

บทวิทยากร

ผลของน้ำยาฆ่าเชื้อและวิธีการฆ่าเชื้อแบบต่าง ๆ ต่อแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ทางทันตกรรมจัดฟัน

Effect of Different Disinfection/sterilization Methods on the Initial Tensile Force of Orthodontic Elastomeric Chain

นันทรัตน์ อภิวันทนกุล¹, เจนตา ชวะนะเวช¹, พินทุอร จันทรวราทิตย์¹

Nantharat Apiwattanakul¹, Janeta Chavanavesh¹, Pintu-On Chantarawatit¹

¹ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

¹Department of Orthodontic, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบสมบัติทางกลในแง่การให้แรงของโซ่อีลาสโตเมอร์ ภายหลังจากการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ โดยใช้โซ่อีลาสโตเมอร์ทั้งหมด 150 เส้น จาก 3 บริษัทผู้ผลิต แบ่งออกเป็น 5 กลุ่ม กลุ่มละ 10 เส้นตามวิธีการฆ่าเชื้อ ได้แก่ การแช่ในเอทานอลที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 คลอร์เฮกซิดีนที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.12 น้ำยาฆ่าเชื้อยี่ห้อยูโมเนียมที่ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 การอบไอน้ำร้อน และกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้นำไปฆ่าเชื้อด้วยวิธีใด ๆ ภายหลังจากการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ นำโซ่อีลาสโตเมอร์ไปวัดค่าแรงดึงเริ่มต้นด้วยเครื่องมือวัดและทดสอบแรงดึง ได้ผลการศึกษาว่าที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ในกลุ่มควบคุมแต่ละบริษัทมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์หลังอบไอน้ำร้อนมีค่าต่ำกว่าแรงเฉลี่ยในกลุ่มควบคุมของแต่ละบริษัทอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่น้ำยาฆ่าเชื้ออื่น ๆ ไม่มีผลต่อค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ จึงสรุปว่าการฆ่าเชื้อด้วยการอบไอน้ำร้อนส่งผลเปลี่ยนแปลงสมบัติทางกลทำให้แรงของโซ่อีลาสโตเมอร์ลดลง แต่การแช่เอทานอลและน้ำยาฆ่าเชื้อยี่ห้อยูโมเนียมในช่วงระยะเวลาสั้น ๆ ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตไม่มีผลดังกล่าวต่อโซ่อีลาสโตเมอร์ ดังนั้นก่อนนำโซ่อีลาสโตเมอร์ไปใช้ในช่องปากแนะนำให้แช่น้ำยาฆ่าเชื้อก่อนเพื่อเป็นประโยชน์ในการควบคุมการติดเชื้อภายในคลินิกทันตกรรมจัดฟัน

คำสำคัญ : การฆ่าเชื้อ, โซ่อีลาสโตเมอร์, แรงดึง

Abstract

The aim of this study was to compare the effect of different disinfection/sterilization methods on the mechanical properties of orthodontic elastomeric chain in terms of initial tensile force. A total of 150 elastomeric chains from three manufacturers were divided into 5 groups and tested with 70% ethanol, 0.12% chlorhexidine, 2.5% umonium^{38®} and autoclave method. Unexposed chains were also tested as control group. Initial tensile load was determined by stretching the elastomeric chain using a universal testing machine. Significant differences in tensile load were observed among different manufacturers ($p < 0.05$). Compared to unexposed chains, tensile force of elastomeric chain in autoclave group significantly decreased ($p < 0.05$). However, there was no significant differences after immersion in disinfection solutions including 70% ethanol and 2.5% umonium^{38®}. In conclusion, sterilization by autoclave affects the mechanical properties of elastomeric chain. Short exposure of elastomeric chain to disinfectant solutions before use intraorally is recommended in orthodontic clinic.

Keywords : disinfection, elastomeric chain, tensile force

Received date:

Revised date:

Accepted date:

Doi:

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

พินทุอร จันทรวราทิตย์, ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ.อังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย โทร : +66 2 218 8946, +66 81 900 4904 โทรสาร: +66 2 218 8953 อีเมล: pintuon@gmail.com

Correspondence to:

Pintu-On Chantarawatit, Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Henri Dunant Road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: +66 2 218 8946, +66 81 900 4904 Fax: +66 2 218 8953 Email: pintuon@gmail.com

บทนำ

การควบคุมการติดเชื้อ (infection control) มีความสำคัญในการรักษาทางทันตกรรมซึ่งมีวัตถุประสงค์เพื่อป้องกันการแพร่กระจายเชื้อโรคระหว่างผู้ป่วยและทันตบุคลากร และป้องกันการแพร่กระจายเชื้อโรคข้ามไปยังผู้ป่วยรายอื่น ๆ (cross transmission)¹ การควบคุมการติดเชื้อทางทันตกรรมเริ่มถูกให้ความสำคัญในช่วงที่มีการระบาดของโรคติดเชื้อเอชไอวีในช่วงปี 1981 ซึ่งได้ยกระดับและสร้างมาตรฐานการควบคุมการติดเชื้อทางทันตกรรม² ปัจจุบันมีการระบาดของโรคติดเชื้อไวรัสโคโรนาสายพันธุ์ใหม่ 2019 (COVID-19) ไปทั่วโลกทำให้การควบคุมการติดเชื้อทางทันตกรรมได้รับความสำคัญเพิ่มมากขึ้นเพื่อให้เป็นมาตรฐานที่เหมาะสมต่อการควบคุมการติดเชื้อในสถานการณปัจจุบัน เนื่องด้วยการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันมีการหมุนเวียนของผู้ป่วยสูงในแต่ละวัน ซึ่งมีแนวโน้มเพิ่มปัจจัยเสี่ยงต่อการแพร่กระจายเชื้อโรคข้ามไปยังผู้ป่วยรายอื่น ๆ^{3,4} ดังนั้นในฐานะของทันตบุคลากรจึงควรให้ความสำคัญและปฏิบัติตามแนวทางควบคุมการติดเชื้ออย่างเหมาะสม

โซอีลาสโตเมอร์ (elastomeric chain) ซึ่งมีหน้าที่ให้แรงสำหรับเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟันถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายเนื่องจากใช้งานง่าย ราคาถูก และระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปากน้อยจากการสำรวจพบว่าโซอีลาสโตเมอร์ส่วนใหญ่ไม่ได้นำไปทำให้ปราศจากเชื้อก่อนนำไปใช้ในช่องปาก⁵ อีกทั้งโซอีลาสโตเมอร์ถูกผลิตออกมาในรูปแบบม้วน ไม่ได้มีบรรจุภัณฑ์แบบแยกใช้สำหรับผู้ป่วยแต่ละรายด้วยลักษณะการใช้งานที่โซอีลาสโตเมอร์จะถูกตัดออกมาจากม้วนด้วยกรรไกรหรือคีมก่อนใช้งาน จึงเป็นไปได้ว่าอาจถูกปนเปื้อนโดยทันตบุคลากรก่อนที่จะนำไปใช้ในช่องปาก และมีความเสี่ยงต่อการแพร่กระจายเชื้อโรคจากผู้ป่วยรายหนึ่งไปยังผู้ป่วยรายอื่น ๆ ได้ง่าย^{6,7}

วิธีทำให้เครื่องมือทันตกรรมปราศจากเชื้อที่แนะนำโดย Center for disease control and prevention (CDC) ในประเทศสหรัฐอเมริกา คือ การใช้ความร้อน (heat sterilization) สำหรับเครื่องมือที่ทนความร้อนได้ และการฆ่าเชื้อระดับสูง (high-level disinfection) ด้วยวิธีทางเคมีสำหรับเครื่องมือที่ไม่ทนต่อความร้อน

การฆ่าเชื้อ (disinfection) สามารถทำได้โดยการแช่น้ำยาฆ่าเชื้อระดับต่าง ๆ ตามประเภทของอุปกรณ์ทางการแพทย์ โซอีลาสโตเมอร์สังเคราะห์ผลิตจากยางโพลีเอทรีเทน (polyurethane) การฆ่าเชื้อโดยใช้สารเคมีหรือการฆ่าเชื้อด้วยความร้อน อาจส่งผลต่อสมบัติทางกล (mechanical properties) ของวัสดุได้⁸⁻¹² Jeffries และ von Fraunhofer ศึกษาเปรียบเทียบแรงดึงขนาดของโซอีลาสโตเมอร์ที่แช่ใน alkaline glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 จากสองบริษัท ซึ่งถือเป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับสูง (high-level disinfectant) ที่ระยะเวลา 30 นาที 10 ชั่วโมง 144 ชั่วโมง พบว่าโซอีลาสโตเมอร์ที่แช่ alkaline glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 เป็นระยะเวลา 144 ชั่วโมงมีความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ลดลงและให้แรงลดลง¹³ นอกจากนี้ การศึกษาของ Evangelista และคณะพบว่าความทนต่อแรงดึงของอีลาสโตเมอร์อีลาสโตเมอร์ (elastomeric ligature, O-ring) ที่แช่สารฆ่าเชื้อ glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นร้อยละ 3.4 และสาร o-phenylphenol ร้อยละ 9 ผสมกับสาร o-benzyl-p-chlorophenol ร้อยละ 1 จะมีค่าลดลงเมื่อแช่สารฆ่าเชื้อนานมากกว่า 1 ชั่วโมง¹⁴

อย่างไรก็ตาม การศึกษาเกี่ยวกับสมบัติทางกลของอีลาสโตเมอร์ภายหลังการฆ่าเชื้อยังมีน้อยมาก และในเอกสารกำกับผลิตภัณฑ์ก็ไม่ได้ระบุค่าวิธีการฆ่าเชื้อสำหรับโซอีลาสโตเมอร์ไว้ ดังนั้นการหาวิธีฆ่าเชื้อที่เหมาะสมสำหรับโซอีลาสโตเมอร์โดยไม่ทำลายสมบัติทางกลของวัสดุจึงมีความสำคัญ ในการศึกษาครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบสมบัติทางกลในแง่การให้แรงดึงของโซอีลาสโตเมอร์ภายหลังการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ เพื่อเป็นประโยชน์ในการควบคุมการติดเชื้อภายในคลินิกทันตกรรมจัดฟัน และนำไปสู่แนวทางการปฏิบัติทางคลินิกต่อไปในอนาคต

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาค่าแรงดึงเริ่มต้น (Initial tensile force) ภายหลังการฆ่าเชื้อบนโซอีลาสโตเมอร์จากบริษัท 3 แห่ง ได้แก่ Clear generation II power chain (Ormco corporation, USA),

Plastic chain (American Orthodontics, USA), Orthodontic power chain (Sino ortho limited, China) (ตารางที่ 1) โดยเลือกใช้โซ่อีลาสโตเมอร์แบบท่วงชิด (closed configuration) ชนิดใสไม่มีสี

(clear) โซ่อีลาสโตเมอร์ถูกแบ่งออกเป็น 5 กลุ่มตามวิธีการฆ่าเชื้อ (ตารางที่ 2) โดยแต่ละกลุ่มจะมีโซ่อีลาสโตเมอร์ 10 เส้น (n=10) แต่ละเส้นประกอบด้วย 5 โซ่ท่วงชิด รวมเป็นทั้งหมด 150 เส้น

ตารางที่ 1 รายละเอียดของโซ่อีลาสโตเมอร์ที่ใช้ในการศึกษานี้

Table 1 Details of the elastomeric chains used in this study

Manufacturer/Company	Code	Brand	Lot No
Ormco Corporation	OC	Clear Generation II power chain	072051607
American Orthodontics	AO	Plastic chain	L97192
Sino Ortho limited	SO	Orthodontic power chain	N/A

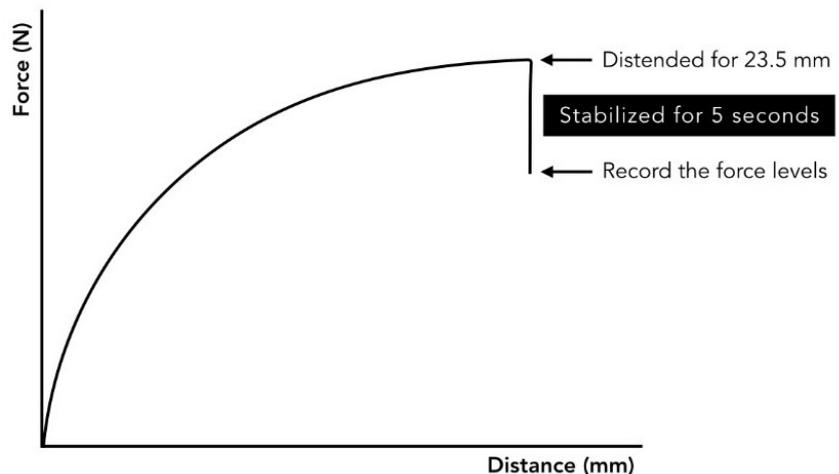
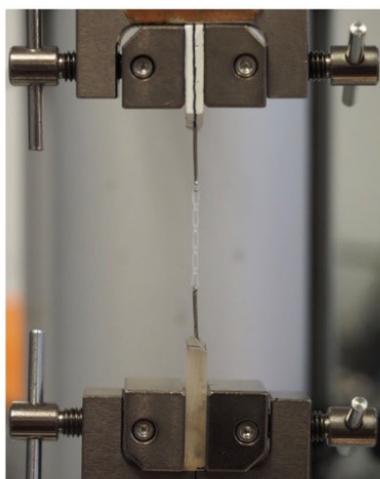
ตารางที่ 2 รายละเอียดของวิธีการฆ่าเชื้อในแต่ละกลุ่ม

Table 2 Methods with description of respective groups

No.	Code	Method	Time (min)	Volume (ml)	Temperature (Celcius)
1	None	None	-	-	Room
2	ATC	Autoclave	15	-	121
3	CHX	0.12% Chlorhexidine	10	3	Room
4	ETH	70% Ethanol	1	3	Room
5	UMO	2.5% Umonium ^{38®}	10	3	Room

โซ่อีลาสโตเมอร์กลุ่มที่ไม่ได้นำไปฆ่าเชื้อด้วยวิธีใด ๆ ถือเป็นกลุ่มควบคุมซึ่งแสดงถึงลักษณะทางคลินิกที่ใช้งานวัสดุเหล่านี้ทันทีหลังจากนำออกจากบรรจุภัณฑ์ หลังจากการฆ่าเชื้อนำโซ่อีลาสโตเมอร์คล้องรอบแท่งโลหะที่จัดทำขึ้นจากลวดเหล็กกล้าไร้สนิมขนาด 0.036 นิ้วรูปตัว L แล้วทำการทดสอบวัดค่าแรงดึงโซ่อีลาสโตเมอร์ด้วยเครื่องมือวัดและทดสอบแรง Universal testing

machine (EZ-S 500N Shimadzu) กำหนดความเร็วครอสเฮด (cross head speed) เท่ากับ 50 มิลลิเมตรต่อนาที ทดสอบแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์โดยการดึงโซ่อีลาสโตเมอร์ให้ยืดออกที่ระยะยืด 23.5 มิลลิเมตร และตรึงที่ระยะยืดดังกล่าวค้างไว้ 5 วินาทีบนเครื่อง universon testing machine ก่อนจึงอ่านและบันทึกค่าแรงดึง^{15,16} (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 โซ่อีลาสโตเมอร์ถูกตรึงอยู่บนอุปกรณ์จับโซ่อีลาสโตเมอร์สำหรับทดสอบแรงดึง (ซ้าย) ลักษณะเส้นกราฟและตำแหน่งบันทึกค่าแรงดึง (ขวา)

Figure 1 Elastomeric chain was held on the equipment for a tensile force test (Left) Force-Displacement characteristics curve and the recorded point (Right)

ผลการศึกษา

ผลการทดสอบค่าแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์จาก 3 บริษัทภายหลังการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ แสดงไว้ในตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์จากแต่ละบริษัทผู้ผลิตมีความแตกต่างกัน โดยโซ่อีลาสโตเมอร์จากบริษัท AO ให้ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นที่สูงที่สุดในทุกกลุ่มทดลอง และโซ่อีลาสโตเมอร์จากบริษัท OC ให้ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นที่ต่ำที่สุดในทุกกลุ่มทดลอง อย่างไรก็ตามส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของโซ่อีลาสโตเมอร์จากบริษัท OC มีค่าน้อยที่สุดในทุกกลุ่มทดลอง

การวิเคราะห์ทางสถิติใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปทางสถิติไอบีเอ็ม เอสพีเอสเอส เวอร์ชัน 22 (IBM SPSS Statistics 22) ทดสอบการกระจายของค่าแรงดึงโซ่อีลาสโตเมอร์ที่วัดได้ด้วยการทดสอบของโคลโมโกรอฟ-สมิรโนฟ (Kolmogorov-Smirnov normality test) วิเคราะห์ผลเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงดึงโซ่อีลาสโตเมอร์ของแต่ละกลุ่ม โดยใช้สถิติเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One way ANOVA) และเปรียบเทียบเชิงซ้อนโดยใช้สถิติบอนเฟอรอนี (Bonferroni) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของค่าแรงดึงเริ่มต้น (นิวตัน) และการวิเคราะห์ทางสถิติของโซ่อีลาสโตเมอร์ที่ผ่านการฆ่าเชื้อด้วยวิธีการต่าง ๆ
Table 3 Mean (standard deviation) of initial tensile force (Newton) and Statistical analysis of elastomeric chains tested with different disinfection/sterilization methods

Groups	Methods	Initial tensile force (N)					
		OC group	p value	AO group	p value	SO group	p value
1	None	3.562	-2/p = .000*	4.713	-2/p = .000*	4.493	-2/p = .000*
		(0.024)	-3/p = .154	(0.028)	-3/p = .000*	(0.041)	-3/p = 1.000
			-4/p = .054		-4/p = .541		-4/p = .080
			-5/p = .057		-5/p = 1.000		-5/p = .443
2	Autoclave	3.210	-3/p = .000*	4.446	-3/p = .000*	3.899	-3/p = .000*
		(0.024)	-4/p = .000*	(0.039)	-4/p = .000*	(0.153)	-4/p = .000*
			-5/p = .000*		-5/p = .000*		-5/p = .000*
3	0.12% Chlorhexidine	3.534	-4/p = 1.000	4.927	-4/p = .000*	4.491	-4/p = .090
		(0.024)	-5/p = 1.000	(0.063)	-5/p = .000*	(0.116)	-5/p = 1.000
4	70% Ethanol	3.529	-5/p = 1.000	4.758	-5/p = .025*	4.363	-5/p = 1.000
		(0.021)		(0.071)		(0.111)	
5	2.5% Umonium ^{38®}	3.529		4.685		4.396	
		(0.030)		(0.040)		(0.066)	

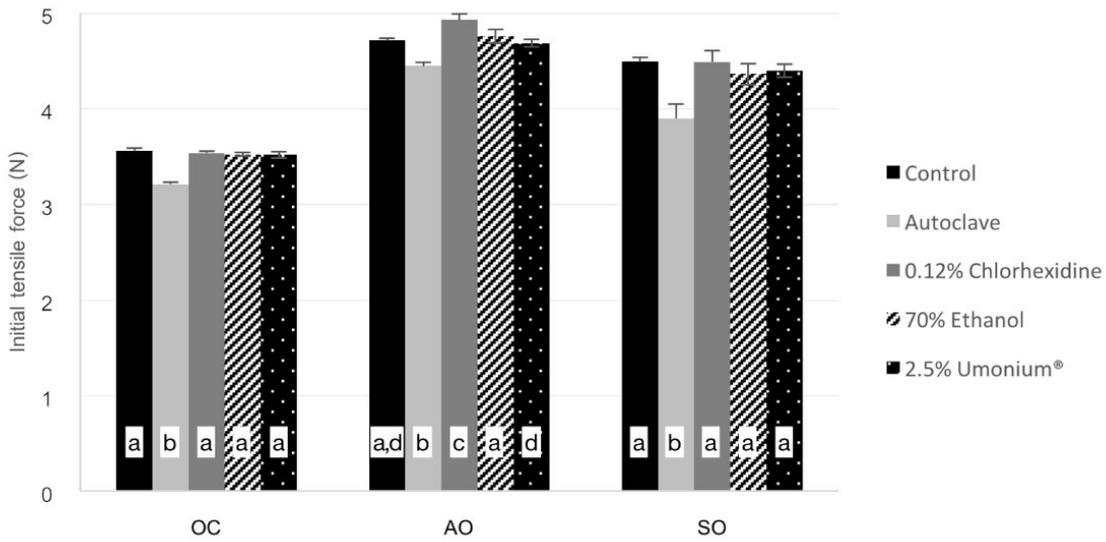
* แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p <.05)

* statistically significant differences (p <.05)

เมื่อทำการทดสอบด้วยสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ในกลุ่ม ATC ของทั้ง 3 บริษัทมีค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นต่ำกว่ากลุ่มควบคุมของแต่ละบริษัทอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (รูปที่ 2)

ในทางตรงข้ามค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ของบริษัท OC และ SO ในกลุ่ม ETH CHX UMO และค่าเฉลี่ยแรงดึง

เริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ของบริษัท AO ในกลุ่ม ETH และ UMO มีค่าไม่แตกต่างจากค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นในกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ในกลุ่ม CHX ของบริษัท AO มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นในกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<0.05)



รูปที่ 2 กราฟแท่งแสดงค่าแรงดึงเริ่มต้น (นิวตัน) ของโซ่อีลาสโตเมอร์จากทั้ง 3 บริษัทที่ผ่านการฆ่าเชื้อด้วยวิธีการต่างๆ โดยตัวอักษรที่แตกต่างกันในแท่งกราฟแสดงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างวิธีการฆ่าเชื้อชนิดต่างๆ ในบริษัทผู้ผลิตเดียวกัน ($p < 0.05$)

Figure 2 A bar graph illustrating the initial tensile force of elastomeric chains from 3 manufacturers after disinfection/sterilization. Different letters indicate a significant difference between disinfection/sterilization methods in the same manufacturer ($p < 0.05$)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้ได้เปรียบเทียบค่าแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์จากบริษัทผู้ผลิต 3 แห่งที่ผ่านการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่า ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ในกลุ่มควบคุมแต่ละบริษัท มีค่าแตกต่างกัน ซึ่งอาจเกิดขึ้นจากกระบวนการผลิต แม้ว่าในปัจจุบันจะมีกระบวนการผลิตที่คล้ายคลึงกันแต่มีหลายปัจจัยที่อาจมีอิทธิพลต่อแรงของโซ่อีลาสโตเมอร์และถูกกล่าวถึงไว้ในการศึกษาก่อนหน้านี้ เช่น ความแตกต่างของพอลิเมอร์ของยางโพลียูรีเทนของแต่ละบริษัท ความแตกต่างของเทคนิคในการขึ้นรูปวัสดุ การใส่สารเติมเต็มในผลิตภัณฑ์ของแต่ละบริษัท รูปร่าง ขนาด และความหนาของโซ่อีลาสโตเมอร์ เป็นต้น¹⁷ โดยจากการศึกษาครั้งนี้ค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ในกลุ่มควบคุมของบริษัท AO และ SO มีค่าสูงกว่า OC อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติซึ่งอาจเกิดจากโครงสร้างโมเลกุลที่มีการเชื่อมโยงของพันธะโควาเลนต์มากกว่า หรือมีโซ่ข้าง (side chain) ขนาดใหญ่ จึงทำให้พอลิเมอร์มีลักษณะที่มีความคงรูป (rigid) มากกว่าจึงให้แรง (force delivery) มากกว่า^{14,18} หรืออาจเป็นไปได้ว่าโซ่อีลาสโตเมอร์ของบริษัท OC เป็นชนิด memory chain ที่มีการใส่สารเติมเต็มเข้าไปในผลิตภัณฑ์เพื่อให้มีการลดลงของแรงโซ่อีลาสโตเมอร์น้อย (low force decay) ซึ่งอาจส่งผลต่อแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์¹⁹

โซ่อีลาสโตเมอร์มีหน้าที่ให้แรงที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ทางทันตกรรมจัดฟัน การลดลงของแรงจากโซ่อีลาสโตเมอร์จะส่งผลต่อการเคลื่อนที่ ทำให้ฟันเคลื่อนช้า หรือไม่เคลื่อนที่ ซึ่งแรงที่

ลดลงของโซ่อีลาสโตเมอร์เกิดได้จาก 2 กลไกคือการยืดออกของโมเลกุล (molecular stretching) และการเลื่อนไถลของห่วงโซ่ (polymeric chain slippage) การยืดออกของโมเลกุลเกิดขึ้นเมื่อมีแรงดึงโซ่อีลาสโตเมอร์ และโมเลกุลจะคืนสู่สภาพเดิมเมื่อเอาแรงออก กลไกนี้สามารถผันกลับได้ แต่เมื่อโซ่อีลาสโตเมอร์ได้รับแรงเกินขีดจำกัดสภาพยืดหยุ่น (elastic limit) จะทำให้โมเลกุลของพอลิเมอร์มีการเคลื่อนผ่านกันและกัน (polymeric chain slippage) นอกจากนี้ ปัจจัยแวดล้อมอื่น ๆ ก็สามารถส่งผลกระทบต่อแรงจากโซ่อีลาสโตเมอร์ได้เช่นกัน เช่น ความร้อน ความชื้น และแรงดัน^{11,12}

ด้วยลักษณะของโซ่อีลาสโตเมอร์นั้นผลิตมาจากสารโพลียูรีเทน ซึ่งเป็นยางสังเคราะห์ชนิดหนึ่ง มีคุณสมบัติที่เปลี่ยนแปลงได้เมื่อได้รับปัจจัยทางกายภาพและทางเคมี¹² จากการศึกษาครั้งนี้ภายหลังจากการฆ่าเชื้อบนโซ่อีลาสโตเมอร์พบว่าโซ่อีลาสโตเมอร์ที่ทำให้ปราศจากการอบด้วยไอน้ำร้อน (autoclave) มีค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซ่อีลาสโตเมอร์ต่ำกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การลดลงของแรงดึงหลังจากการฆ่าเชื้อดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าโซ่อีลาสโตเมอร์เกิดการเสื่อมสภาพ (degradation) ที่มีผลมาจากสภาวะแวดล้อม¹⁴ เนื่องจากการอบด้วยไอน้ำร้อนมีหลักการทำให้ไอน้ำเดือดเข้าไปแทนที่อากาศในภาชนะปิด เมื่อความดันไอน้ำเพิ่มขึ้น อุณหภูมิไอน้ำจะสูงขึ้น²⁰ ในการศึกษาครั้งนี้ความดันเพิ่มขึ้นที่ 760 มิลลิเมตรปรอท มีผลให้ไอน้ำมีอุณหภูมิสูงขึ้นถึง 121 องศาเซลเซียส

เป็นเวลา 15 นาที ซึ่งทำให้สภาวะในขณะทำให้โซอีลาสโตเมอร์ปราศจากเขื่อนั้นมีทั้งความร้อนและความชื้น ซึ่งมีผลเปลี่ยนแปลงสมบัติทางกลและสมบัติทางกายภาพของโซอีลาสโตเมอร์ มีการศึกษาพบว่าแรงของโซอีลาสโตเมอร์จะยิ่งลดลงมากเมื่ออยู่ในสภาวะชื้น เมื่อเทียบกับภาวะแห้ง^{9,21} การดูดซับน้ำ (water absorption) เข้าไประหว่างโมเลกุลจะส่งผลเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกายภาพ และทำให้แรงของโซอีลาสโตเมอร์ลดลง¹¹ อีกทั้งอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อขบวนการเสื่อมสภาพซึ่งมีผลต่อการทำลายสมบัติทางกลของยางโพลียูรีเทน¹⁰

ถึงแม้ว่าการอบด้วยไอน้ำร้อนจะเป็นวิธีที่นิยมและแพร่หลายในการทำให้ปราศจากเชื้อ แต่ไม่แนะนำสำหรับวัสดุที่ไม่ทนความร้อน อีกทั้งทางเลือกหนึ่งสำหรับวัสดุที่ไม่ทนความร้อนในการทำให้ปราศจากเชื้อ คือการแช่ในน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับสูงซึ่งสามารถทำลายได้ทั้งแบคทีเรีย ไมโครแบคทีเรีย สปอร์ของจุลชีพ เชื้อรา และไวรัส¹ ยางโพลียูรีเทนเมื่ออยู่ในสภาวะที่ต้องสัมผัสกับน้ำและกรด-ด่างจะเสื่อมสภาพได้ง่าย เนื่องจากปัจจัยดังกล่าวกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาการสลายตัวด้วยน้ำ (hydrolysis) ได้ง่ายขึ้น²² รวมถึงจะเกิดการดูดซับของเหลวซึ่งมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของโครงสร้างโมเลกุลของโซอีลาสโตเมอร์ การแช่โซอีลาสโตเมอร์ในน้ำยาฆ่าเชื้อส่งผลให้เกิดการเสื่อมสภาพของยางโพลียูรีเทนโดยเกิดการดูดซับน้ำก่อนในช่วงแรก ซึ่งน้ำจะเข้าไปแทรกระหว่างโมเลกุลของพอลิเมอร์ ทำให้เพิ่มความอ่อนตัวและความยืดหยุ่นของพอลิเมอร์ (plasticizing effect) เปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกายภาพของพอลิเมอร์ ซึ่งเมื่อมีแรงกระทำต่อโซอีลาสโตเมอร์จะส่งผลให้เกิดการเลื่อนไถลของห่วงโซ่ และทำให้แรงของโซอีลาสโตเมอร์ลดลง¹¹ และเมื่อแช่น้ำยาฆ่าเชื้อเป็นระยะเวลานาน จะทำให้สายโซ่หลักของพอลิเมอร์จะเกิดการย่อยสลายทางเคมี (chemical degradation)^{14,23} โดยปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการลดลงของแรงโซอีลาสโตเมอร์เมื่อแช่ในของเหลวคือระยะเวลาที่แช่โซอีลาสโตเมอร์ในน้ำยาฆ่าเชื้อ^{14,2} มีการศึกษาพบว่าเมื่อแช่โซอีลาสโตเมอร์ใน alkaline glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2 ซึ่งถือเป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับสูงนาน 144 ชั่วโมงเพื่อทำให้โซอีลาสโตเมอร์ปราศจากเชื้อ มีผลทำให้มีความทนต่อแรงดึงและให้แรงลดลง¹³ สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Losito และคณะ ซึ่งพบว่าการฆ่าเชื้อด้วยวิธีทางเคมีโดยแช่โซอีลาสโตเมอร์ในกรดเพออะซิติก (peracetic acid) เป็นเวลา 30 นาที ส่งผลให้มีค่าแรงดึงลดลงมากกว่ากลุ่มที่แช่ในคลอรีนเฮกซิดีน เป็นเวลา 10 นาทีซึ่งอธิบายว่าระยะเวลาที่แช่ในกรดเพออะซิติกนานกว่าคลอรีนเฮกซิดีนจึงเกิดการดูดซับของเหลวมากกว่าและส่งผลให้แรงของโซอีลาสโตเมอร์ลดลงมากกว่า²⁴ Evangelista และคณะศึกษาการฆ่าเชื้อบนอีลาสโตเมอร์ลิทิกเจอร์ ซึ่งผลิตจากยางโพลียูรีเทนเช่น

เดียวกับโซอีลาสโตเมอร์ ได้ให้ข้อสรุปว่าเมื่อแช่อีลาสโตเมอร์ลิทิกเจอร์ในน้ำยาฆ่าเชื่อนานน้อยกว่า 1 ชั่วโมงจะไม่มีผลทำให้ความทนต่อแรงดึงลดลง¹⁴ ในขณะเดียวกันการศึกษารังนี้พบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของโซอีลาสโตเมอร์ในกลุ่มที่ฆ่าเชื้อด้วยการแช่เอทานอล (ethanol) ที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 และ Umonium^{38®} ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 มีค่าไม่แตกต่างจากค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นในกลุ่มควบคุม ซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษาข้างต้น เนื่องจากระยะเวลาการแช่โซอีลาสโตเมอร์ในการศึกษานี้ใช้เวลาสั้น นั่นคือโซอีลาสโตเมอร์ถูกแช่ในเอทานอลที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 เป็นเวลา 1 นาที และใน Umonium^{38®} เป็นเวลา 10 นาที ซึ่งเป็นระยะเวลาตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตและตามคำแนะนำของ CDC เพื่อทำหน้าที่เป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับปานกลาง (intermediate-level disinfectants)¹ Python และคณะพบว่าการแช่โซอีลาสโตเมอร์ในแอลกอฮอล์ที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 นั้นไม่มีผลต่อสมบัติทางกลและไม่ทำให้แรงดึงเริ่มต้นของโซอีลาสโตเมอร์ลดลง²⁵ ส่วนการแช่โซอีลาสโตเมอร์ในคลอรีนเฮกซิดีนนั้น แม้ผลการศึกษารังนี้พบว่าแรงดึงเริ่มต้นของโซอีลาสโตเมอร์ของบริษัท AO เพิ่มขึ้นเล็กน้อยเหมือนกับการศึกษาของ Evangelista และคณะที่พบการเพิ่มขึ้นของแรงดึงอีลาสโตเมอร์ลิทิกเจอร์ในลักษณะดังกล่าวร่วมกับการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (glass transition temperature) ภายหลังการแช่น้ำยาฆ่าเชื้อบางชนิด¹⁴ แต่อย่างไรก็ตาม Losito และคณะไม่พบการเสื่อมสภาพของโซอีลาสโตเมอร์หลังการแช่คลอรีนเฮกซิดีนที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.12 เป็นเวลา 10 นาที²⁴ และมีการศึกษาที่พบว่าคลอรีนเฮกซิดีนไม่มีผลต่อการลดลงของแรงดึงของโซอีลาสโตเมอร์เมื่อทดสอบในห้องปฏิบัติการที่จำลองการบ้วนปากด้วยคลอรีนเฮกซิดีนครั้งละ 30 วินาที วันละ 2 ครั้ง¹⁵ นอกจากนั้นยังมีการแนะนำให้ใช้คลอรีนเฮกซิดีนความเข้มข้นร้อยละ 0.12 เป็นสารฆ่าเชื้อสำหรับเครื่องมือจัดฟันแบบถอดได้ (removable plate)²⁶

การควบคุมการติดเชื้อทางทันตกรรมได้รับความสำคัญเพิ่มมากขึ้นเพื่อให้เป็นมาตรฐานที่สอดคล้องต่อสถานการณ์ปัจจุบัน แม้ว่าในทางทันตกรรมจัดฟันโซอีลาสโตเมอร์มีการใช้อย่างแพร่หลาย แต่จากการสำรวจพบว่าโซอีลาสโตเมอร์ส่วนใหญ่ไม่ได้นำมาทำให้ปราศจากเชื้อก่อนนำไปใช้ แต่ถูกนำมาใช้ทันทีหลังจากได้รับมาจากบริษัทผู้ผลิตบนสมมติฐานที่ว่าการผลิตและการขนส่งมีความสะอาดปลอดภัยเพียงพอต่อการใช้ในทางคลินิกโดยไม่ผ่านการฆ่าเชื้อใด ๆ ก่อนนำไปใช้ในช่องปาก^{7,27} ถึงแม้ว่า Rembowski และคณะได้ทำการศึกษาทางจุลวิทยาพบว่าขบวนการผลิตโซอีลาสโตเมอร์เป็นไปตามหลักการเพื่อป้องกันอันตรายจากการติดเชื้อ (biohazard) และตรวจไม่พบเชื้อจุลชีพบนผลิตภัณฑ์หลังจากนำออกมาใช้งานจากบรรจุภัณฑ์⁷ แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่า วัสดุอุปกรณ์ทางทันตกรรมจัดฟันที่

วางอยู่ในคลินิกทันตกรรมจัดฟัน รวมถึงโซอีลาสโตเมอร์ มีการปนเปื้อนของเชื้อจุลชีพสูงกว่าผลิตภัณฑ์ที่ยังไม่ได้นำออกจากบรรจุภัณฑ์อย่างมีนัยสำคัญ²⁷ ดังนั้นโซอีลาสโตเมอร์ที่ถูกวางไว้ในสภาพแวดล้อมของคลินิกมีความเสี่ยงต่อการแพร่เชื้อคล้ายคลึงพื้นผิวที่สัมผัสในขณะที่ให้การรักษาผู้ป่วย (clinical contact surface) ซึ่งแนะนำให้ใช้วิธีทางเคมีในการฆ่าเชื้อด้วยการใช้น้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับปานกลาง ที่มีฤทธิ์ทำลายเชื้อแบคทีเรีย ไมโครแบคทีเรีย รา และไวรัสบางชนิด แต่ไม่สามารถทำลายสปอร์ของจุลชีพและไวรัสชนิดไม่มีเปลือกหุ้มเซลล์ น้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับปานกลางที่เลือกใช้ในการศึกษานี้ คือ เอทานอลที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 ซึ่งออกฤทธิ์ทำลายเชื้อได้เร็วและไม่มียุทธภัณฑ์²⁸ ไม่เป็นพิษต่อมนุษย์เนื่องจากมีสมบัติเป็นสารระงับเชื้อ (antiseptic) นั้นคือสามารถใช้กับผิวหนังหรือเยื่อเมือกของมนุษย์ได้โดยไม่ทำอันตรายต่อเนื้อเยื่อบริเวณนั้น และเอทานอลที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 มีประสิทธิภาพฆ่าเชื้อโคโรนาไวรัส SARS-CoV-2 ได้²⁹ ส่วน Umonium³⁸ จัดเป็นน้ำยาฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับปานกลางซึ่งมีสารออกฤทธิ์คือ isopropyl alcohol, benzalkonium chloride และ tridecylcetyl alcohol ซึ่งปัจจุบันนิยมใช้ฆ่าเชื้ออุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีความเสี่ยงปานกลางและความเสี่ยงสูง³⁰ โดย benzalkonium chloride ที่ความเข้มข้นร้อยละ 0.05 มีประสิทธิภาพฆ่าเชื้อโคโรนาไวรัส SARS-CoV-2²⁹ ส่วนคลอรีนเฮกซิดีนจัดเป็นสารฆ่าเชื้อที่มีประสิทธิภาพระดับต่ำ (low-level disinfectants) ที่มีฤทธิ์ทำลายเชื้อรา แบคทีเรีย เชื้อไวรัสบางชนิด ไม่สามารถทำลายเชื้อไมโครแบคทีเรีย และสปอร์ของจุลชีพได้ อย่างไรก็ตาม Losito และคณะ²⁴ ได้แนะนำให้ใช้คลอรีนเฮกซิดีนฆ่าเชื้อโซอีลาสโตเมอร์ก่อนนำมาใช้งานเนื่องจากไม่ส่งผลกระทบต่อแรงดึงของโซอีลาสโตเมอร์ และคลอรีนเฮกซิดีนถือเป็นสารระงับเชื้อลำดับแรก (first choice antiseptic) ในทางทันตกรรมที่มีการใช้อย่างแพร่หลายเนื่องจากมีความสามารถในการลดปริมาณเชื้อจุลชีพ³¹ ซึ่งรวมถึงคลอรีนเฮกซิดีนสามารถลดปริมาณของเชื้อไวรัส SARS-CoV-2 ในน้ำลายได้³²

โดยสรุปแล้วจากการศึกษานี้การฆ่าเชื้อบนโซอีลาสโตเมอร์ด้วยวิธีทางเคมีโดยการแช่น้ำยาฆ่าเชื้อระยะสั้นไม่มีผลต่อแรงดึงเริ่มต้นและการเสื่อมสภาพของโซอีลาสโตเมอร์เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม แต่ในทางตรงกันข้ามในกลุ่มที่ทำให้ปราศจากเชื้อด้วยการอบไอน้ำร้อนจะมีค่าแรงดึงเริ่มต้นของโซอีลาสโตเมอร์ลดลง ดังนั้นเพื่อลดการเกิดการแพร่กระจายเชื้อโรคระหว่างผู้ป่วยและทันตบุคลากร และการแพร่กระจายเชื้อโรครักษาไปยังผู้ป่วยรายอื่น ๆ ในคลินิกทันตกรรมจัดฟันจึงแนะนำให้ฆ่าเชื้อบนโซอีลาสโตเมอร์ด้วยเอทานอลความเข้มข้นร้อยละ 70 เป็นเวลา 1 นาที หรือน้ำยาฆ่าเชื้อ Umonium³⁸ เป็นเวลา 10 นาที ก่อนนำไปใช้งานในช่องปากผู้ป่วย ซึ่ง

เป็นวิธีที่ทำได้เร็ว ใช้เวลาไม่นาน สามารถทำได้ซ้ำเก้าอี้ทำฟัน และไม่ทำให้สูญเสียแรงดึงเริ่มต้นของโซอีลาสโตเมอร์

อย่างไรก็ตามเป็นที่ทราบกันว่า โซอีลาสโตเมอร์มีข้อจำกัดคือเกิดการลดลงของแรง (force decay) ซึ่งทำให้แรงโซอีลาสโตเมอร์ไม่คงที่ และลดลงเหลือประมาณร้อยละ 30-40 ของแรงดึงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไป 3-4 สัปดาห์³³ ดังนั้นการศึกษาในระยะยาวหรือการศึกษาทางคลินิกเพื่อดูสมบัติทางกลและทางกายภาพของโซอีลาสโตเมอร์ที่ผ่านวิธีฆ่าเชื้อแบบต่าง ๆ รวมถึงการศึกษาทางจุลวิทยาภายหลังการฆ่าเชื้อควรทำการศึกษาค้นคว้าเพิ่มเติมเพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันต่อไปในอนาคต

บทสรุป

การศึกษานี้เป็นการเปรียบเทียบสมบัติทางกลในแง่การให้แรงของโซอีลาสโตเมอร์ ภายหลังการฆ่าเชื้อด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่าการแช่น้ำยาฆ่าเชื้อระยะสั้นในการศึกษานี้คือ เอทานอลที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 เป็นเวลา 1 นาที หรือน้ำยาฆ่าเชื้อ Umonium³⁸ ที่ความเข้มข้นร้อยละ 2.5 เป็นเวลา 10 นาทีไม่มีผลต่อแรงดึงเริ่มต้น และการเสื่อมสภาพของโซอีลาสโตเมอร์ จึงแนะนำให้ฆ่าเชื้อโซอีลาสโตเมอร์ด้วยวิธีดังกล่าวก่อนนำไปใช้งานในช่องปากผู้ป่วยเพื่อลดการเกิดการแพร่กระจายเชื้อโรคระหว่างผู้ป่วยและทันตบุคลากรรวมถึงการแพร่กระจายเชื้อโรครักษาไปยังผู้ป่วยรายอื่น ๆ ในคลินิกทันตกรรมจัดฟัน

เอกสารอ้างอิง

- Centers for Disease Control and Prevention. Guidelines for infection control in healthcare facilities, 2008.
- Scully C, Greenspan JS. Human immunodeficiency virus (HIV) transmission in dentistry. *J Dent Res* 2006;85(9):794-800.
- Davies C. Orthodontic products update. Cross infection control and elastomeric module delivery systems. *Br J Orthod* 1998;25(4):301-3.
- Shcherbakov AS, Ivanova SB, Nikonorov VI. The organizational problems of preventing cross infection in orthodontic departments and offices. *Stomatologija (Mosk)* 1996:94-5.
- Monteiro CGJ, Martins MME, Cury-Saramago AA, Teixeira HP. Biosafety conducts adopted by orthodontists. *Dental Press J Orthod* 2018;23(3):73-9.
- Takla GS, Cunningham SJ, Horrocks EN, Wilson M. The effectiveness of an elastomeric module dispenser in cross-infection control. *J Clin Orthod* 1998;12:721-6.
- Rembowski Casaccia G, Gomes JC, Alviano DS, de Oliveira Ruellas AC, Sant' Anna EF. Microbiological evaluation of elastomeric chains. *Angle Orthod* 2007;77(5):890-3.
- Dittmer MP, Demling AP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P, Schwestka-Polly R. The influence of simulated aging on the mechanical properties

- of orthodontic elastomeric chains without an intermodular link. *J Orofac Orthop* 2012;73(4):289-97.
9. von Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod* 1992; 62(4):265-74.
10. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994;64(6):455-64; discussion 65-7.
11. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains—a product comparison study. *Am J Orthod* 1985;87(5):377-84.
12. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod* 1997;3(3):189-97.
13. Jeffries C, Von Fraunhofer J. The effects of 2% alkaline gluteraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. *Angle Orthod* 1991;61(1):26-30.
14. Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. *Angle Orthod* 2007;77(4):681-7.
15. Pithon MM, Santana DA, Sousa KH, Farias IM. Does chlorhexidine in different formulations interfere with the force of orthodontic elastics? *Angle Orthod* 2013;83(2):313-8.
16. Balhoff DA, Shuldberg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC. Force decay of elastomeric chains—a mechanical design and product comparison study. *J Orthod* 2011;38(1):40-7.
17. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of *in vitro* and *in vivo* aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod* 1999;21(6):649-58.
18. Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KW, Webb CS. Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: glass transition temperatures for representative pigmented products in the as-received condition and after orthodontic use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126(3):337-43.
19. Mirhashemi A, Saffarshahroudi A, Sodagar A, Atai M. Force-degradation pattern of six different orthodontic elastomeric chains. *J Dent (Tehran)* 2012;9(4):204-15.
20. Samaranyake L. Essential Microbiology for Dentistry. Churchill Livingstone Elsevier; 2018.
21. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 1970;3:151-8.
22. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Na ranong N, Swasdison S. Physical and mechanical properties of commercial orthodontic elastomeric ligatures. *CU Dent J* 2009;32:11-22.
23. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990; 69(2):496-501.
24. Losito KAB, Lucato AS, Tubel CAM, Correa CA, Santos JCBd. Force decay in orthodontic elastomeric chains after immersion in disinfection solutions. *Braz J Oral Sci* 2014;13(4):266-9.
25. Pithon MM, Ferraz CS, Rosa FCS, Rosa LP. Sterilizing elastomeric chains without losing mechanical properties. Is it possible? *Dental Press J Orthod* 2015;20(3):96-100.
26. Peixoto IT, Enoki C, Ito IY, Matsumoto MA, Nelson-Filho P. Evaluation of home disinfection protocols for acrylic baseplates of removable orthodontic appliances: A randomized clinical investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;140(1):51-7.
27. Musaddique SS, Ajit K, Ashwith H, Nasim M, Mohamed F. Evaluating the sterility of orthodontic materials as received from the manufacturer and that exposed to clinic environment—*in vitro* study. *South Eur J Orthod Dentofac Res* 2018;5(2):30-7.
28. Mangram AJ, Horan TC, Pearson ML, Silver LC, Jarvis WR, HICPAC. Guideline for prevention of surgical site infection, 1999. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1999;20(4):247-80.
29. National Environment Agency. Interim List of household products and active ingredients for disinfection on Novel Coronavirus. Accessed 15 Sep, 2020.
30. Raffo P, Salliez AC, Collignon C, Clementi M. Antimicrobial activity of a formulation for the low temperature disinfection of critical and semi-critical medical equipment and surfaces. *New Microbiol* 2007;30(4):463-9.
31. Marui VC, Souto MLS, Rovai ES, Romito GA, Chambrone L, Pannuti CM. Efficacy of preprocedural mouthrinses in the reduction of microorganisms in aerosol: A systematic review. *J Am Dent Assoc* 2019;150(12):1015-26 e1.
32. Yoon JG, Yoon J, Song JY, Yoon SY, Lim CS, Seong H, Noh JY, Cheong HJ, Kim WJ. Clinical Significance of a High SARS-CoV-2 Viral Load in the Saliva. *J Korean Med Sci*. 2020;35(20) e195.
33. Weissheimer A, Locks A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD. *In vitro* evaluation of force degradation of elastomeric chains used in orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2013;18(1):55-62.