ่มต้น การเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ (Martensitic start) จุด Fm หมายถึง จุดสิ้นสุดการเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ (Martensitic finish) จุด Sa หมายถึง จุดเริ่มต้นการเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคออสเทนไนต์ (Austenitic start) ค่า Ea หมายถึง ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของลวดในวัฏภาคออสเทนไนต์ และค่า Em หมายถึง ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของลวดใน วัฏภาคมาร์เทนไซต์

1. **ระยะ Fa-Sm** เป็นระยะที่เกิดการเปลี่ยนรูปแบบ อีลาสติก (elastic deformation) ของลวดโลหะผสมใน วัฏภาคออสเทนไนต์ ความชันของกราฟในส่วนนี้เรียกว่า ค่า ความแข็งตั้งเริ่มต้น (initial stiffness)

2. **ระยะ Sm-Fm** เรียกว่า โหลดติงพลาโต (loading plateau) หรือแอคติเวชันพลาโต (activation plateau) เป็น ช่วงที่ลวดโลหะผสมในวัฏภาคออสเทนไนต์ เริ่มมีการเปลี่ยนแปลง ไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์จนกระทั่งเสร็จสมบูรณ์ ซึ่งเป็นผลมา จากการได้รับความเค้นหรือแรงกระทำในปริมาณที่เหมาะสม

3. **ระยะ Fm-Sa** เป็นระยะที่ความเค้นหรือแรงกระทำ ลดลง

4. **ระยะ Sa-Fa** เรียกว่า อันโหลตติงพลาโต (unloading plateau) หรือดีแอคติเวชันพลาโต (deactivation plateau) เป็นระยะที่โลหะผสมเกิดการเปลี่ยนแปลงกลับสู่ วัฏภาคออสเทนไนต์ ในทางทันตกรรมจัดฟันจะให้ความสำคัญ กับขนาดแรงในระยะนี้ เนื่องจากเป็นขนาดแรงที่ได้จากการ คืบกลับสู่รูปร่างเดิมของลวดและมีผลต่อการเคลื่อนฟัน

ความแตกต่างของความเค้นระหว่างโหลดติงพลาโต และ อันโหลตติงพลาโต เรียกว่า ฮีสเทอรีซิสเชิงกล⁶ (mechanical hysteresis) ซึ่งในลวดแต่ละชนิดมีขนาดของฮีสเทอรีซิส แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับส่วนประกอบทางเคมีและกรรมวิธีการผลิต ในปัจจุบันมีการผลิตลวดที่มีค่าฮีสเทอรีซิสต่ำ เรียกว่า ลวดโลว์ ฮีสเทอรีซิส (Low hysteresis, LH)⁷ จึงให้ขนาดแรงค่อนข้าง คงที่

จากคุณสมบัติการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคโดยอาศัยความเค้น ทำให้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ให้แรงคืนกลับที่ค่อนข้าง ต่ำและต่อเนื่องซึ่งเรียกว่า คุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด หรือคุณสมบัติยืดหยุ่นเทียม (pseudoelasticity) ซึ่งเหมาะสมแก่การ

เคลื่อนฟัน โดยคุณสมบัติดังกล่าวจะเกิดขึ้นเมื่ออุณหภูมิที่ ทดสอบลวดอยู่ในช่วง อุณหภูมิที่โลหะผสมเปลี่ยนแปลงไปสู่ วัฏภาคออสเทนไนต์สิ้นสุดถึงอุณหภูมิสูงสุดที่สามารถเกิดวัฏภาค มาร์เทนไซต์ (Martensitic deformation temperature, Md) เท่านั้น ถ้าทดสอบลวดที่อุณหภูมิต่ำกว่าอุณหภูมิที่โลหะผสม เริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ หรือสูงกว่าอุณหภูมิ สูงสุดที่สามารถเกิดวัฏภาคมาร์เทนไซต์ ลวดจะเกิดการเปลี่ยน รูปร่าง⁸⁻¹⁰ ดังนั้นถ้าต้องการนำคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด มาใช้ประโยชน์ทางคลินิก ควรเลือกลวดที่มีอุณหภูมิที่โลหะผสม เปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์สิ้นสุด ต่ำกว่าหรือใกล้เคียง กับอุณหภูมิในช่องปาก

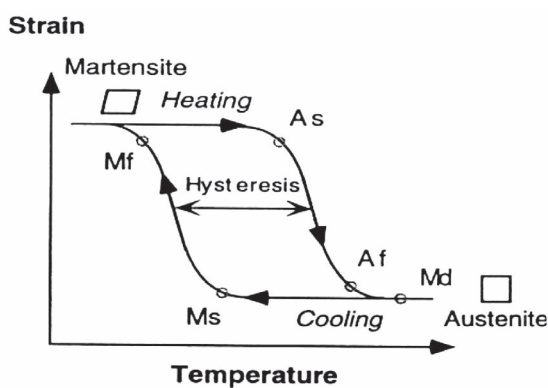
Segner และ Ibe กำหนดคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดของ โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม จากอัตราส่วนระหว่างค่าความ แข็งตั้งเริ่มต้น (initial slope) กับค่าความแข็งตั้งในระยะดีแอคติ- เวชันพลาโต (deactivate plateau slope) กล่าวคือ ถ้าอัตราส่วน ดังกล่าวมีค่ามากกว่า 8 แสดงว่า ลวดมีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด และถ้ามีค่าอยู่ระหว่าง 2 ถึง 8 แสดงว่า ลวดมีแนวโน้มแสดง คุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด และถ้ามีค่าน้อยกว่า 2 แสดงว่า ลวด ไม่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด¹¹

การเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์โดยอาศัย อุณหภูมิ

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่อยู่ในวัฏภาคมาร์เทนไซต์ มีลักษณะอ่อนนุ่มสามารถดัดไปมาได้ง่าย เมื่อได้รับความร้อน สูงถึงช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค จะสามารถเปลี่ยนกลับสู่ รูปร่างเดิมในวัฏภาคออสเทนไนต์ได้ จึงทำให้ลวดแข็งขึ้นและ สามารถคงรูปร่างได้ดี และเมื่อมีการลดอุณหภูมิลงต่ำกว่าช่วง อุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาค ลวดจะสามารถกลับคืนสู่วัฏภาค มาร์เทนไซต์ได้อีกครั้ง เรียกว่าคุณสมบัติยืดหยุ่นจากการ เปลี่ยนอุณหภูมิ (thermoelasticity)⁴ แต่ในบางรายงานเรียกว่า คุณสมบัติจำรูป (shape memory)¹² ในขณะที่ Evans และ Durning กล่าวว่า คุณสมบัติจำรูปหมายถึงคุณสมบัติของลวด ที่สามารถกลับคืนสู่รูปร่างเดิมได้แบ่งเป็น คุณสมบัติจำรูปจากการ เปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (thermodynamic shape memory) หรือคุณสมบัติจำรูปจากคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (superelastic shape memory)¹³ จากการศึกษาคุณสมบัติจำรูปของลวด โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม 7 ชนิดพบว่า 6 ชนิดมีอัตราการ คืนรูป (recovery rate) ร้อยละ 89-94 และอีก 1 ชนิดมีอัตรา

การคืนรูปร้อยละ 41.314 อย่างไรก็ตาม คุณสมบัติดังกล่าวเกิดขึ้นเมื่อลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ที่อยู่ในวัฏภาคมาร์เทนไซต์ได้รับความเครียด (strain) ไม่เกินร้อยละ 85

ช่วงอุณหภูมิตั้งแต่อุณหภูมิที่ลวดเริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์ จนถึงอุณหภูมิที่ลวดเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์สิ้นสุด สูงกว่าช่วงอุณหภูมิที่ลวดเริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ถึงอุณหภูมิที่ลวดเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์สิ้นสุด ความแตกต่างของช่วงอุณหภูมิดังกล่าวนี้เรียกว่า ฮิสเทอรีซิสเชิงอุณหภูมิ (thermal hysteresis)¹⁵ ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดและอุณหภูมิของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมแสดงคุณสมบัติจำรูป¹⁵

Fig. 2 Strain-temperature graph of alloy with shape-memory effect¹⁵

ช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคของลวดแต่ละชนิดขึ้นอยู่กับส่วนประกอบทางเคมีของโลหะผสมกรรมวิธีการผลิต รวมทั้งกรรมวิธีการเผา¹⁶ (heat treatment) นอกจากนี้ ความเค้นที่เกิดขึ้นภายในเส้นลวดมีผลต่อช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคด้วย กล่าวคือเมื่อลวดได้รับความเค้นทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ขึ้นภายในเส้นลวด จึงต้องการพลังงานความร้อนในการเปลี่ยนแปลงกลับสู่วัฏภาคออสเทนไนต์เพิ่มขึ้น ดังนั้น ช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคจึงสูงขึ้นด้วย¹⁷

การศึกษาการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมนิยมทำโดยการประเมินจากค่าความต้านทานกระแสไฟฟ้า¹⁷ (electric resistivity) การแยกด้วยคลื่นรังสีเอกซ์¹⁸ (X-ray diffraction) และการวัดพลังงาน

ความร้อนด้วยเครื่องดิฟเฟอเรนเชียลสแกนนิ่งคาลอริมิเตอร์¹⁹⁻²¹ (Differential Scanning Calorimeter, DSC) จากการศึกษาด้วยเครื่องดิฟเฟอเรนเชียลสแกนนิ่งคาลอริมิเตอร์พบว่าในขณะที่ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม เกิดการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคจะเกิดวัฏภาคอาร์ (R-phase)^{3,22} ซึ่งมีโครงสร้างผลึกเป็นแบบผลึกรูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน (rhombohedral)

ชนิดของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม แบ่งออกได้เป็น 3 ชนิด ดังนี้

1. ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมแบบธรรมดา (Conventional nickel-titanium alloy wire หรือ Martensitic-stabilized alloy wire)

เป็นลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ที่อยู่ในวัฏภาคมาร์เทนไซต์ที่อุณหภูมิห้องไม่สามารถเปลี่ยนแปลงวัฏภาคหรือแสดงคุณสมบัติจำรูปและคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดได้เนื่องจากมีค่าอุณหภูมิที่โลหะผสมเริ่มเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์สูงกว่าอุณหภูมิห้องหรืออุณหภูมิภายในช่องปากมาก แต่บางรายงานพบว่าเกิดจากการมีความเค้นตกค้างในเนื้อโลหะจากขบวนการผลิตที่เป็นแบบรีดเย็น (cold working)²³ ตัวอย่างลวดในกลุ่มนี้ได้แก่ ลวด Nitinol[®] ของบริษัท 3M/Unitek เป็นต้น

ลวด Nitinol ผลิตครั้งแรกในปี ค.ศ.1971² ประกอบด้วยโลหะนิกเกิลและโลหะไทเทเนียม ในปริมาณร้อยละ 55 และ 45 โดยสัดส่วนจำนวนอะตอมตามลำดับ เป็นที่นิยมใช้เนื่องจากมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำ จึงให้แรงประมาณ 1/5 เท่าของลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมและประมาณ 1/2 เท่าของลวดเบต้า ไทเทเนียม มีระยะการทำงาน (working range) กว้าง นอกจากนี้ ยังมีความเป็นสปริง (springiness) มากกว่าลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม 2.5 เท่า และทนทานต่อการสึกกร่อนได้ดี (corrosion resistance)^{24,25}

จากคุณสมบัติดังกล่าวเมื่อนำลวด Nitinol มาใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันจึงมีข้อดี ได้แก่ ทำให้ไม่จำเป็นต้องใช้ลวดโค้งหลายเส้นในการรักษา ใช้ระยะเวลาในการรักษาแต่ละครั้งน้อย ระยะเวลาในการแก้ไขฟันหมุนหรือการปรับระดับฟัน (leveling) สั้นลง และทำให้ผู้ป่วยเกิดความไม่สบาย (discomfort) เพียงเล็กน้อย อย่างไรก็ตาม ลวดชนิดนี้ให้แรงไม่คงที่ดังจะเห็นได้จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงและการเบี่ยงเบน

(load-deflection graph) จะปรากฏเป็นเส้นตรง (linear) และยังมีข้อจำกัดอื่นๆ เช่น สามารถดัดลวดให้เป็นรูปร่างที่ต้องการได้ลำบากและมักแตกหักเมื่อดัดเป็นมุมคม (sharp bend) การพับปลายลวด (cinch back) จึงควรทำการอบอุ่นด้วยกระแสไฟฟ้า (resistance-annealing) หรือการผ่านเปลวไฟ จนกระทั่งลวดมีสีฟ้าเข้มก่อน นอกจากนี้ การเชื่อมลวดทำได้ยาก จึงแนะนำให้ใช้ตะขอเกี่ยวแบบหนีบแทน (crimpable hook) และเนื่องจากการที่ลวดมีค่าความแข็งแรงต่ำจึงไม่เหมาะเป็นลวดโค้งสำหรับการจัดฟันในระยะสุดท้าย (finishing)²⁴

จากการศึกษาโดยนำลวด Nitinol เก็บไว้ในสภาวะจำลองลักษณะภายในช่องปากเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 1 เดือน พบว่า ทำให้กำลังดึงประลัย (ultimate tensile strength) โมดูลัสของสภาพยืดหยุ่นและกำลังคลาด (yield strength) ต่ำกว่าลวดที่เก็บไว้ในอุณหภูมิห้องและไม่ได้รับความเค้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนการเปลี่ยนแปลงค่าความเป็นกรด-ด่าง (pH) และปริมาณการเปื่อยเบนลวดไม่มีผลต่อกลสมบัติของลวดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้น การใช้ลวด Nitinol เป็นระยะเวลานานจึงทำให้กลสมบัติของลวดลดลงและมีแนวโน้มที่จะเกิดการเปลี่ยนรูปถาวรเพิ่มขึ้น²⁶

2. ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelastic nickel-titanium alloy wire หรือ Austenitic-active alloy wire)

เป็นลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่อยู่ในวัฏภาคออสเทนไนต์ที่อุณหภูมิห้อง เนื่องจากช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคมีค่าต่ำกว่าอุณหภูมิห้องและสามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ได้โดยอาศัยความเค้น ตัวอย่างลวดในกลุ่มนี้ได้แก่ ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส (Chinese NiTi alloy wire) และลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมเจแปนีส (Japanese NiTi alloy wire) เป็นต้น

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีสผลิตครั้งแรกในปี ค.ศ. 1978 โดย ดร. Tien Hua Cheng และคณะ²⁷ ลวดชนิดนี้มีช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคต่ำกว่าลวด Nitinol มาก Burstone, Qin และ Morton ทำการทดสอบการอลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.016 นิ้ว เปรียบเทียบกับลวด Nitinol และลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมด้วย

วิธีแคนติลิวเวอร์ (cantilever test) โดยอลวดเป็นมุม 80 องศา พบว่าลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีสมีค่าสปริงคืนกลับ (spring back) สูงกว่าลวด Nitinol 1.6 เท่าและสูงกว่าลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม 4.46 เท่า และมีค่าความแข็งแรงตึงประมาณร้อยละ 73 ของลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม และร้อยละ 36 ของลวด Nitinol²⁸ และพบว่ากราฟระหว่างแรงและการเบี่ยงเบนของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส มีความสัมพันธ์ไม่เป็นเส้นตรง (non-linear characteristic) ซึ่งต่างจากลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมและลวด Nitinol จึงถือว่าลวดชนิดนี้มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดและให้แรงค่อนข้างคงที่^{29,30} อย่างไรก็ตามความแข็งแรงตึงในระยะอันโหลดดิง (unloading stiffness) ของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส มีค่าไม่คงที่โดยจะขึ้นอยู่กับปริมาณการเบี่ยงเบนลวด กล่าวคือ เมื่อมีการเบี่ยงเบนลวดเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าความแข็งแรงตึงลดลง ดังนั้น เมื่อเคลื่อนฟันไปได้ระยะหนึ่งแล้วถ้าต้องการให้ลวดออกแรงเพิ่มขึ้นสามารถทำได้โดยการถอดลวดและผูกลวดใหม่ (untie & retie)³¹ นอกจากนี้ยังพบว่าการเปลี่ยนรูปถาวรของลวดชนิดนี้ไม่ขึ้นกับระยะเวลาที่ใส่ลวด (time-dependent deformation)²⁸

การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมีผลต่อกลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมจีนีส ซึ่งต่างจากลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมและลวด Nitinol โดยพบว่าเมื่อลวดอยู่ในอุณหภูมิห้อง (22 องศาเซลเซียส) และอุณหภูมิในช่องปากจะมีค่าความแข็งแรงใกล้เคียงกัน แต่เมื่อเพิ่มอุณหภูมิจนถึง 60 องศาเซลเซียส จะทำให้ขนาดแรงและการเปลี่ยนรูปถาวรเพิ่มขึ้น ส่วนค่าสปริงคืนกลับลดลง²⁸

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมเจแปนีส

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมเจแปนีส ผลิตครั้งแรกในปี ค.ศ. 1978 โดยบริษัท Furukawa electric ประเทศญี่ปุ่น มีคุณสมบัติเด่นคือ มีสปริงคืนกลับที่ดีมากและคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดโดยพบว่าเมื่อยืดลวดในช่วงร้อยละ 2 ถึง 8 ของความยาวลวดเดิมลวดจะให้แรงค่อนข้างคงที่¹² อย่างไรก็ตามลวดชนิดนี้ไม่สามารถแสดงคุณสมบัติจำรูปได้ที่อุณหภูมิภายในช่องปาก

กรรมวิธีการเผาผลาญเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของลวด โดยเมื่อแช่ลวดลงในอ่างเกลือไนเตรต (nitrate salt bath) ที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส นาน 120 นาที จะทำให้ขนาดแรงลดลงอย่างมีนัยสำคัญ และเมื่อแช่ลวดที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส นาน 5 นาที จะทำให้คุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดและคุณสมบัติ

สปริงคืนกลับลดลงอย่างมากและเกิดการเปลี่ยนรูปถาวรเพิ่มขึ้น ดังนั้น จึงสามารถพัฒนาลวดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากันให้ออกแรงในขนาดที่แตกต่างกันได้ โดยการผ่านกรรมวิธีการเผาที่ควบคุมอุณหภูมิและระยะเวลาให้เหมาะสม เช่น ลวด Sentalloy ซึ่งให้แรงในขนาดที่แตกต่างกันได้ 3 ขนาด¹² ในปี ค.ศ.1988 Miura, Mogi และ Ohura³² ได้เสนอกรรมวิธีการเผาด้วยวิธีให้ความร้อนจากแรงต้านทานไฟฟ้ากระแสตรง (Direct electric resistance heat treatment method, DERHT) โดยการผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในเส้นลวด ทำให้เกิดความร้อนและเกิดการจัดเรียงตัวใหม่ของโมเลกุลโลหะภายในเส้นลวด และเนื่องจากการปล่อยกระแสไฟฟ้าทำโดยใช้เข็มไฟฟ้าเป็นตัวจับลวด ทำให้สามารถดัดลวดเป็นรูปร่างที่ต้องการ รวมทั้งสามารถเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของลวดเฉพาะส่วนที่ต้องการได้ ลวดดังกล่าวจึงให้แรงในขนาดที่แตกต่างกันภายในลวดเส้นเดียวกัน โดยที่คุณสมบัติสปริงคืนกลับไม่เปลี่ยนแปลงและไม่เกิดการเปลี่ยนรูปถาวร จากความรู้ดังกล่าวบริษัท GAC จึงได้เสนอลวด Bioforce Sentalloy ซึ่งให้แรงในขนาดที่เหมาะสมแก่ฟันแต่ละซี่ได้ภายในลวดเส้นเดียวกัน โดยพิจารณาจากพื้นที่ผิวรากฟัน ดังนั้น ลวดชนิดนี้จึงให้แรงในขนาดที่แตกต่างกันสำหรับการเคลื่อนฟันหน้า ฟันกรามน้อย และฟันหลัง ซึ่ง Evans และ Durning จัดให้ลวดชนิดนี้อยู่ในประเภท graded thermodynamic Nickel-titanium alloy wire¹³

3. ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นจากการเปลี่ยนอุณหภูมิ (Thermoelastic nickel-titanium alloy wire หรือ Martensitic-active alloy)

เป็นลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ที่แสดงวัฏภาคมาร์เทนไซต์ที่อุณหภูมิห้องและสามารถเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์ได้ เมื่อได้รับความร้อนจากอุณหภูมิภายในช่องปาก จึงสามารถนำคุณสมบัติยืดหยุ่นเทียมและคุณสมบัติจำรูปมาใช้ประโยชน์ทางคลินิกได้ ช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคของลวดในกลุ่มนี้มีค่าสูงกว่าอุณหภูมิห้องและใกล้เคียงกับอุณหภูมิภายในช่องปาก ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปากจึงมีผลต่อกลสมบัติของลวดค่อนข้างมาก ตัวอย่างเช่น ลวด Copper Ni-Ti 37°C ลวด Cooper Ni-Ti 40°C และลวด Heat-Activated Nitinol เป็นต้น

คุณสมบัติในอุดมคติของลวดกลุ่มนี้คือ³³ มีลักษณะอ่อนนุ่ม (dead soft) ที่อุณหภูมิห้องจึงทำให้สามารถใส่ลวดลงในเบรกกะ

ได้ง่ายแม้ในกรณีที่มีฟันซ้อนเก่มากๆ ถูกกระตุ้นด้วยความร้อนได้ทันทีทันใด ให้แรงเคลื่อนฟันที่เหมาะสม เมื่อลวดเกิดการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคเสร็จสิ้นแล้ว แม้ได้รับความร้อนจากภายในช่องปากเพิ่มขึ้นจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของลวดอีก มีช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคแคบ

ผลของอุณหภูมิต่อกลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม เป็นที่นิยมใช้เนื่องจากให้แรงคืนกลับน้อยและค่อนข้างคงที่ แต่จากความรู้ที่ว่า การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคและกลสมบัติของลวด ซึ่งอุณหภูมิภายในช่องปากเกิดการเปลี่ยนแปลงได้จากอุณหภูมิของอาหารหรือจากการดื่มน้ำร้อน น้ำเย็น³⁴ จึงส่งผลต่อขนาดแรงของลวดด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นจากการเปลี่ยนอุณหภูมิ เนื่องจากมีช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคใกล้เคียงกับอุณหภูมิภายในช่องปาก ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปากจึงมีผลต่อลวดในกลุ่มนี้อย่างมาก³⁵ อย่างไรก็ตามมีรายงานว่าลวดชนิดโลวฮีสเทอรีซิสได้รับอิทธิพลจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในช่องปากเล็กน้อย⁷ ส่วนลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด ได้รับอิทธิพลจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปากปานกลาง³⁵ เนื่องจากช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคต่ำกว่าอุณหภูมิร่างกายพอสมควร ส่วนลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมแบบธรรมดา ได้รับอิทธิพลจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปากเล็กน้อย³⁵

เมื่ออุณหภูมิภายนอกสูงขึ้นส่งผลให้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม มีค่าความชันเริ่มต้น ขนาดแรงในบริเวณโหลดดิ้ง-พลาโต และอันโหลดดิ้งพลาโตเพิ่มขึ้น และเมื่ออุณหภูมิภายนอกลดลงจะให้ผลในทางตรงกันข้าม^{10,35,36} โดยผลของการได้รับความเย็นคงอยู่เป็นระยะเวลาสั้นๆ เมื่อทดสอบในระบะดีแอคติเวชัน แต่เมื่อทดสอบในระบะดีแอคติเวชันผลของความเย็นจะคงอยู่เป็นระยะเวลานาน ในทางตรงกันข้าม ผลของความร้อนคงอยู่เป็นระยะเวลานาน เมื่อทดสอบในระบะดีแอคติเวชัน แต่เมื่อทดสอบในระบะดีแอคติเวชัน ผลของความร้อนจะคงอยู่เป็นระยะเวลาสั้นๆ⁸ นอกจากนี้ยังพบว่าลวดที่มีช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคใกล้เคียงกับอุณหภูมิภายในช่องปากมากหรือมีความไวต่ออุณหภูมิ (thermosensitive wire) มาก เช่น ลวด

Copper NiTi 40°C ได้รับอิทธิพลจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปากมากกว่า ลวดที่มีช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคต่ำกว่า เช่น ลวด Copper NiTi 27°C อย่างไรก็ตาม ลวดที่มีความไวต่ออุณหภูมิมากให้แรงต่ำกว่าลวดที่มีความไวต่ออุณหภูมิน้อย³⁵

โดยปกติลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด จะอยู่ในวัฏภาคออสเทนไนต์ที่อุณหภูมิร่างกาย แต่เมื่อลวดได้รับความเค้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์ โดยถ้ามีการเบี่ยงเบนของลวดมากจะทำให้เกิดการเปลี่ยนวัฏภาคมากกว่าในกรณีที่มีการเบี่ยงเบนลวดน้อย และเมื่อลวดได้รับความเย็น จะเกิดการเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคมาร์เทนไซต์มากขึ้น ซึ่งในวัฏภาคนี้อลวดจะมีความยืดหยุ่นมากกว่าวัฏภาคออสเทนไนต์ ดังนั้น ขนาดแรงของลวดจึงลดลงส่วนการให้ความร้อนจะทำให้ลวดเปลี่ยนแปลงไปสู่วัฏภาคออสเทนไนต์มากขึ้น จึงมีค่าความแข็งดึงและขนาดแรงเพิ่มขึ้น

อย่างไรก็ตาม พบว่าขนาดแรงที่วัดได้ภายหลังจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่างไปจากขนาดแรงปกติ ซึ่งอาจเป็นผลมาจากการมีความเค้นภายในเส้นลวดทำให้ช่วงอุณหภูมิการเปลี่ยนวัฏภาคของลวดเปลี่ยนแปลงร่วมกับผลยับยั้ง (inhibitory effect) ในขบวนการเปลี่ยนแปลงวัฏภาค³⁸

การเลือกใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม

การเลือกใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ควรพิจารณาจากชนิดและกลสมบัติของลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม ขนาดแรงที่ลวดกระทำต่อฟัน เพื่อให้เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีความรุนแรงของการซ้อนเกของฟันและวัตถุประสงค์ในการรักษาที่แตกต่างกัน อาทิ ในกรณีที่มีฟันซ้อนเกมาก อาจเลือกใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมชนิดที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด ส่วนในกรณีที่มีการซ้อนเกเล็กน้อย อาจเลือกใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมแบบธรรมดา หรือลวดโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมพันเกลียวก็ได้ ส่วนในกรณีที่ผู้ป่วยมีความไวต่อความเจ็บปวด³⁹ หรือมีฟันซ้อนเกร่วมกับโรคปริทันต์อักเสบ⁴⁰ อาจพิจารณาเลือกใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

สรุป

ลวดโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม เหมาะสำหรับเป็น ลวดที่ใช้ในการจัดฟันเนื่องจากให้แรงค่อนข้างต่ำและต่อเนื่อง

แต่เนื่องจากในปัจจุบันลวดในกลุ่มนี้มีให้เลือกหลายชนิด ดังนั้น การเลือกใช้ลวดนอกจากจะพิจารณาจากความรุนแรงของการซ้อนเกของฟัน และขั้นตอนของการรักษาแล้วยังจำเป็นต้องเข้าใจถึงกลสมบัติของลวดแต่ละชนิดด้วย ได้แก่ ขนาดแรงที่ลวดกระทำต่อฟันและผลของปัจจัยต่างๆ ที่มีผลทำให้ขนาดแรงของลวดเปลี่ยนแปลงไป อาทิ การมีแรงเค้นภายในเส้นลวด หรือการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในช่องปาก

เอกสารอ้างอิง

1. Buehler WJ, Gilfrick JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys-near composition.TiNi. J Appl Phys. 1963;34:1475-84.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc. 1971;82:1373-5.
3. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, 2002: 276-9.
4. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod.1997;67: 197-207.
5. Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, editors. Orthodontics-current principles and techniques. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2000:319.
6. Duerig TW, Zadno R. An engineer's perspective of pseudoelasticity. In: Duerig TW, editor. Engineering aspects of shape memory alloys. London: Butterworth-Heinemann, 1990:369-93.
7. Otsubo K. Development of the superelastic Ti-Ni alloy wire appropriate to the oral environment. Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi. 1994;53:641-50.
8. Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119:263-73.
9. Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, editors. Orthodontic materials-scientific and clinical aspects. New York: Georg Thieme Verlag, 2001:87.

10. Tonner RIM, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. *Eur J Orthod.* 1994;16:409-19.
11. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 1995;17:395-402.
12. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90:1-10.
13. Evans TJW, Durning P. Orthodontic products update-aligning archwires, the shape of things to come? -A forth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod.* 1996;23:269-75.
14. Hurst CL, Duncanson MG, Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:72-6.
15. Melton KN. Ni-Ti based shape memory alloys. In: Duerig TW, editor. *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann, 1990:21-35.
16. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res.* 1993; 27:399-402.
17. Santoro M, Beshers DB. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:685-92.
18. Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis RJ. X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:604-12.
19. Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS. Thermo-mechanical study of Ni-Ti alloys. *J Biomed Mater Res.* 1988;22:573-88.
20. Bradley TG, Brantley WA, Culbertson BM. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:589-97.
21. Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:387-94.
22. Leu L, Fournelle R, Brantley W, Ehlert T. Evidence of R structure in superelastic NiTi orthodontic wires. (Abstracts). *J Dent Res.* 1990;69:313.
23. Kusy RP, Wilson TW. Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. *Dent Mater J.* 1990;6:228-36.
24. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978;73:142-51.
25. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1979;75:569-75.
26. Harris EF, Newman SM, Nicholson JA. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93:508-13.
27. Tien HC, Yang FZ, Liu H, Guo JF. Orthodontic TiNi wire. *J Rare Metals.* 1982;29:69-75.
28. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire-a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87:445-52.
29. Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod.* 1992;62:59-66.
30. Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod.* 1991;13:386-91.
31. Proffit WR, Fields HW. *Contemporary orthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2000:330.
32. Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. *Eur J Orthod.* 1988;10:187-91.
33. Bishara SE, Winterbottom JM, Sulieman AA, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.* 1995;65:117-22.
34. Airoidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:58-63.

35. Meling TR, Odegaard J. The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod.* 1998;68:357-68.
36. Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. *Dent Mater J.* 1996;12:308-14.
37. Filleul MP, Jordan L. Torsional properties of Ni-Ti and copper Ni-Ti wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod.* 1997;19:637-46.
38. Iijima M, Ohno H, Kawahima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater J.* 2002;18:88-93.
39. Fukuizumi M, Kakigawa H, Kozono Y. Utility of Ni-Ti shape memory orthodontic wire. *Dent Mater J.* 1999;18:413-24.
40. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119:594-603.

Nickel–titanium alloy wires in orthodontics

Sirichom Satrawaha D.D.S.¹

Vachara Phetcharakupt D.D.S., Dip. in Orthodontics (Bergen), Dip.Th.B.O.²

¹ Residency training student, Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry,
Chulalongkorn University

² Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstract

Nickel–titanium alloy wires have suitable properties for orthodontic tooth movement because they have the light and continuous force delivery or superelasticity. Some wires have shape memory effect. However, these wires are expensive and have poor formability. Nowadays there are many kinds of nickel–titanium alloy wires for choosing so it is necessary to understand the mechanical properties of each wire. The purpose of this article was to review the mechanical properties of each kind of nickel–titanium alloy wires including their effect on temperature changing providing the basic knowledge of wire selection.

(CU Dent J. 2005;28:263–72)

Key words: *Nickel–titanium alloy wires; shape memory effect; superelasticity*
