วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL
ปีที่ ๓๐ ฉบับที่ ๑ ม.ค. - เม.ย. พ.ศ. ๒๕๕๓ Vol. 30 No. 1 Jan - Apr. 2010

มหาวิทยาลัยมหิดล คณะทันตแพทยศาสตร์
MAHIDOL UNIVERSITY FACULTY OF DENTISTRY
www.dt.mahidol.ac.th ISSN 0125-5614

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล
Mahidol Dental Journal

พิมพ์ที่ : **บริษัท ประชาชน จำกัด**

35 ซอยพิพัฒน์ สีลม บางรัก กรุงเทพฯ 10500
โทร. 0-2636-6550-8 โทรสาร 0-2238-1074 e-mail: pcc.print@gmail.com

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

Original article

ว ทันต มหิดล ปีที่ 30 เล่มที่ 1, 2553

Castability of recast high-gold containing bonding alloy

Pattapon Asvanund
D.D.S., M.S.D., Diplomate,
Thai Board of Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Chanavut Asvanund
D.D.S., MSD.
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Natdhanai Chotprasert
D.D.S., M.Sc.(Maxillofacial Prosthetics)
Maxillofacial Unit
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Abstract:

Statement of problem: The cost of gold alloys has increased tremendously in recent years. Dental laboratories have used recast alloy for casting with random addition of new alloys. The effect on castability of combining new and recast high-gold alloys is not known.

Objectives: This study investigated the castability of combining new and recast high-gold bonding alloys at different ratio.

Materials and methods: The nylon mesh was made from nylon patterns, 15 specimens were used. Each mesh opening had rectangular shape 1.085 mm. x 1.312 mm. with thread diameter of 0.42 mm. with 10 mesh opening on each side were attached on the V-shaped runner bar sprue. The highgold bonding alloy, Degunorm® was used for casting. Three groups of casting patterns were: 1) all new alloys 2)once recast alloy from group 1 combine with new alloy at 50:50 ratios by weight and 3) all recast alloys from group 1. Five specimens were tested in each group. Castability of alloys was evaluated by counting the completed cast segments. A one-way ANOVA followed by Tukey multiple comparison tests were used to analyze the data.

Results: Group 1 showed statistically significant difference to group 2 and group 3 ($p = 0.005$). Group 2 showed no statistically significant difference to group 3 ($p = 0.812$).

Conclusion: The castability of high-gold bonding alloys was affected when casted with recast alloys. The castability of combining 50% recast alloys with 50% new alloys was not comparable to those of 100% new alloys.

Keywords: castability, high-gold bonding alloy, casting

Correspondence author:
Pattapon Asvanund
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
Tel: 02-203-6440
Mobile phone: 081-697-8398
E-mail: dtpas@mahidol.ac.th

research grant: -
received: 23 July 2009
accepted: 3 December 2009

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

บทวิทยาการ

ความสามารถในการหล่อของโลหะเจือทองคำที่ผสมโลหะเจือหล่อซ้ำ

ภัททพล อัศวนันท์
ทบ., M.S.D. (Prosthodontics)
อนุมัติบัตร (สาขาทันตกรรมประดิษฐ์)
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ชนวุฒม์ อัศวนันท์
ทบ., M.S.D. (Prosthodontics)
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ณัฐดนัย โชติประเสริฐ
ท.บ., วท.ม.
(การประดิษฐ์ใบหน้าและขากรรไกร)
หน่วยประดิษฐ์ใบหน้าขากรรไกร
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการหล่อของโลหะเจือทองคำที่ผสมโลหะเจือหล่อซ้ำในอัตราส่วนต่างๆกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา: ตะแกรงไนลอน เมช 15 ชิ้นทำจากเส้นไนลอนสานกัน ได้เป็นช่องสี่เหลี่ยมด้านละ 10 ช่องแต่ละช่องมีขนาด 1.085 x 1.312 มม. เส้นไนลอนมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.42 มม. ยึดติดกับขี้ผึ้งรันเนอร์บาร์รูปตัววี ใช้โลหะเจือทองคำขาว เดกูนอร์มหล่อชิ้นทดสอบ แบ่งกลุ่มทดสอบเป็น 3 กลุ่ม 1) ใช้โลหะเจือใหม่ทั้งหมด 2)ใช้โลหะจากกลุ่มแรกร่วมกับโลหะเจือใหม่อัตราส่วน 50:50 โดยน้ำหนัก 3) ใช้โลหะที่หล่อจากกลุ่มแรกทั้งหมด ใช้ชิ้นตัวอย่าง 5 ชิ้นในแต่ละกลุ่ม นับชิ้นส่วนของตะแกรงที่หล่อเต็มชิ้น วิเคราะห์ทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว และการทดสอบทูกี้มัลติเปิล คอมพาริซั่น

ผลการศึกษา: กลุ่มที่ 1 แสดงค่าแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติต่อกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 (p=0.005) กลุ่มที่ 2 ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติต่อกลุ่มที่ 3 (p=0.812)

บทสรุป: การหล่อโลหะเจือทองคำที่หล่อด้วยโลหะเจือหล่อซ้ำมีผลต่อความสามารถในการหล่อ การผสมโลหะเจือหล่อซ้ำอัตราร้อยละ 50 ไม่ให้ผลความสามารถในการหล่อเท่ากับใช้โลหะเจือใหม่ทั้งหมด

รหัสคำ: ความสามารถในการหล่อ, โลหะเจือทองคำ, การหล่อโลหะ

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
ภัททพล อัศวนันท์
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400
โทรศัพท์: 02-203-6440
โทรศัพท์มือถือ: 081-697-8398
อีเมล์: dtpas@mahidol.ac.th
แหล่งเงินทุน: -
วันรับเรื่อง: 23 กรกฎาคม 5552
วันยอมรับตีพิมพ์: 3 ธันวาคม 2552

Introduction

Gold alloy has been widely use as a casting for dental restoration.[1-3] Its physical properties have been well clarified and suitable for using. There are numerous porcelain fused to metal alloys available, palladium based alloys was introduced later and has been used for porcelain fused to metal alloy since 1968. The reason was mainly the cost which was lower than gold. Recently, the cost of palladium has increased to almost double its previous cost. Thus, gold alloy has regained popularity for using as porcelain fused to metal alloys. In many dental laboratories, used gold alloy has been added to the new alloy to make casting as a way to reduce cost. Dental casting alloys should have the capability of being cast in thin sections of appropriate length to obtain the best marginal fit.[4] Tuccilo et al[5] compared the effects of three different melting techniques on the composition castability and hardness of a high gold alloy for full metal restorations. They concluded that the amount of noble metals (Au, Pt, and Pd) and other major elements (Ag and Cu) in the alloy composition remained stable during remelting. However, another concern exists when alloys are remelted for porcelain fused to metal restorations because of the potential loss of trace base elements (Fe, In, Sn, and Zn) that play important roles in metal-ceramic bonding, alloy hardening, and castability.[6,7] Reisberg and Bessing[8] examined mechanical properties of recast alloys. They found that there were significant decreases ($p < 0.01$) in yield strength and percentage elongation occurred with recasting. The scanning electron microscope examination revealed that the number of casting defects increased with remelting. The castability of alloys was evaluated by different techniques. Bessing[8] evaluated the castability of two low-gold and two silver-palladium alloys which the marginal sharpness of simulated crowns was used to assess the castability. Hinman et al[9] evaluated the castability of a base metal alloy and fixed partial denture alloy using polyester sieve as casting pattern. Others investigators[10-13] has used quantitative mesh screens to evaluate castability by manual counting the total area of the metal segments of the casting. Cohen et al[14] investigated alloy/investment and investment/burnout temperature interactive effects on castability of palladium based alloys. The quantification methods was conducted with mesh monitors and digital imaging procedures.[15] Results showed that differences in investment, alloys and burnout temperature significantly affected castability. The cost of gold alloys has increased tremendously in recent years. Dental laboratories have used recast alloy for casting with random addition of new alloys. Guidelines for recasting gold alloy vary from adding no new metal, to some new metal, or to 50% new metal with previously melted buttons or sprues removed from castings.[16-18] However, the appropriate ratio of the addition of new alloys to the used alloys to make casting was not mentioned in the literatures. The effect on castability of combining new and recast high-gold alloys is not known.

This study investigated the castability of mixed proportion of new and recast high-gold containing bonding alloys. The castability quantification was conducted with completed cast segments of nylon mesh patterns.

Materials and methods

The specimens were made from nylon mesh opening of rectangular shape 1.085 mm. by 1.312 mm. with thread diameter of 0.42 mm. Each specimen had 10 meshes opening on each side and was attached to a V-shaped runner bar (Rewax, Renfert, Germany) and sprued (YETI DENTAL, Germany) 4 mm in diameter (Fig. 1). The total of 220 segments uas quantified.

Three groups of casting patterns; 1) all new alloys, 2) once recast alloy from group 1 combine with new alloy at 50:50 ratios by weight and 3) all recast

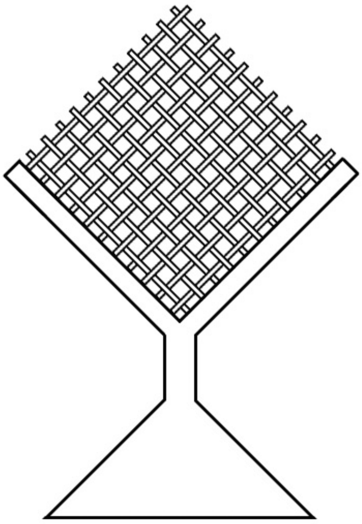


Fig. 1 Diagram of the nylon mesh attached to the V-shape runner bar and sprued.

alloys from group 1. Five specimens were tested in each group. This nylon mesh was tested for using as dental casting wax with ISO 1561:1995, which stated that the melted wax when ignited at 500°C shall leave no residue in excess of 0.1%. The patterns were attached in the crucible former with ring liner (Gubkuvetten-Einlagen, Degussa, Germany) and invested with gypsum-bonded investment (Investment, Deguvest California, Degussa, Germany) at 150 gm/51 ml (powder/liquid) ratio. The investment was mixed in a vacuum-form mixer (Bego, Bremen, Germany). The castings were made by lost-wax technique. All casting rings were burn out at 700°C with 30-min soak time. The high-gold containing bonding alloys (Degunorm, Degussa AG, Germany) with a nominal composition listed by the manufacturer as 82.9% gold (Au), 9.0% platinum (Pt), 0.1% iridium (Ir), 9.2% silver (Ag), 4.4% copper (Cu), 2.0% zinc (Zn) and 1.5% indium (In) were used for casting. In group 1, the new alloys were melted with a gas-air torch (Bego, Bremen, Germany) and broken-arm centrifugal casting machine (Kerr/Sybron, Romulus, MI, USA). The castings were recovered from the investment, bench-cooled to room temperature, and air abraded (Machine-Topstar 2, Bego, Bremen, Germany) with 50 μm aluminum oxide at 2 bar (29 psi). In group 2, the sprue assembly from group 1 was carefully removed from the casting, cleaned, weighed, and combined with an appropriate amount of new alloy to maintain an equal balance of new and recast material (50% to 50% wt ratio). The casting protocol was followed with those in group 1. In group 3, the once cast alloy was subsequently used to produce the second casting (100% recast alloy). The casting protocol was similar to those in group 1 and 2. The castability was determined by counting the completed cast segment.[15] The highest possible complete segment was equal to 220 segments. The incomplete segment (I) was determined by incomplete cast at least one of the four sides (Fig. 2). The one-way ANOVA and Tukey multiple comparison tests were used to analyzed the data.

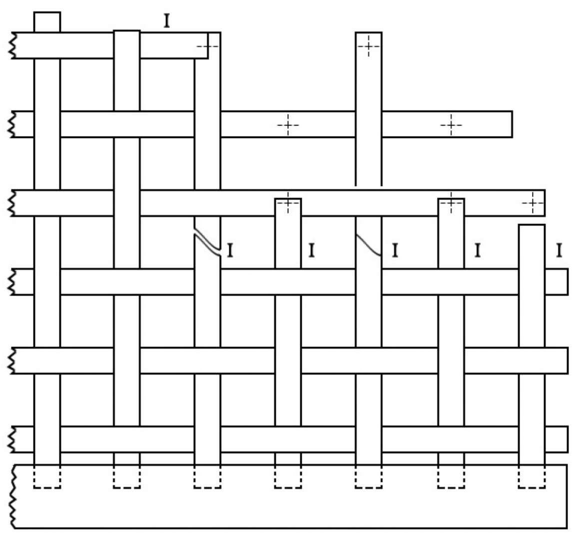


Fig. 2 Diagram showed complete casted segment and the incomplete casted segment (I). If one of the four sided showed no smooth or incomplete, the segment was regarded as incomplete casted.

Results

Values of complete casted segment and mean values with standard deviations (SD) for the three testing groups are presented in Table 1.

The castability in group 1 had mean value at 202.2 (92%) with 2 specimens had complete casting at 220 segments and the lowest at 187 segments. The Group 2 had mean value at 133.8 (61%) with the highest at 182 segments and the lowest at 71 segments, and group 3 had mean value at 120.8 (55%) with the highest at 159 segments and the lowest at 70 segments. The ANOVA results in Table 2 demonstrate a statistically significant difference between the values for these three groups ($p = 0.005$). The Tukey multiple comparison test showed that there were significant difference between group 1 to group 2 ($p = 0.017$) and between group 1 to group 3 ($p = 0.006$). When compared between group 2 to group 3, there was no significant difference ($p = 0.812$) (Table 3).

Discussion

The study of castability of recast alloys by using nylon as pattern for casting has shown to be practical and efficient way.[7-9] The evaluation method by manual counting quantitative mesh was used in previous studies.[9,10] Tuccillo[24] discussed that newly used high-gold alloy for casting could be minimized as a result from an enormous increase in the price. Manufacturer product information on gold casting alloys states that scrap metals can be remelted to fabricate clinically accepted castings, and provided that at least 50% new metal is used. The basis for this guideline is that certain important secondary elements, such as

Table 1 Values of complete casted segments (maximum/minimum) and mean values with standard deviations (SD) for the three groups (n=5).

Group	Complete casted (max. /min.)	Mean±SD
1 (new 100%)	220/187	202.2±16.4
2 (50% new, 50% recast)	182/71	133.8±42.1
3 (recast 100%)	159/70	120.8±35.4

Table 2 ANOVA result for castability among the three groups.

	SS	df	Mean Square	F	Sig.
Between groups	19122.533	2	9561.267	8.687	0.005
Within groups	13208.400	12	1100.700		
Total	32330.933	14			

Table 3 Tukey multiple comparison test among the three groups (*indicates significant difference).

Comparison	Mean Difference	Std error	P-value
Gr. 1 to Gr. 2	68.400*	20.983	0.017
Gr. 1 to Gr. 3	81.400*	20.983	0.006
Gr. 2 to Gr. 3	13.000	20.983	0.812

zinc, may be lost during melting through volatilization or oxidation. Zinc acts as an oxygen scavenger during melting to minimize the oxidation of other elements in the alloy. Mclean[25] recommended that at least 50% new metal should be included in copings for metal-ceramic restorations. Although most manufacturers concur, there is little experiment about the justification for this proportion.[26] In group 1, there were 2 out of 5 specimens that resulted in 100% completed casting. The remaining 3 specimens resulted at 86.3% completed casting. This may be explained that the gas-air torch used to melt the alloy could produce different heat generated. One study[13] suggested using electric heat melting machine in order to get constant heat generated. The castability results of this study showed that group 2 was significant difference to group 1. A loss in elemental concentrations may influence the result. The casting temperature in this study was 1050-1200˚C. When considering the melting temperature of each element in the alloy composition, 3 elements had lower melting temperature than the casting temperature, Ag (960.5˚C), Zn (419˚C) and In (156˚C). Silver contributes the ductility and castability of the alloy, indium enhances copper to form intermetallic compound, and zinc acts as an oxygen scavenger during melting to minimize the oxidation of other elements in the alloy. Thus, these 3 elements could be lost during repeat casting and affected the castability. When compared group 2 to group 3, the mean castability of group 2 (133.8) was higher than that of group 3 (120.8). The result was coincident with the recommendation from manufacturer. However, this result was not statistically significant difference. This can be explained that mixing new and previously cast metal can influence the compositional stability of the alloy, leading to changes in the amount of noble metals (Au and Pd) and other minor elements (Ag, Zn, and In). A non-homogenous distribution of alloy elements along the specimen surface may influence the results. According to the statistical results, the common dental laboratory practice of repeated using of recast alloys with random amounts of the addition of new alloys is contraindicated. There should be mean to monitor the reuse of alloys, and facilitate reclaimation of used alloy in an efficient and economic manner. This study suggested that further research should be conducted to investigate the effect of mixing different ratio of recast and new high-gold containing bonding alloy on mechanical properties, marginal accuracy, and corrosion resistance that still provide clinically acceptable castings.

Conclusions

Within the limitations of this study, the following conclusions were drawn:

1. The castability of 100% new high-gold containing bonding alloys was statistically significant difference to those of 50% new to recast, and 100% recast alloys.

2. The castability of 50% mixing new and recast high-gold containing bonding alloys was not statistically significant different to 100% recast alloys.

Acknowledgement

The authors would like to thank the Dental-Siam Enterprise Ltd. for their kind support in providing the alloy used in this investigation.

References

1. Cooney JP, Caputo AA. Type III gold alloy complete crowns cast in a phosphate-bonded investment. J Prosthet Dent 1981; 46: 414-9.
2. Mjor IA. Long term cost of restorative therapy using different materials. Scand J Dent Res 1992; 100: 60-5.

3. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. St Louis (MO): Mosby; 2000: 213-67.
4. Vincent PF, Stevens L, Basford KE. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. J Prosthet Dent 1977; 37: 527-36.
5. Tuccillo JJ, Lichtenberger H, Nielsen JP. Compositional stability of gold base dental alloys for different melting techniques. J Dent Res 1974; 53: 1127-31.
6. Rasmussen ST, Doukoudakis AA. The effect of using recast metal on the bond between porcelain and a gold-palladium alloy. J Prosthet Dent 1986; 55: 447-53.
7. Asgar K, Arfaei AH. Castability of crown and bridge alloys. J Prosthet Dent 1985; 54: 60-3.
8. Bessing C. Evaluation of the castability of four different alternative alloys by measuring the marginal sharpness. Acta Odontol Scand 1986; 44: 165-72.
9. Hinman RW, Tesk JA, Whitlock RP, Parry EE, Durkowski JS. A technique for characterizing casting behavior of dental alloys. J Dent Res 1985; 64: 134-8.
10. Presswood RG. The castability of alloys for small castings. J Prosthet Dent 1983; 50: 36-9.
11. Jarvis RH, Jenkins TJ, Tedesco LA. A castability study of nonprecious ceramometal alloys. J Prosthet Dent 1984; 51: 490-4.
12. Dern WM, Hinman RW, Hesby RA, Pellue GB Jr. Effect of a two-step ringless investment technique on alloy castability. J Prosthet Dent 1985; 53: 874-6.
13. Kaminski RA, Anusavice KJ, Okabe T, Morse PK, Casteel PE. Castability of silver-base fixed partial denture alloys. J Prosthet Dent 1985; 53: 329-32.
14. Cohen SM, Kakar A, Vaidyanathan TK, Viswanadhan T. Castability optimization of palladium based alloys. J Prosthet Dent 1996; 76: 125-31.
15. Cohen SM, Vaidyanathan TK, Tanabe N. Digital imaging techniques for dental alloy castability quantification. J Oral Rehabil 1992; 19: 297-308.
16. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996: 457-63.
17. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis (MO): Mosby; 2001: 514-42.
18. Baum L, Phillips RW, Lund MR. Textbook of operative dentistry. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1994: 470-93.
19. Brukl CE, Reisbick MH. Accuracy of singly and quadruply cast gold and non-noble crowns. J Am Dent Assoc 1982; 105: 1002-5.
20. Duncan JD. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. J Prosthet Dent 1982; 47: 63-8.
21. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. J Prosthet Dent 1983; 50: 651-3.
22. Reagan SE, Kois JC. A practical study of the castability of dental alloys: effect of investment and burnout temperature. Quintessence Dent Technol 1985; 9: 667-71.
23. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema RW, Moore BK. Casting accuracy of high-palladium alloys. J Prosthet Dent 1986; 55: 297-301.
24. Tuccilo JJ. Compositional and functional characteristics of precious metal alloys for dental restorations, In: Velaga TM, editor. Alternatives to gold alloys in dentistry. Bethesda (MD): National Institutes of Health, DHEW Publication No. (NIH) 1977; 77: 122741.

25. Mclean JW. The science and art of dental ceramics. Volume II. Bridge design and lab procedures in dental ceramics. 2nd ed. Chicago: Quintessence; 1995: 55-9.

26. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB Jr. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. J Prosthet Dent 1980; 44: 291-3.

วิทยาสาร ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL
Original article

The effect of glazing sealants on flexural strength of indirect resin composites after finishing and polishing procedures

Widchaya Kanchanavasita
B.Sc., D.D.S., Grad. Dip. in Clin. Sc. (Prosthodontics), M.Sc., Ph.D.
Noppavan Nagaviroj
D.D.S
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Abstract:

Objectives: To investigate whether using an unfilled or filled surface sealant could improve the flexural strength of two indirect resin composites polymerized by different methods (SR Adoro and belleGlass NG) after finishing and polishing procedures.

Materials and methods: Sixty bar-shaped specimens (25 mm x 2 mm x 2 mm) of each resin indirect composite were prepared. The specimens of each indirect resin composite were then randomly assigned into three groups equally. Group 1: The surface of indirect resin composite specimens were ground with silicon carbide paper no. 600, 1000 and 2500 grit respectively, etched with 37% phosphoric acid, rinsed with water and dried, no application of the glazing sealant. Group 2: The surface of indirect resin composite specimens were ground, etched, rinsed and dried before the application of an unfilled surface sealant (Fortify). Group 3: The surface of indirect resin composite specimens were ground, etched, rinsed and dried before the application of a filled surface sealant (Fortify Plus). All specimens were immersed in distilled water for 24 hours, and then subjected to 3-point flexural testing.

Results: Statistical analysis was performed by one-way ANOVA to compare the flexural strength of these three groups regarding the indirect resin composites. The results showed that the application of unfilled or filled glazing sealants did not increase the flexural strength of either SR Adoro or belleGlass NG indirect resin composites ($p>0.05$). No attempt was made to compare the flexural strength of these two indirect resin composites.

Conclusion: Although this study did not show the improvement of the flexural strength of two indirect resin composites after the application of unfilled and filled sealants, based on other research, the application of composite glazing sealants on indirect resin composite surfaces after finishing and polishing are still beneficial as these sealants increase wear resistance and marginal sealing to the indirect resin composites.

Key words: surface sealant, indirect resin composite, flexural strength

Correspondence author:
Widchaya Kanchanavasita
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
Tel: 02-203-6441
E-mail: dtwkc@mahidol.ac.th

research grant: -
received: 13 July 2009
accepted: 19 November 2009

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

บทวิทยาการ

ผลของการใช้สารเคลือบผิวภายหลังการขัดต่อความทนแรงดัดของเรซินคอมโพสิตชนิดใช้โดยอ้อม

วิชญ กาญจนะวสิต
วท.บ., ท.บ.,
ป. บัณฑิตชั้นสูงทางวิทยาศาสตร์
การแพทย์คลินิก (สาขาทันตกรรมประดิษฐ์),
M.Sc., Ph.D.
นพวรรณท์ นาควิโรจน์
ท.บ.
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาผลของการใช้สารเคลือบผิวทั้งชนิดมีสารเติมและไม่มีสารเติมบนวัสดุอินไดเร็กเรซินคอมโพสิต 2 ชนิดที่บ่มโดยวิธีต่างกัน ได้แก่ เอสอาร์ อโดโร และเบลกลาส เอ็นจี ภายหลังการขัดต่อความทนแรงดัดของวัสดุ
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา: ใช้ชิ้นตัวอย่างขนาด 25 มม. x 2 มม. X 2 มม. จำนวน 60 ชิ้นต่อวัสดุ หลังจากนั้นแบ่งชิ้นตัวอย่างในแต่ละวัสดุออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละเท่าๆกัน โดย กลุ่มที่ 1 ขัดผิวชิ้นตัวอย่างด้วยกระดาษทรายเบอร์ 600, 1,000 และ 2,500 ตามลำดับ ทากรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 บนผิวที่ขัดเป็นเวลา 10 วินาที ล้างออกด้วยน้ำและเป่าให้แห้ง ไม่ทาสารเคลือบผิว กลุ่มที่ 2 ขัดผิวชิ้นตัวอย่าง ทากรด ล้าง เป่า และ ทาสารเคลือบผิวฟอร์ติฟาย กลุ่มที่ 3 ขัดผิวชิ้นตัวอย่าง ทากรด ล้าง เป่า และ ทาสารเคลือบผิวฟอร์ติฟายพลัส แช่ชิ้นตัวอย่างทั้งหมดในน้ำกลั่น 37 องศาเซลเซียส นาน 24 ชั่วโมง หาความทนแรงดัดชนิด 3 จุดของชิ้นตัวอย่างทั้ง 3 กลุ่มและวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว ที่ระดับนัยสำคัญ .05
ผลการศึกษา: พบว่าการเคลือบผิววัสดุอินไดเร็กเรซินคอมโพสิตภายหลังการขัดด้วยสารเคลือบผิวทั้งชนิดมีสารเติมและไม่มีสารเติมไม่ช่วยเพิ่มความทนแรงดัดของวัสดุบูรณะอินไดเร็กเรซินคอมโพสิต เอสอาร์ อโดโร และเบลกลาส เอ็นจี ($p>0.05$)
บทสรุป: แม้ว่าการศึกษานี้ไม่พบว่าความทนแรงดัดของวัสดุอินไดเร็กเรซินคอมโพสิตภายหลังการขัดและเคลือบด้วยสารเคลือบผิวทั้งชนิดมีสารเติมและไม่มีสารเติมนั้นมีค่าเพิ่มขึ้น แต่การเคลือบผิววัสดุบูรณะอินไดเร็กเรซินคอมโพสิตภายหลังการขัดยังคงมีประโยชน์เนื่องจากผลงานวิจัยอื่นพบว่าวัสดุเคลือบผิวช่วยเพิ่มการต้านการสึกและเพิ่มการเคลือบปิดบริเวณขอบวัสดุบูรณะอินไดเร็กเรซินคอมโพสิตได้

รหัสคำ: สารเคลือบผิว, วัสดุบูรณะอินไดเร็กเรซินคอมโพสิต, ความทนแรงดัด

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
วิชญ กาญจนะวสิต
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400
โทรศัพท์: 02-203-6441
อีเมล์: dtwkc@mahidol.ac.th

แหล่งเงินทุน: -
วันรับเรื่อง: 13 กรกฎาคม 5552
วันยอมรับตีพิมพ์: 3 พฤศจิกายน 2552

Introduction

Indirect composite restorative material was first introduced in 1986 for posterior esthetic inlay and onlay fabrication and is becoming popular as technology yields materials with increased mechanical properties while reducing occlusal wear with opposing teeth. It also can be an alternative to all-ceramic restorations for esthetic treatment of posterior teeth. Several resin composite systems on the market today are highly-filled microhybrid composites. The differences in these systems are based on filler content and particle size, as well as the polymerization method. In the past, resin composites were cured with light exclusively. This technique yielded the restoration with low level of polymerization causing the material to wear excessively. Newer resin composite systems cure the final layers by the use of different polymerization procedures involving photo-activation, heat, pressure, vacuum, or nitrogen atmosphere to achieve optimum polymerization and improved mechanical properties such as surface hardness, compressive and flexural strength and wear resistance[1].

Clinically, placement of the indirect composite restorations usually involves intra-oral adjustments, especially on the occlusal surface. Finishing and polishing the indirect composite restoration may cause the loss of filler particles and/or matrix, microcracks, microporosities, and surface irregularities, which may further reduce their mechanical properties. Glazing of direct resin composites after finishing has been shown to improve their surface smoothness which overcomes the marginal discoloration and staining[2] and proven to reduce the wear by up to one half[3]. So far, there is no study regarding the effect of glazing on indirect resin composite. The purpose of this study was to investigate the effect of glazing and different types of glazing sealants (filled or unfilled) on flexural strength of two indirect resin composites polymerized by different methods after finishing and polishing procedures.

Materials and methods

Sixty bar-shaped specimens were made of each composite (Table 1), using a metallic mold with a size of (25±2) mm x (2±0.1) mm x (2±0.1) mm according to the ISO Specification No.4049:2000[4]. The mold, applied with a mold-release agent, was positioned over a 0.05 mm-thick transparent polyester film

Table 1 Compositions of the indirect resin composite systems evaluated in this study

Material	Manufacturer	Polymer matrix	Filler	Polymerization method
belleGlass NG (dentin: A3)* Lot: 2932538	Kerr, Belle de St Claire/Kerr, Orange, CA, USA	Ethoxylated bis-phenol-A-dimethacrylate BISGMA, TEGDMA (21.3 wt.%)	Barium glass (78.7 wt.%) 0.6 μm	Light, Heat+ Pressure in nitrogen atmosphere
SR Adoro (dentin : A3)* Lot: L01822	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Leichtenstein	UDMA (17wt.%)	Prepolymerized splinters 65 wt.% (SiO2) 10-100 nm	Light, Heat

*Information from manufacturers

and a stainless steel plate and carefully filled with the composite in a single increment to prevent air entrapment. Another 0.05 mm-thick transparent polyester film and stainless steel plate were placed on top of the mold and pressed against it with a loading device for excess material removal. The stainless steel plate was then removed for initial polymerization for 20 seconds for SR Adoro and 40 seconds for belle Glass NG with a light curing unit (Optilux 501, Kerr, USA). The curing was carried out at both sides along the length of the specimen. The light intensity was repeatedly measured to ensure that it was not less than 750 mW/cm^2.

The specimens were then removed from the metalic mold and further polymerized according to the method of each composite system. The specimens made from SR Adoro were covered with SR Gel to prevent the occurrence of an oxygen inhibition layer before being polymerized in the Lumamat 100 at 104°C for 25 minutes. The SR Gel was then removed from the specimens in running water and dry air. The specimens made from belleGlass NG were polymerized in the belleGlass HP curing oven at 135°C under 60 psi in nitrogen atmosphere for 20 minutes.

After curing, all specimens were abraded with silicon carbide abrasive paper no. 800, 1000 and 2400 grit (Struers, England), respectively (20, 10, 5 μm of particle size) to replicate the finishing and polishing intraorally using polishing burs. These procedures were performed by the same investigator in order to reduce variability. The reason to use abrasive papers instead of using burs was that polishing the specimens with abrasives papers can help polish whole flat surface of the specimens in the same amount.

Forty specimens were randomly glazed by two sealants: Fortify (unfilled sealant) and Fortify Plus (filled sealant) according to the manufacturer instructions. The polished surfaces of the specimens were etched with 37% phosphoric acid for 10 seconds, rinsed and dried. The etched specimens were then applied with a thin layer of the sealants with a disposable brush tip to sweep the previously etched surfaces three times in the same direction, and air-blow over this layer to assure an even distribution. The glazed specimens were light-cured for 10 seconds at 500 mW/cm^2 by the same method as used in the specimen preparation procedure. The remaining twenty specimens with no glaze were used as a control group.

All specimens were stored in distilled water in an incubator at 37°C for 24 hours before the three-point flexural strength test. The bar-shaped specimens with the glazed surface faced downward were centrally loaded across a support span of 20 mm to obtain the three-point flexure strength. The specimens were subjected to loading using a universal testing machine (Instron Model 5566, Instron Corp, Canton, Mass, USA) at a crosshead speed of 1 mm/min; the load at fracture was recorded and the three-point flexural strength was calculated from this equation:

$$\sigma = 3FL/(2BH^2)$$

where F is the maximum load (N) exerted on the specimens, L is the distance between the supports (20 mm), B is the width (mm) and H is the thickness (mm) of the specimens measured immediately prior to testing.

Resuts

Analysis of the flexural strength data distribution using Boxplot showed one distinct outlier of the data in both control groups (SR Adoro and belleGlass NG). Therefore, they were excluded from further statistical analysis. As a result, the sample size of both control groups was reduced to 19.

The mean flexural strength and standard deviations are shown in Table 2.

The Kolmogorov-Smirnov test showed the normal distribution of the data in each group and Levene's test showed the homogeneity among the group variances. Then, the flexural strength data was analyzed using one-way analysis of variance. Statistical analysis showed that the flexural strength of each resin composite was not statistically affected by application of composite glazing sealant after finishing and polishing ($p>0.05$) (Table 3). No attempt was made to compare the flexural strength between the two materials (belleGlass NG and SR Adoro). Multiple comparison test was not conducted in this study since the one-way analysis of variance showed no significant difference.

Table 2 Flexural strength mean and standard deviation values (MPa) of two indirect resin composites with and without glazing sealants after finishing and polishing procedures

Material	No glaze (n=19)	Glazed with	
		Fortify (n=20)	Fortify Plus (n=20)
SR Adoro	92.1±9.9	96.3±14.6	93.3±10.1
belleGlass NG	111.5±15.0	106.3±21.7	111.7±17.0

Table 3 Effect of glazing and different types of glazing sealants on flexural strength of two indirect resin composites polymerized by different methods after finishing and polishing procedures, as analyzed by one-way ANOVA

	Source	df	Sum of square	Mean square	F-statistic	P-value
SR Adoro	Treatment	2	185.611	92.805	.671	.515
	Error	56	7748.245	138.362		
	Total	58	7933.856			
belleGlass NG	Treatment	2	369.899	184.949	.561	.574
	Error	56	18473.007	329.875		
	Total	58	18842.905			

Discussion

Flexure strength of brittle materials such as ceramics and resin composites depend primarily on the quality of the surfaces since the maximum tensile stresses occur in those areas. Edge or surface flaws resulting from chipping or cracking during preparation and air bubbles or voids at the edge or surface of the specimen are the sites where fractures are initiated, rather than on the required tensile surface. These defects produce a localized high stress at their tips even though the average stress in the specimen is low, resulting in crack initiation and premature breakage of the specimen. Therefore, inspection of voids of each specimen during the specimen preparation was important. If large voids were found, the specimen was then excluded from the experiment.

Microcracks formed by polishing the surface of direct resin composite[5,6,7] may be propagated continuously in the subsurface, causing a debonding of the filler particles as well as a weakening of the matrix itself. Such a condition is commonly associated with generalized wear[8,9]. The elimination of microcracks by placement of a surface-penetrating sealant on a proprietary composite resin results in a significant reduction in the generalized wear[3]. This material would fill ('repair') the structural microdefects formed during finishing and polishing procedures.

Currently, many manufacturers have attempted to improve the properties of composite glazing materials by adding fillers in their products and claiming that the durability of their products is longer. Therefore, the hypothesis of this study was that the glazing sealant might improve the flexural strength of the finished composite restorations by filling the microcracks or microscratches left from the polishing process. The result that the flexural strength of both indirect resin composites was not statistically affected by application of composite glazing sealants after finishing and polishing may be due to the following reasons.

The additional polymerization process of the indirect resin composites leads to a higher degree of conversion resulting in few unreacted methacrylate groups left on its surface to react with the glazing sealants. Therefore, glazing with composite glazing sealants could not significantly increase the flexural strength of indirect resin composites. This is contrast to the direct resin composite (Filtek Z250) with a lower degree of conversion, application of glazing sealant showed significantly higher flexural strength[10].

The other reason may be due to the presence of debris from finishing and polishing procedures, salivary contaminants, and premature polymerization of surface sealers which have also been claimed to be responsible for an incomplete wetting of the surface sealant[11]. A good wetting of the sealant is necessary to obtain good sealing and deep penetration. In this investigation, after acid etching there might be some debris from finishing and polishing procedures left leading to incomplete bonding of the surface sealants to the specimens.

Moreover, etching the indirect resin composites with 37% phosphoric acid may help only in cleaning debris. Yet, it may not be able to improve the indirect resin composite surface for better retention between indirect resin composites and surface glazing sealants because the indirect resin composite may totally be resistant to attack from this acid. Using a stronger acid etching such as hydrofluoric acid may be recommended because it may enhance the surface roughness even more. Therefore, the sealants are able to penetrate into these microscopic spaces and produce a very strong bond. However, the use of hydrofluoric acid in the mouth should be done with great care since it is a highly toxic material.

Due to few unreacted methacrylate groups of indirect resin composites left on its surface to react with the glazing sealants, the use of silane before the application of glazing sealants may be another method to increase retention of these two materials. Nevertheless, further investigation should be done.

In this study, additional observation of the surface texture was also performed. All specimens were prepared using the same procedures as the tested specimens. Then, the specimens were cleaned in the ultrasonic machine, and any remaining uncured material removed and dried with compressive air. The samples were examined by scanning electron microscopy (JSM 5410LV, JEOL, JAPAN) (Fig. 1 and Fig. 2). The scanning electron microscopic examination showed the capacity of Fortify glazing sealant to fill in defects in the surface of both finished indirect resin composites. However, the flexural strength of indirect resin composites glazed by Fortify did not show significantly increase which may be due to its unfilled ingredients. On the contrary, from scanning electron microscopy of glazed specimens after immersion in distilled water for 24 hours, air bubbles were noted inside the Fortify Plus glazing sealant glazed on both

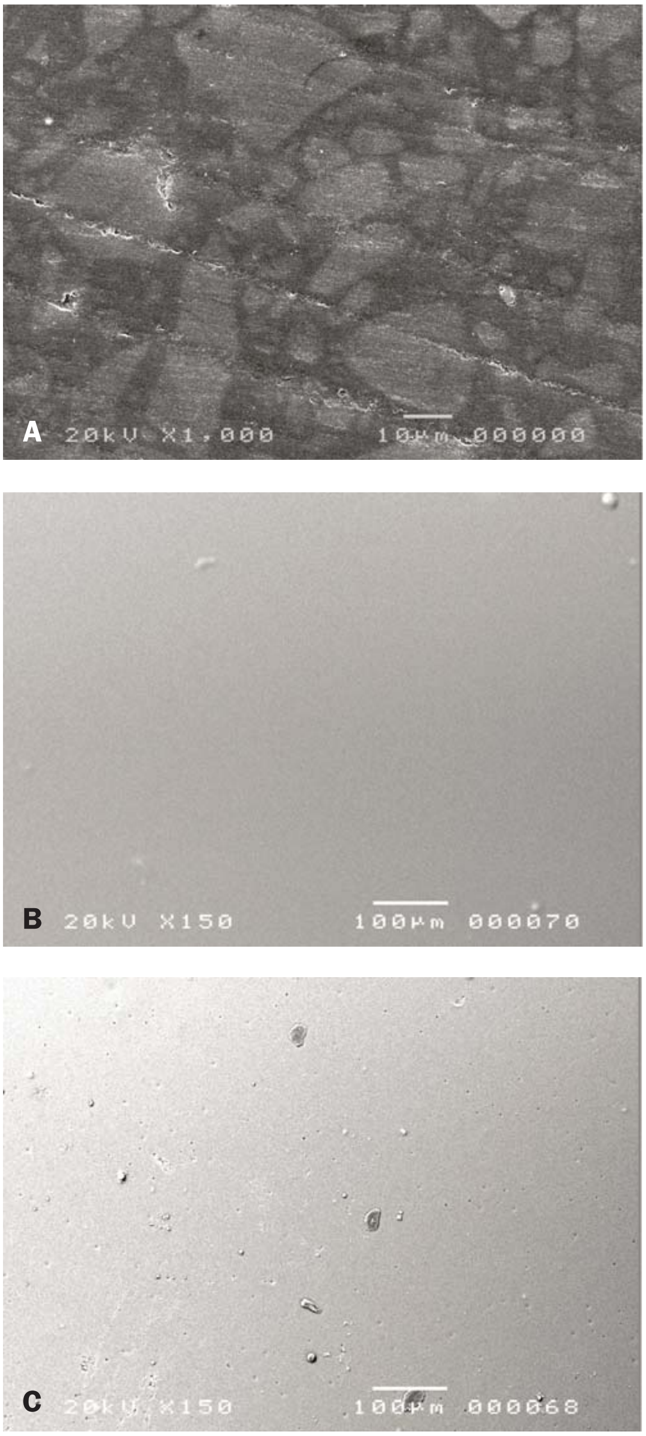


Fig. 1 Examination of the surface of the SR Adoro specimens: (A) After acid etching – presence of microscratches, x1000; (B) After glazing with Fortify, no air bubbles noted inside the glazing sealant, x150; (C) After glazing with Fortify Plus, air bubbles noted inside the glazing sealant, x150

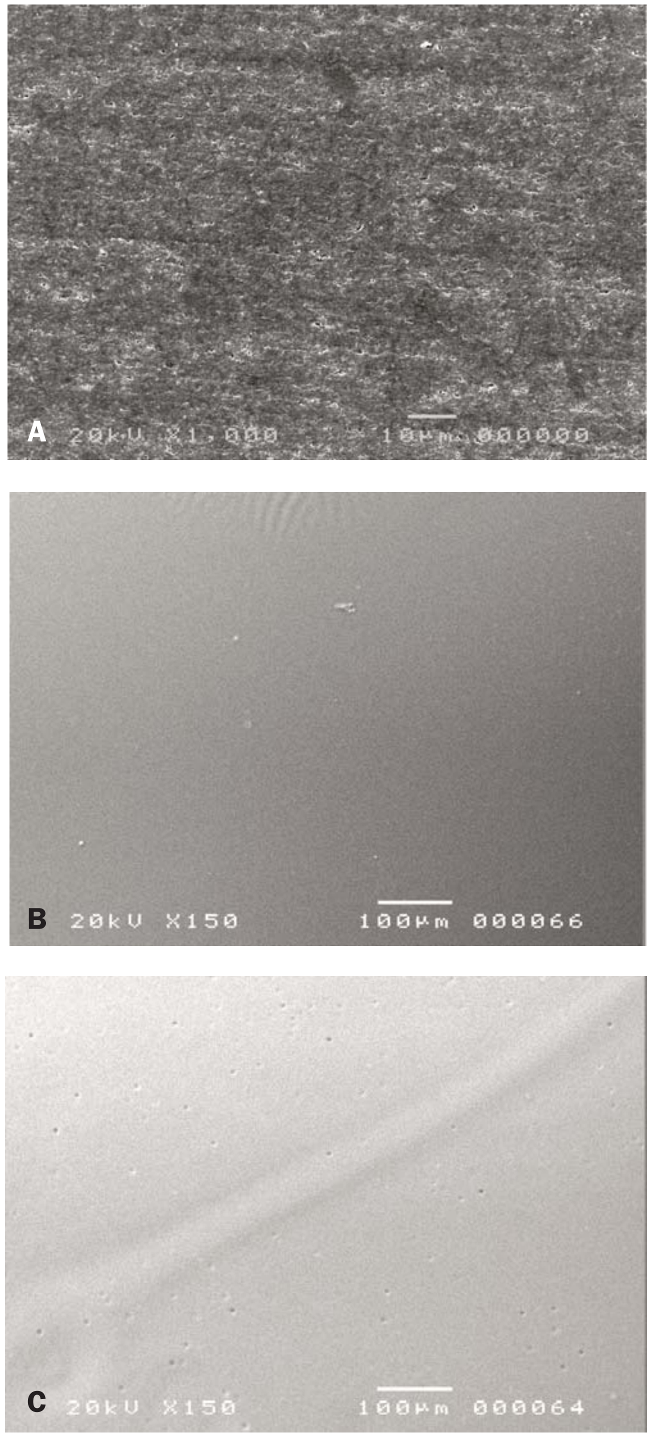


Fig. 2 Examination of the surface of the belleGlass NG specimens: (A) After acid etching, x1000; (B) After glazing with Fortify, no air bubbles noted inside the glazing sealant, x150; (C) After glazing with Fortify Plus, air bubbles noted inside the glazing sealant glazed, x150

SR Adoro and belleGlass NG specimens, which might affect the flexural strength. This may be due to the leaching out of the monomer or the inability of this sealant to wet indirect resin composite surface. Consequently, new glazing sealant application techniques and new glazing sealant materials with proper compositions and viscosity that permit uniform surface texture are needed.

Even though our results did not show the improvement of the flexural strength of tested indirect resin composites after the application of these sealants, based on other research, the application of composite glazing sealants on indirect resin composite surfaces after finishing and polishing are still beneficial as these sealants increase wear resistance and marginal sealing to the indirect resin composites.

Conclusion

Within the limitations of this study, application of unfilled composite glazing sealants (Fortify) or microfilled composite glazing sealants (Fortify Plus) does not increase the flexural strength of either SR Adoro or belleGlass NG indirect resin composites.

References

1. Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. Dent Mater 1992; 8: 290-5.
2. German TA, Fairhurst CW, Heuer GA, Williams HA, Beglau DL. A comparison of glazing materials for composite restorations. J Am Dent Assoc 1977; 95: 950-6.
3. Dickinson GL, Leinfelder KF, Mazer RB, RussellCM. Effect of surface penetrating sealant on wear rate of posterior composite resins. J Am Dent Assoc 1990; 121: 251-5.
4. ISO 4049. Dentistry - Resin-based filling, restorative and luting materials. International Organization for Standardization. 2000.
5. McKinny JE, Wu W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. J Dent Res 1982; 61: 1083-8.
6. Wu W, Toth EE, Moffa JF, Ellison JA. Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. J Dent Res 1984; 63: 675-80.
7. Ferracane JL, Condon JR, Mitchem JC. Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites. J Dent Res 1992; 71: 1629-32.
8. Leinfelder KF, Wilder AD, Teixeira LC. Wear rates of posterior composite resins. J Am Dent Assoc 1990; 112. 251-5.
9. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites: Quantitative wear measurements and clinical behaviour. Dent Mater 1986; 2: 106-13.
10. Kanchanavasita W, Kuphasuk W. The effect of using surface sealant after polishing on flexural strength of resin composite and glass-ionomer restorative materials. Mahidol Dent J 2006; 26: 75-80.
11. Tjan AH, Tan DE. Microleakage at gingival margins of Class V composite resin restorations rebounded with various low-viscosity resin systems. Quintessence International 1991; 22: 565-73.
12. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pegurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. J Biomed Mater Res 2000; 53: 658-63.

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL
Original article

ว ทันต มหิดล ปีที่ 30 เล่มที่ 1, 2553

Evaluating cytotoxicity of Thai white portland cement in cell culture using MTT assay

Nuanporn Pisalchaiyong
D.D.S., Graduate student,
Master of Science in Endodontics
Department of Operative Dentistry,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Supachai Sutimuntanakul
B.Sc., D.D.S.,
Grad Dip in Clin Sc (Endodontics),
Thai Board of Endodontics.
Associate Professor,
Department of Operative Dentistry,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Suwanna Korsuwannawong
B.Sc., M.Ed., Master of Education in
Research and Statistics
Researcher, Research Service Center,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

La-ongthong Vajrabhaya
B.Sc., D.D.S.,
Grad Dip in Clin Sc (Endodontics)
Professor,
Faculty of Dental Medicine,
Rangsit University

Abstract:

Objective: To evaluate the cytotoxicity of two formulations of Thai white Portland cement and Mineral Trioxide Aggregate on human periodontal ligament cells (PDL) using MTT assay.

Materials and Methods: Two formulations of TWPC and WMTA were tested with human PDL cells, cultured in a 24-transwell culture plate. Each test material was mixed with sterile distilled water at a powder:liquid ratio equal to 1 g: 0.35 mL. A 0.2 gram of mixed material was inserted into each chamber insert. No material was put in the chamber insert of the control group. The effect of leachable toxic substances to cells was evaluated after 72 hours of diffusion through 0.45 μm porous membrane. Cytotoxic effect was assessed using the MTT assay. The optical density values of the solution were read by spectrophotometer at a wavelength of 540 nm. The testing was repeated five times.

Results: The percentages of cell viability of WMTA, TWPC1 and TWPC2 groups, when tested with PDL cells were 109.43, 110.67 and 108.42 respectively. No statistically significant differences were found among percentages of cell viability between WMTA and TWPC groups ($p>0.05$) and were not different from the control group as well ($p>0.05$).

Conclusion: Two formulations of TWPC and WMTA were not toxic to human PDL cells at 72 hours exposure.

Key words: cytotoxicity, MTA, Thai white portland cement

Correspondence author:
Supachai Sutimuntanakul
Department of Operative Dentistry,
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
Mobile phone: 081-4427214
Fax: 02-2036463
E-mail: dtsst@mahidol.ac.th

Research grant: Faculty of Dentistry, Mahidol University Grant in academic year 2007
received: 22 September 2009
accepted: 22 February 2010

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

บทวิทยาการ

การประเมินพิษของพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยต่อเซลล์เพาะเลี้ยงด้วยวิธีเอ็มทีที

นวลพร พิศาลชัยยงค์
ท.บ. นักศึกษาทันตแพทย์
หลักสูตรปริญญาโท (วิทยาเอ็นโดดอนต์)
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ศุภชัย สุทธิมัณฑนกุล
วท.บ, ท.บ.,
ป.บัณฑิต (วิทยาเอ็นโดดอนต์),
อ.ท.(วิทยาเอ็นโดดอนต์)
รองศาสตราจารย์
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

สุวรรณา ก่อสุวรรณวงศ์
วท.บ, กศ.ม. (การวิจัยและสถิติ)
นักวิจัย 6 งานบริการวิชาการและวิจัย
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ละอองทอง วัชราภัย
วท.บ, ท.บ.,
ป.บัณฑิต (วิทยาเอ็นโดดอนต์)
ศาสตราจารย์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินความเป็นพิษของพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยสองสูตรและเอ็มทีเอขาวต่อเซลล์เพาะเลี้ยงเอ็นยึดปริทันต์มนุษย์ด้วยวิธีเอ็มทีที

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา: นำพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยสองสูตรและเอ็มทีเอขาวมาทดสอบกับเซลล์เอ็นยึดปริทันต์มนุษย์ที่เพาะเลี้ยงในถาดเพาะเลี้ยงทรานส์เวลล์ 24 หลุม วัสดุทดสอบแต่ละชนิดจะผสมในสัดส่วนผง 1 กรัมต่อน้ำกลั่น 0.35 มล. นำวัสดุทดสอบที่ผสมแล้วมาจำนวน 0.2 กรัม ใส่ในแชมเบอร์อินเซิร์ท สำหรับกลุ่มควบคุมไม่ใส่วัสดุลงในแชมเบอร์อินเซิร์ท ประเมินความเป็นพิษของวัสดุที่ใช้ทดสอบภายหลังซึมผ่านเมมเบรนแบบรูพรุน 0.45 ไมโครเมตรไปสู่เซลล์เป็นเวลา 72 ชั่วโมง ตรวจสอบความเป็นพิษของวัสดุทดสอบโดยวิธีวิเคราะห์เอ็มทีทีโดยนำไปอ่านค่าดูดกลืนแสงด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ที่ความยาวคลื่น 540 นาโนเมตร และทำการทดสอบซ้ำอีกห้าครั้ง

ผลการศึกษา: พบว่าเมื่อนำพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยสองสูตรและเอ็มทีเอขาวที่นำมาทดสอบกับเซลล์เอ็นยึดปริทันต์มนุษย์ พบเซลล์มีชีวิตร้อยละ109.43 110.67 และ 108.42 ตามลำดับ และไม่พบความแตกต่างของร้อยละของเซลล์ที่มีชีวิตในกลุ่มพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยทั้งสองสูตรและเอ็มทีเอขาวอย่างมีนัยสำคัญ ($p>0.05$) และสารทดสอบทั้งหมดพบจำนวนของเซลล์ที่มีชีวิตไม่แตกต่างจากกลุ่มควบคุม ($p>0.05$)

บทสรุป: พอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทยสองสูตรและเอ็มทีเอขาวไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์เอ็นยึดปริทันต์มนุษย์

รหัสคำ: ความเป็นพิษ, พอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวไทย, เอ็มทีเอขาว

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
ศุภชัย สุทธิมัณฑนกุล
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400
โทรศัพท์มือถือ: 081-4427214
โทรสาร: 02-2036463
อีเมล์: dtsst@mahidol.ac.th

แหล่งเงินทุน: ทุนอุดหนุนการวิจัย
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
ประจำปีงบประมาณ 2550
วันรับเรื่อง: 22 กันยายน 2552
วันยอมรับตีพิมพ์: 22 กุมภาพันธ์ 2553

Introduction

Endodontic surgery is commonly performed to eliminate irritants from root canal and to seal the apical portion of the root canal. In some situations, root perforation occurs: it may cause failure of root canal treatment and result in necessity to repair by a biocompatible material to maintain healthy tissue. Several materials have been suggested for endodontic surgery and root perforation such as amalgam, zinc oxide eugenol cement, glass ionomer and composite resin[1]. However, main disadvantages of these materials, including microleakage, toxicity and moisture sensitivity, may decrease the percentage of success rate in surgical and perforated cases.[2]

Mineral trioxide aggregate (MTA) is a current material for root-end filling and perforation repair because of its superiority over other materials, including sealing ability[3], antimicrobial properties[4] and biocompatibility[5-6]. MTA has also been used as an alternative material for endodontic applications such as capping material in mechanically exposed pulp[7], root perforation repair[8] and pulpotomy[9]. ProRoot MTA (Dentsply Endodontics, Tulsa, OK, USA) is composed of 75% Portland cement (PC), 5% gypsum and 20% bismuth oxide. The patent states that MTA is a Type I PC with added bismuth oxide for dental radiological diagnosis[10]. Gray MTA (GMTA) has been available and white MTA (WMTA) is more recently produced by exclusion of iron compounds. It contained smaller particles than that of GMTA, and is accounted for its improvement in clinical properties such as esthetic concern.

Comparative studies between MTA and PC have shown similar compositions of MTA and PC, except for bismuth oxide which is purposely added to MTA for radiopacity[11-12]. The X-Ray diffraction analysis also showed that they were composed of tricalcium silicate, dicalcium silicate, tricalcium aluminate and tetracalcium aluminoferrite[12]. Funteas *et al.*[13] reported that there were no significant difference in 14 elements of MTA and PC using ICP-ES. Islam *et al.*[14] compared the physical properties, e.g. pH, radiopacity, setting time, solubility, dimensional change and compressive strength between MTA and PC. The result showed that physical properties of MTA and PC were similar. However, the radiopacity of MTA was higher than that of PC. Scanning electron microscope examination of the particle size of MTA and PC showed that PC was composed of particles with a wide range of sizes whereas MTA showed uniform particle size[15].

Several studies have compared the biological effects of MTA and PC. Both MTA and PC have been shown to be biocompatible[16-18]. De Deus *et al.*[16] evaluated toxicity of Pro-Root MTA®, MTA Angelus® and PC by MTT assay which showed a similar cytotoxic effect that decreased gradually with time. Subcutaneous connective tissue reactions of PC and MTA in rats showed that they were biocompatible, and no difference was found between 7 and 60 days[17]. Sakai et al[18] compared the clinical and radiographic effectiveness of MTA and Portland cement as a pulpotomy dressing agent in carious primary teeth. All pulpotomised teeth were clinically and radiographically successful at 6, 12, 18 and 24-month follow-up appointments. No statistically significant difference regarding dentine bridge formation was found between MTA and Portland cement. Based on these results, the potential of PC has been considered as an alternative material to MTA for dental applications.

In recent times, the chemical compositions and physicochemical properties of Thai white Portland cement (TWPC; Research unit, Faculty of Dentistry, Mahidol University, BKK, Thailand) were investigated[19]. It appeared that the main compounds found in the TWPC and WMTA were similar, except bismuth oxide in WMTA. In a study of TWPC as an alternative material to WMTA in endodontic applications, toxicity testing must be conducted to assure its safety for human use. Therefore, the objective of this study was to evaluate cytotoxicity of two formulations of TWPC in cell culture using MTT assay.

Materials and methods

Preparation of culture cells

Human periodontal ligament (PDL) cells were obtained as described by Vajrabhaya *et al.*[20] Briefly, PDL cells of human lower third molars were obtained from the Oral Surgery Department of Mahidol University. The teeth must be neither carious nor periodontal involved, and extraction was performed atraumatically. Immediately after extraction, the teeth were placed in tissue culture tubes containing 10 mL of Dulbecco's modification of Eagle's medium (DMEM; Gibco BRL, Grand Island Biological Co,Grand Island, NY, USA) supplemented with 10% fetal calf serum and antibiotics (Penicillin G 200 μg/mL + streptomycin 200 μg/mL + fungizone 2 μg/mL) in order to prevent contamination. Then, the tissue culture tubes were placed on ice for cell preservation and immediately transferred to the laboratory.

PDL tissue at the middle of the root was gently removed with a scalpel, and was transferred to a 2.5 cm diameter sterile Petri dish contained 1 mLl of DMEM. The Petri dish was maintained at 37°C, 5% CO2 and 100 % humidity in an incubator. The cell culture was examined daily under an inverted microscope (Nikon Model TMS, Kanagawa, Japan) to assess the fibroblast-like cells profusely proliferating from the explant and to observe any sign of contamination. After a confluent monolayer was obtained, cells were subcultured into a 50 mL tissue culture flask (Costar, Corning Life Sciences, Acton, MA, USA) by trypsinization. The medium was changed every other day. After reaching confluency, first passage cells were trypsinized and subcultured until sufficient cells were obtained. Passage 4 to 10 of the PDL cells were used in this experiment.

Test materials preparation

The study materials were ProRoot white MTA (WMTA; Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Okla, USA.) and Thai white Portland cement (TWPC; Research unit, Faculty of Dentistry, Mahidol University, BKK, Thailand). Two formulations with different ratios of TWPC powder and bismuth oxide powder (Schariau Chemic SL, Spain) were prepared as formulation 1 ($TWPC_1$) and 2 ($TWPC_2$). All experimental materials were disinfected by ultraviolet light for 24 hours before starting the experiment. WMTA was mixed with distilled water at a powder:liquid ratio equal to 1 g: 0.35 mL on the sterile glass slab to produce a homogenous paste according to the manufacturer's instructions. The TWPCs were mixed in the same manner as WMTA.

Testing procedure

The subcultured human PDL cell density was adjusted to 10^5 cells/mL. The 200 μL of cell suspension was seeded into a 24- transwell culture plate (Transwell Clear, Corning, NY, USA, 6.5 mm diameter, 0.45 μm pore size) and 800 μL of culture medium was added to each well. The transwell culture plate was placed in the incubator for 24 hours to obtain a monolayer cell growth and cell attachment. The culture medium from each well was removed, and cells were washed with 1 mL of sterile phosphate buffered saline (PBS) solution twice, then one mL of culture medium was replenished in each well. Each freshly mixed material of 0.2 g was inserted into the bottom of the chamber insert (Fig.1). The 24 transwell culture plate was divided into four parts with three wells each for containing MTA, $TWPC_1$, $TWPC_2$ and control group. Three wells were included for each

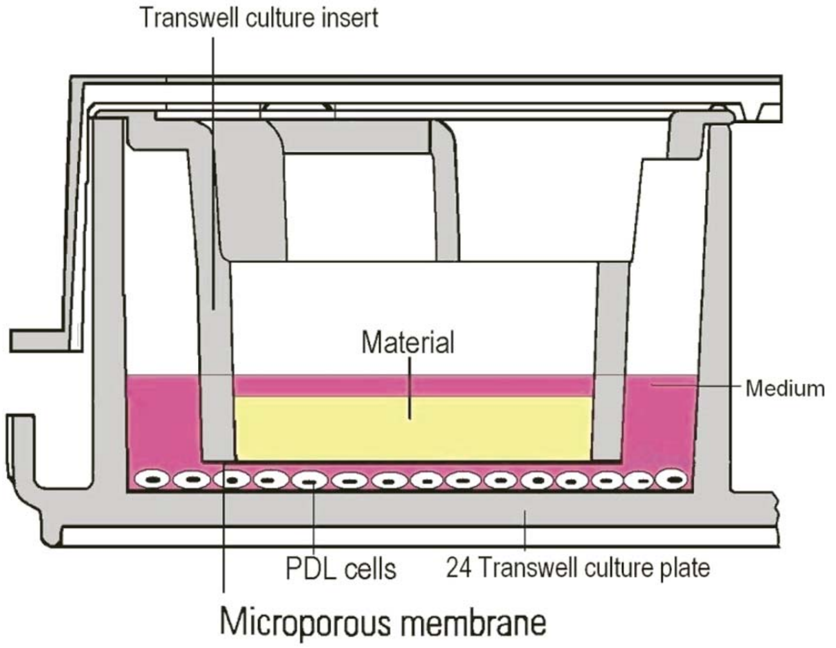


Fig. 1 Scheme of Transwell culture system

experimental material. The control group contained the transwell culture insert without materials. The chamber inserts with all groups were transferred immediately to the transwell culture plate and incubated for 72 hours. During incubation, cells were exposed to the leachable components from the test material. After 72 hours exposure, chamber inserts were removed from the transwell culture plate. The culture medium in each well was removed and cells were washed with 1 mL of sterile PBS solution twice. Then 500 µL of 50% MTT in complete medium solution (DMEM supplemented with fetal calf serum and antibiotics) was added to each well, and the plate was placed in a 37°C incubator for 3 hours. After incubation, the MTT solution in the well was discarded, and the well was washed twice with PBS solution. Then 500 µL of dimethyl sulfoxide was added to each well to dissolve formazan from cells. The plate was shaken for 30 minutes to achieve uniform color. Two hundred microliters of solution from each well were drawn and placed into a 96 well tissue culture plate. The optical density values of the solution in 96 well tissue culture plate were read using a Micro plate reader (BIO-TEK Instrument Inc, VT, USA) at a wavelength of 540 nm. The testing was repeated five times.

Statistical analysis

Statistical difference of optical density values among the four groups was performed with non-parametric multiple comparisons by Kruskal-Wallis test at 95% level significance. The percentage of cell viability in each experimental material was calculated as percentages of the control by the equation below.

$$\text{Percentage of cell viability} = \frac{\text{OD of test material} - \text{OD of DMSO}}{\text{OD of control} - \text{OD of DMSO}} \times 100$$

Results

The means and standard deviation of optical density after contacting cells for 72 hours with leachable substances from the experimental groups and

Table 1 Means and standard deviations of optical density and percentages of cell viability of test materials after 72 hours incubation. (MTA=Mineral Trioxide Aggregate, $TWPC_1$=Thai white Portland $cement_1$, $TWPC_2$= Thai white Portland $cement_2$)

Materials	Optical density	% cell viability
MTA	0.371±0.037	109.43±12.63
$TWPC_1$	0.373±0.044	110.67±14.69
$TWPC_2$	0.367±0.036	108.42±12.04
Control	0.343±0.050	100

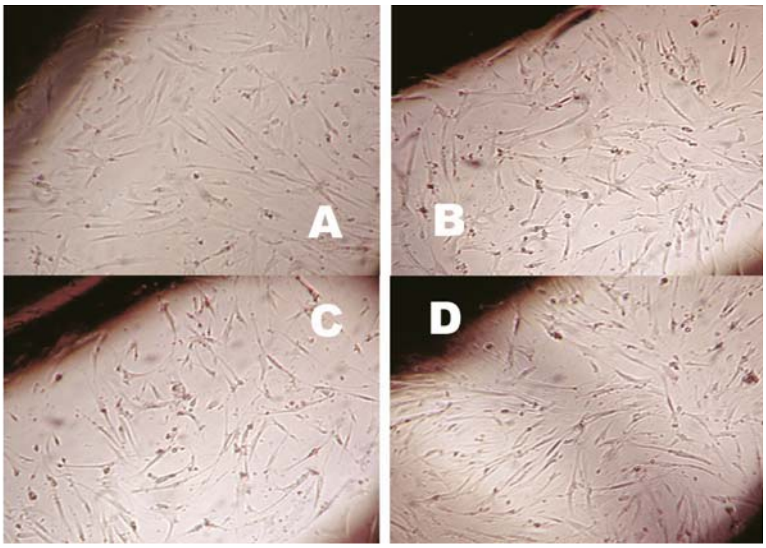


Fig. 2 Cell appearance under inverted microscope (4X) before testing with different materials: (A) Control (B) WMTA (C)$TWPC_1$ (D)$TWPC_2$

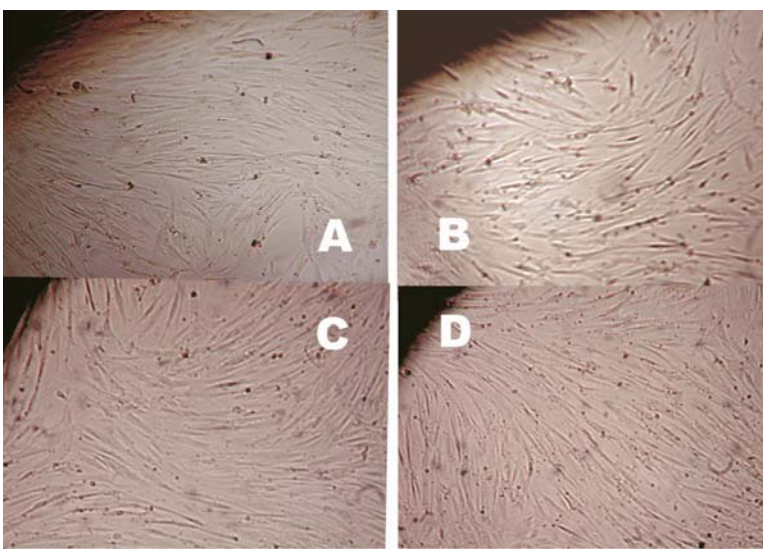


Fig. 3 Cell appearance under inverted microscope (4X) after testing with different materials: (A) Control (B) WMTA (C)$TWPC_1$ (D)$TWPC_2$

percentages of cell viability are shown in Table 1. There were no statistically significant difference in optical density among the control and experimental groups were found ($p>0.2$).

Cell growth and morphology were assessed under an inverted microscope. Before exposure to material, cells were monolayer and had a spindle-shaped appearance with central nucleus (Fig.2). After 72 hours incubation period, cells were spreading and forming to a confluent monolayer of spindle-shaped cells over the bottom of the culture dish. Cell density in the control group and experimental groups at the end of the experiment were increased (Fig.3).

Discussion

Cytotoxicity testing by using cell culture is one of the most favorable in vitro techniques. The advantages of this method are that it is easy to perform, less expensive, and reduces the number of animals that need to be tested. A transwell culture system as described by Safavi *et al.*[21] which used in this study has advantages. Firstly, it allows the diffusion of materials or leachable compounds through a porous membrane as it simulates the clinical situation, where toxic substances leach directly into the surrounding periodontal tissue. Secondly, it continuously allows for leachable compounds to reach the cells over time. The quantity of the material in this study was considered on the basis of the approximate amount used clinically. PDL cells, which are the major cells in wound healing after root tip resection, were chosen to simulate the clinical environment.

In toxicity tests of dental materials by cell culture, the materials can be tested either in freshly mixed state or set state. The freshly mixed MTA was found to be more cytotoxic than in the set state, and the toxicity decreased rapidly after material setting[22]. It is possible that the leachable compounds from test material could diffuse to the cells during the setting process. For this reason our studies used freshly mixed samples to evaluate cytotoxicity of TWPC. The result in this study showed that freshly mixed MTA and TWPC were not toxic to cultured cells. Our findings are agreement with Yasuda *et al*[23], who tested the cytotoxicity of freshly mixed MTA on rat dental pulp cells by using the MTT assay method, and found that freshly mixed MTA was not toxic to those cells.

In this study, the percentage of cell viability was assessed by MTT method as described by Mosmann[24]. This assay determines the capacity of mitochondrial dehydrogenese enzymes of viable cells to convert the yellow tetrazolium salt (3-[4, 5-dimethyldiazol-2-yl]-2,5-diphenyl tetrazolium bromide/ MTT) to insoluble formazan crystals. The advantage of this method is simplicity, speed, precision and it requires no radioisotope. This assay determines the remaining vital cells after contact with test materials for 3 days. The result showed that the percentages of cell viability in TWPC groups were not significantly different from that of MTA group. The result was similar to previous studies, although the test method was different. Camilleri *et al.*[25] compared the biocompatibility of MTA and Portland cement using extracts from both materials, and cytotoxicity was assessed using the MTT assay. The result showed that both materials had similar biocompatibility and cell activity significantly increased when compared with control medium ($p<0.05$). Supported by SEM analysis, Abdullah *et al.*[26] reported that cells in contact with Portland cement showed good biocompatibility and cell confluence. These results imply that TWPC, which has similar constituents to MTA, is a non-toxic material and that TWPC could be considered as an alternative material to WMTA for root-end filling and perforation repair. Some reports hypothesized that biocompatibility of MTA was derived from calcium hydroxide formation as a by-product of the hydration reaction of MTA[27]. Others reported that the biocompatibility of MTA was attributed to the formation of hydroxyapatite-like appearance between MTA and tooth structure[28]. In a previous study, Abdullah *et al* [26] observed that PC promoted the proliferation of SaOS-2 cells in vitro and stimulated a biological response in these cells through the production of cytokines and a bone-specific protein. The expression of cytokines in the presence of MTA and PC suggests that not only is it very biocompatible, but also it may have the potential to promote bone healing.

PC toxicity is from elements that may contaminate the material during the manufacturing process or are present in the raw material. The elements that are potentially toxic are heavy metals and arsenic. ISO 9917-1 29, entitled Dental Water-based Cements, has a limit of arsenic level (<2 mg/kg) for PC. One study of arsenic in TWPC found that the arsenic concentrations in MTA and TWPC were 0.64 and 1.50 mg/kg and were below the limit set in the ISO standard[30]. From this result it can be concluded that TWPC is not contraindicated for dental use in terms of the presence of arsenic.

The amount of heavy metal elements in MTA and PC has been previously reported[13, 15, 19]. MTA and PC contained similar heavy metal levels[19]. The heavy metal contamination in a material can probably affect the biological properties of material. However, the excellent biocompatibility of MTA and PC has been demonstrated in several studies[16-18]. It can be concluded that the small amount of arsenic and metal elements in TWPC was too little to be critical in a cytotoxicity study, as there was no measurable toxicity to human PDL cells after 72 hours exposure.

The different amount of bismuth oxide added in TWPCs showed no statistically significant effect on cell response ($p>0.05$). In contrast, a biocompatibility study of pure bismuth oxide demonstrated no cell growth over bismuth oxide [31] and bismuth oxide was not a biocompatible material. In this study, normal cell proliferation appeared when a small amount of bismuth oxide was added to the TWPCs, and showed no cytotoxic effect. However, if the amount of bismuth oxide in TWPCs increased, its toxicity may become a concern.

Conclusion

Two formulations of Thai white Portland cement and MTA were not toxic to human PDL cells at 72 hours exposure.

Acknowledgements

This study was supported by Faculty of Dentistry, Mahidol University Grant. The authors would like to thank Mr. Saksit Plang-Ngern from Siam cement Co, Ltd for assisting in Thai white Portland cement preparation throughout the study.

References

1. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. Endod Dent Traumatol 1991; 7: 97-107.
2. Gartner AH, Dorn SD. Advances in endodontic surgery. Dent Clin North Am 1992; 36: 357-78.
3. Xavier CB, Weismann R, de Oliveira MG, Demarco FF, Pozza DH. Root-end filling materials: apical microleakage and marginal adaptation. J Endod. 2005; 31: 539-42.
4. Eldeniz AU, Hadimli HH, Ataoglu H, Orstavik D. Antibacterial effect of selected root-end filling materials. J Endod. 2006; 32: 345-9.
5. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. Aust Endod J. 2008; 34: 30-5.
6. De Souza Costa CA, Duarte PT, De Souza PP,

Giro EM, Hebling J. Cytotoxic effects and pulpal response caused by a mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. Am J Dent. 2008; 21: 255-61.

7. Pitt Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp -capping material. JADA 1996; 127: 1491-4.
8. Pace R, Giuliani V, Pagavino G. Mineral trioxide aggregate as repair material for furcal perforation: case series. J Endod. 2008; 34: 1130-3.
9. Barrieshi-Nusair KM, Qudeimat MA. A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate for partial pulpotomy in cariously exposed permanent teeth. J Endod 2006; 32: 731-5.
10. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. Int Endod J 2006; 39: 747-54.
11. Hwang YC, Lee SH, Hwang IN, Kang IC, Kim MS, Kim SH, Son HH, Oh WM. Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009; 107: e96-102.
12. Belio-Reyes IA, Bucio L, Cruz-Chavez E. Phase composition of ProRoot mineral trioxide aggregate by X-ray powder diffraction. J Endod. 2009; 35: 875-8.
13. Funteas UR, Wallace JA, Fochtman EW. A comparative analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. Aust Dent 2003; 29: 43-4.
14. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. J Endod 2006; 32: 193-7.
15. Dammaschke T, Gerth HUV, Zuchner H, Schafer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. Dent Mater 2005; 21: 731-8.
16. De Deus G, Ximenes R, Gurgle-Filho ED, Plotkowski MC, Coutinho-Filho T. Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. Int Endod J 2005; 38: 604-9.
17. Coutinho-Filho T, De-Deus G, Klein L, Manera G, Peixoto C, Gurgel-Filho ED. Radiopacity and histological assessment of Portland cement plus bismuth oxide. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008; 106: e69-77.
18. Sakai VT, Moretti AB, Oliveira TM, Fornetti AP, Santos CF, Machado MA, Abdo RC. Pulpotomy of human primary molars with MTA and Portland cement: a randomised controlled trial. Br Dent J. 2009; 207; 128-9.
19. Settawacharawanich S. Sutimuntanakul S, Phuvaravan S, Plang-ngern S. The chemical composition and physicochemical properties of a Thai white Portland cement (M.Sc. Project Report). Department of Operative Dentistry, Dentistry. Bangkok: Mahidol University; 2006.
20. Vajrabhaya L, Korsuwannawong S, Jantarat J, Korre S. Biocompatibility of furcal perforation repair material using cell culture technique: Ketac Molar versus ProRoot MTA. Oral surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 102: e48-e50.
21. Safavi K Spangberg L, Costa NS, Sapounas G. An *in vitro* method for longitudinal evaluation of toxicity of endodontic sealers. J Endod 1989; 15: 484-6.
22. Haglund R, He J, Jarvis J, Safavi KE, Spangberg LSW, Zhu Q. Effects of root-end filling materials on fibroblasts and macrophages *in vitro*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95: 739-45.
23. Yasuda Y, Ogawa M, Arakawa T, Kadowaki T, Saito T. The effect of mineral trioxide aggregate on the mineralization ability of rat dental pulp cells: an *in vitro* study. J Endod. 2008; 34: 1057-60.

24. Mosmann T. Rapid colorimetric assay for cellular growth and survival: application to proliferative and cytotoxicity assay. J Immunol Methods 1983; 65: 55-63.
25. Camilleri J, Montesin FE, Di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. Int Endod J 2005; 38: 834-42.
26. Abdullah D, Pitt Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. Biomaterials 2002; 23: 4001-10.
27. Duarte MAH, Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga SC. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95: 345-7.
28. Bozeman B, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. J Endod 2006; 32: 425-8.
29. International Standards Organization. Dentistry Water-based cements - Part 1: Powder/liquid acid-base cements. Switzerland: ISO 9917-1. 2003; 1-22.
30. Pisalchaiyong N. Sutimuntanakul S, Vajrabhaya L. Toxicity evaluation of a Thai white Portland cement: element contents and cytotoxicity (M.Sc. Project Report). Department of Operative Dentistry, Dentistry. Bangkok: Mahidol University; 2009.
31. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. Int Endod J 2004; 37: 699-704.

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL
Original article

Effect of ethylenediaminetetraacetic acid as a surface treatment on microtensile bond strength of two-step, total-etching adhesive to enamel and dentin.

Sawitree Kanaiklang
D.D.S., M.Sc.(Operative Dentistry)
Public health and environment,
City of Nakornratchsima
Pisol Senawongse
D.D.S.,M.Sc.(Operative Dentistry)
Ph.D (Dental Sciences)
Department of Operative Dentistry
Faculty of Dentistry, Mahidol University
Choltacha Harnirattisai
B.Sc., D.D.S., Grad.
Dip. in Clin. Sc. (Endodontics)
Ph.D (Dental Sciences), Diplomate,
Thai Board of Operative Dentistry
Department of Operative Dentistry
Faculty of Dentistry, Mahidol University
Pong Pongprueksa
D.D.S., M.Sc. (Operative Dentistry)
Department of Operative Dentistry
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Correspondence author:
Pisol Senawongse
Department of Operative Dentistry
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
E-mail: dtpse@mahidol.ac.th
research grant: -
received: 5 November 2009
accepted: 29 March 2010

Abstract:

Objective: The objectives of this study were 1) to characterize the human enamel and dentin surface areas after etched with 35% phosphoric acid or 0.5 M ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA), 2) to compare the microtensile bond strengths of total-etching adhesive to prepared surfaces and 3) to characterize the interfaces of the resin-restorations bonded with a bonding agent on dentin and enamel treated with 35% phosphoric acid or 0.5 M EDTA.

Materials and Methods: Twenty-one flat surfaces of buccal enamel and 21 flat coronal dentin surfaces were prepared from extracted human molars. Using SEM, three prepared enamel and prepared dentin surfaces were used as controls. Six enamel- and dentin-prepared surfaces were observed after treatment with 35% phosphoric acid or 5 M EDTA. Six teeth with prepared enamel and dentin surfaces treated with 35% phosphoric acid or 5 M EDTA were bonded with a total-etching adhesive (Single Bond 2), and composite resin (Z250) was placed. The specimens were subjected to a microtensile bond strength (μTBS) test, and the failure modes were further observed under SEM. The remaining three restored specimens of each treated group were longitudinally sectioned across the bonded interfaces and investigated under SEM.

Results: Thick smear layer was visible on ground enamel and dentin surfaces without acid treatment. Amorphous appearances were observed on enamel surfaces treated with EDTA, while the honeycomb-like appearances were noticed on enamel surfaces treated with phosphoric acid. A partial smear layer and a small number of exposed collagen fibrils were visible in dentin samples treated with EDTA. Clear, patent dentinal tubules and peritubular areas with exposed collagen fibrils were visible in dentin samples treated with phosphoric acid. The mean μTBSs (MPa) of all groups were 28.9 (enamel/EDTA), 38.5 (enamel/phosphoric acid), 54.5 (dentin/EDTA) and 46.1 (dentin/phosphoric acid). The analysis demonstrated statistically significant differences among the groups, except between the enamel and dentin groups treated with phosphoric acid. For the interfacial study, thin resin tags and thin hybrid layers were visible in enamel and dentin treated with EDTA groups, respectively. Conical resin tags and thick hybrid layers with conical shapes of resin tags were visible in the enamel etched with phosphoric acid and dentin etched with phosphoric acid groups, respectively.

Conclusion: An application of EDTA resulted in a higher and a lower microtensile bond strength to dentin and enamel, respectively, compared with an application of phosphoric acid.

Key words: ethylenediaminetetraacetic acid, surface treatment, microtensile bond strength, interface of resin-teeth restoration

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

บทวิทยาการ

ผลของกรดเอทิลีนไดเอมีนเตตระอะซีติกในการเตรียมพื้นผิวเคลือบผิวฟันและเนื้อฟัน ต่อค่ากำลังแรงยึดไมโครเทนไซล์ของสารยึดติดชนิดกรดกัดรวมแบบสองขั้นตอน

สาวิตรี ขนายกลาง
ทบ., วท.ม (ทันตกรรมหัตถการ)
สำนักการสาธารณสุขและสิ่งแวดล้อม
เทศบาลนครนครราชสีมา

พิศลย์ เสนาวงษ์
ทบ., วท.ม (ทันตกรรมหัตถการ),
Ph.D (Dental Sciences)
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ชลธชา ห้านิรัติศัย
วท.บ., ท.บ., ป.ชั้นสูง (วิทยาเอ็นโดดอนต์)
Ph.D (Dental Sciences),
อ.ท. (ทันตกรรมหัตถการ)
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

พงศ์ พงศ์พฤกษา
ท.บ., วท.ม. (ทันตกรรมหัตถการ)
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: 1) เพื่อศึกษาลักษณะพื้นผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันมนุษย์ภายหลังการเตรียมผิวด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 35 หรือกรดเอทิลีนไดเอมีนเตตระอะซีติก (อีดีทีเอ) ความเข้มข้น 0.5 โมล 2) เปรียบเทียบค่ากำลังแรงยึดไมโครเทนไซล์ของสารยึดติดชนิดกรดกัดรวมกับพื้นผิวที่เตรียม 3) ศึกษาลักษณะรอยต่อเรซินและผิวเคลือบฟัน/เนื้อฟัน เมื่อเตรียมพื้นผิวด้วย 2 วิธีดังกล่าว

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา: ฟันกรามที่ถูกถอนจำนวน 21 ซี่ นำมาเตรียมโดยตัดผิวเคลือบฟันด้านใกล้แก้มให้เรียบ และอีก 21 ซี่เตรียมผิวเนื้อฟันที่เรียบโดยตัดแนวขวางกับตัวฟัน ชิ้นตัวอย่างผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันอย่างละ 3 ซี่ ใช้เป็นกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการเตรียมด้วยกรดหรืออีดีทีเอ นำชิ้นตัวอย่างที่เหลืออย่างละ 6 ซี่มาศึกษาลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดหลังการเตรียมพื้นผิวด้วยกรดฟอสฟอริกหรืออีดีทีเอ จากนั้นนำชิ้นตัวอย่างอีกกลุ่มละ 6 ซี่สำหรับผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันที่ผ่านการเตรียมผิวด้วยกรดฟอสฟอริกหรืออีดีทีเอมายึดกับสารยึดติดชนิดกรดกัดรวม (Single Bond 2) และเรซินคอมโพสิต (Z250) นำไปทดสอบค่าแรงยึดไมโครเทนไซล์และศึกษาลักษณะการแตกหักที่เกิดขึ้น ฟันที่บูรณะอีกกลุ่มละ 3 ซี่ ถูกตัดในแนวตั้งฉากกับรอยต่อเรซินและฟัน นำไปศึกษารอยต่อด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด

ผลการศึกษา: ผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันกลุ่มที่ไม่ถูกเตรียมผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกหรืออีดีทีเอจะพบชั้นสเมียร์หนาปกคลุมผิวฟันทั้งหมด ผิวเคลือบฟันกลุ่มที่เตรียมด้วยอีดีทีเอมีลักษณะไม่จำเพาะ ส่วนที่เตรียมด้วยกรดฟอสฟอริกมีลักษณะเฉพาะคือคล้ายรังผึ้ง เนื้อฟันกลุ่มที่เตรียมด้วยอีดีทีเอ มีลักษณะชั้นสเมียร์ถูกชะล้างไปบางส่วนโดยมีการเผยผึ่งของเส้นใยคอลลาเจน กลุ่มที่เตรียมด้วยกรดฟอสฟอริก เนื้อฟันมีลักษณะท่อเนื้อฟันเปิดกว้าง ชั้นสเมียร์ถูกชะล้างทั้งหมดและพบเส้นใยคอลลาเจนเผยผึ่งชัดเจน ค่ากำลังแรงยึดไมโครเทนไซล์ (หน่วย MPa) ของผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันกลุ่มที่เตรียมพื้นผิวด้วยอีดีทีเอและกรดฟอสฟอริกคือ 28.9, 38.5, 54.5 และ 46.1 ตามลำดับ พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่ม ยกเว้นกลุ่มผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันที่เตรียมพื้นผิวด้วยกรดฟอสฟอริก การศึกษาลักษณะรอยต่อเรซินและผิวเคลือบฟัน/เนื้อฟันที่เตรียมพื้นผิวด้วยอีดีทีเอ ไม่พบลักษณะเรซินแทกในผิวเคลือบฟันและมีชั้นไฮบริดบางๆร่วมกับเรซินแทก ลักษณะรอยต่อเรซินและผิวเคลือบฟัน/เนื้อฟันที่เตรียมพื้นผิวด้วยกรดฟอสฟอริก พบลักษณะเรซินแทกในผิวเคลือบฟัน และมีชั้นไฮบริดหนาร่วมกับเรซินแทกรูปร่างกรวยสามเหลี่ยมที่หนาในชั้นเนื้อฟัน

บทสรุป: เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกรดทั้ง 2 ชนิด การเตรียมพื้นผิวฟันด้วยอีดีทีเอให้ค่ากำลังแรงยึดไมโครเทนไซล์ที่สูงกว่าในกลุ่มเนื้อฟัน ส่วนการเตรียมพื้นผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกให้ค่าที่สูงกว่าในกลุ่มผิวเคลือบฟัน

รหัสคำ: กรดเอทิลีนไดเอมีนเตตระอะซีติก, การเตรียมพื้นผิวฟัน, ค่ากำลังแรงยึดไมโครเทนไซล์, รอยต่อเรซินและฟัน

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
พิศลย์ เสนาวงษ์
ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ
คณะทันตแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400
อีเมล์: dtpse@mahidol.ac.th

แหล่งเงินทุน: -
วันรับเรื่อง: 5 พฤศจิกายน 2552
วันยอมรับตีพิมพ์: 29 มีนาคม 2553

Introduction

Current total-etching adhesives requiring surface treatment with phosphoric acid are widely used[1]. On enamel, phosphoric acid etching facilitates micromechanical interlocking between composite resin and enamel by creating a porous enamel surface layer that is subsequently penetrated by a low-viscosity bonding agent[2]. On dentin, etching with phosphoric acid results in the exposure of a microporous collagen network that is almost deprived of hydroxyapatite. The micromechanical adhesion due to hybridization or infiltration of resin into the exposed collagen fibril scaffold is the primary bonding mechanism of a total-etching adhesive to dentin[3].

Defects in the resin-dentin interfaces have been demonstrated as nanoleakages that represent degradable, non-encapsulated collagen fibrous. This situation is prominently demonstrated when a total-etching adhesive is applied[4,5].

With an application of a total-etching adhesive, Pashley and co-worker found that microfibrillar strands of collagen fibrils along the dentin surface disappeared within 90 days[6]. Additionally, the exposed ends of the collagen fibrils appeared to be blunt. All specimens that were stored in artificial saliva after 250 days exhibited complete or partial loss of the demineralized collagen matrix and revealed the rough demineralization fronts created by phosphoric acid etching[6]. These are probably caused by the collagenolytic activity of collagenase[7,8].

The collagenolytic activity is significantly inhibited by the application of 17% ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA)[9]. Many studies found that EDTA improved the bond strengths of total-etching adhesives to dentin[10-13], whereas other studies demonstrated no improvement[12,14]. In contrast, a study showed a reduction in bond strength to dentin following the use of EDTA[10]. The mechanism of EDTA on the inhibition of collagenolytic activity may be due to the chelation of calcium ions, which are required for proper functioning of matrix metalloproteinases (MMPs)[9]. This results in the prevention of dentin-bound MMPs and the decrease of collagenolytic activity, especially at the resin-dentin interface. Thus, it would be interesting to observe the effect of EDTA on microtensile bond strength of an adhesive resin to enamel and dentin, when EDTA is used as a surface treatment before an application of a dental adhesive.

The purposes of this study were 1) to characterize human enamel and dentin surfaces after treated either with 35% phosphoric acid or 0.5 M EDTA solution in vitro, 2) to compare microtensile bond strengths of a total-etching adhesive to enamel and dentin surfaces treated with phosphoric acid or EDTA and 3) to characterize the bonding interfaces. The null hypothesis was that there was no significant differences in the microtensile bond strengths to enamel and dentin between tooth surfaces treated with 35% phosphoric acid or 0.5 M EDTA.

Materials and methods

Forty-two non-carious human third molars were collected and stored in 0.1% thymol solution at room temperature. Only sound teeth, with cut hypoplastic areas or cracks, were selected. After cleaning, the teeth were stored in 0.1% thymol solution and used within one month.

Characterization of enamel and dentin surfaces

Eighteen coranal parts of the teeth were separated from the roots at the cementoenamel junction using a diamond disk. The buccal enamel surfaces of nine specimens were ground flat with a cylindrical diamond bur (Intensive®, Viganello-Lugano, Switzerland) into middle 1/3 of enamel thickness under air/water spray. Smear layers were standardized by polish the flat surfaces with 600-grit silicon carbide paper under running water with constant pressure for 60 s. The nine remaining specimens were cut perpendicular to vertical axis of the teeth using a low-speed diamond saw under water coolant (Isomet, Buehler Ltd, Denmark) to expose the flat coronal dentin surfaces at middle 1/3 of dentin. Smear layers were prepared using the same procedures as described for preparation enamel. Six prepared enamel and dentin surfaces were further divided into two subgroups, three of each, according to the surface treatments (EDTA or phosphoric acid). The prepared enamel surfaces were treated with 0.5 M EDTA solution for 60 s in subgroup 1 and with 35% phosphoric acid for 15 s in subgroup 2. The prepared dentin surfaces were treated with 0.5 M EDTA solution for 60 s in subgroup 3 and with 35% phosphoric acid for 15 s in subgroup 4. The remaining three enamel and dentin specimens were assigned as control groups without any surface treatment.

All the specimens were dehydrated in a dessicator for 24 hrs, mounted on aluminum stubs with colloidal silver paint and then sputter-coated with 200 Å gold alloy (SPI Supplies, West Chester, USA). The specimens were examined by a scanning electron microscope (SEM) (JSM-5410LV, JEOL Ltd, Tokyo, Japan).

Microtensile bond strength test

Twelve teeth in each of the enamel and dentin groups were used. The flat enamel and dentin surfaces were prepared and treated with either phosphoric acid or EDTA, as previously described. The specimens were then randomly assigned into groups 1 to 4; group 1: enamel surfaces/EDTA; group 2: enamel surfaces/phosphoric acid, group 3; dentin surfaces/EDTA; group 4: dentin surfaces/phosphoric acid. The treated surfaces of each group were rinsed with water for 10 s and gently air-blown until visibly moist surface was obtained. Two coats of an adhesive resin (Adper Single Bond 2) were applied consecutively, left on the surface for 15 s and then air-blown for 5 s. The adhesive resin was cured for 10 s with a halogen light-curing unit (Elipar™ Trilight, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). After that, a 3 mm-high resin composite (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) was built up using an incremental technique and cured 20 s for each increment. Table 1 displays the materials used in this study and their compositions. The bonded specimens were kept in artificial saliva at 37 °C for 24 hrs.

Three bonded specimens of each group were longitudinally sectioned across and perpendicular to the bonding interface using the slow-speed diamond saw

Table 1 The materials used in this study.

Materials	Composition	Manufacturer
AdperTM Single Bond 2	Resin: Bis-GMA, HEMA, polyalkenoic acid copolymer, water, ethanol, dimethacrylates	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
FiltekTM Z250	Bis-GMA, urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol A-polyethylene glycol diether (Bis-EMA)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA
0.5 M EDTA solution	Water (78.22%) Sodium hydroxide (3.10%) Hydrochloric acid (0.07%) Ethylenediaminetetraacetic Acid (18.61%)	Experimental solution
35% phosphoric acid	Etching: 35% phosphoric acid	3M ESPE, St. Paul, MN, USA

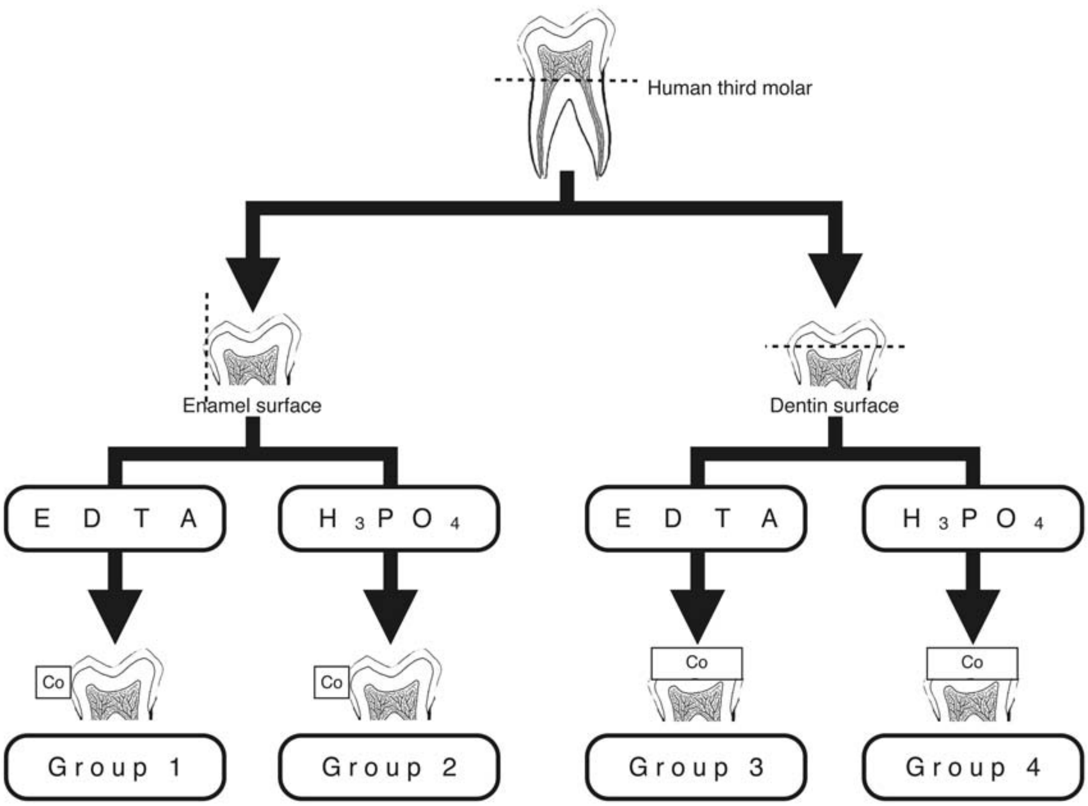


Fig. 1 Diagram demonstrates preparation of specimen for microtensile bond strength test and observation of the resin-tooth interface. The dash lines show the plane for cutting or grinding. (EDTA: 0.5 M EDTA, H_3PO_4: 35% phosphoric acid, Co: resin composite)

under water coolant to produce a series of 0.5 mm x 0.5 mm x 6 mm beams. Five beams were obtained from each bonded specimen, which resulted in 15 beams per group. Each beam was individually fixed to a custom-made testing jig with cyanoacrylate glue (Model Repair II Blue, Sankin Industry Co., Ltd, Tokyo, Japan) and subjected to tensile loading at a crosshead speed of 0.5 mm/min using a universal testing machine (Lloyd Instruments Ltd, Fareham Hanth, UK) until failured. The microtensile bond strength was recorded and then calculated into megapascals (MPa). The failure modes of the fractured specimens were examined under the SEM and classified as adhesive failure (failure between resin and tooth substrates), cohesive failure in enamel/dentin or cohesive failure in adhesive resin. Fractured area of each specimen was recorded as a percentage of each failure type.

Characterization of the resin-tooth interface

The remaining three restored teeth of each group were longitudinally sectioned through the bonded interfaces using the slow-speed diamond saw under water coolant. The cut specimens were embedded in epoxy resin (Epon 815, Nissin, Tokyo, Japan), and the cut surfaces were then polished with a series of silicon carbide papers (600 to 4000 grit: Buehler Ltd., Lake Buff, IL, USA). The polished specimens were immersed in 10% phosphoric acid solution for 5 s for the dentin groups and 15 s for the enamel groups. The specimens were then rinsed with tap water for 30 s and immersed in 5.25% sodium hypochlorite for 10 min and then rinsed with tap water for 30 s. After dehydration in a dessicator, all specimens were mounted on metal stubs and sputter-coated with gold. The micromorphological features of the resin-dentin interfaces were observed under SEM.

Statistical analysis

In this study, there were two variables (tooth substrates: enamel/dentin, surface treatments: EDTA/ phosphoric acid). The statistical analysis was performed using two-way ANOVA and Duncan multiple comparison at a confidence interval of 95%. The failure modes were analyzed by descriptive statistics.

Results

SEM micrograph of the ground enamel surface without any surface treatment demonstrated smear layer and scratches created from the surface preparation procedure (Fig. 2A). Amorphous appearances were detected when the enamel was treated with 0.5 M EDTA (Fig.2B), whereas the honeycomb-like appearances were observed for specimens treated with 35% phosphoric acid (Fig. 2C).

SEM microphotograph of ground dentin surface without any treatment exhibited thick smear layer (Fig.3A). Smear layer was presented partially around and inside the tubular orifices with a small number of exposed collagen fibrils on the surface treated with

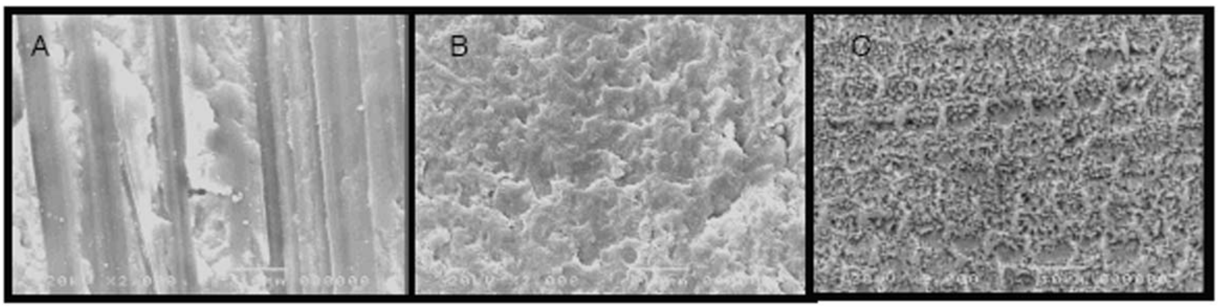


Fig. 2 SEM microphotographs (x2000) of un-restored enamel surfaces; the surface without any treatment. Smear layer and scratch from preparation procedure are visible (A). Surface treated with 0.5 M EDTA displays an amorphous appearance (B). Specimens treated with 35% phosphoric acid shows a honeycomb-like appearance (C).

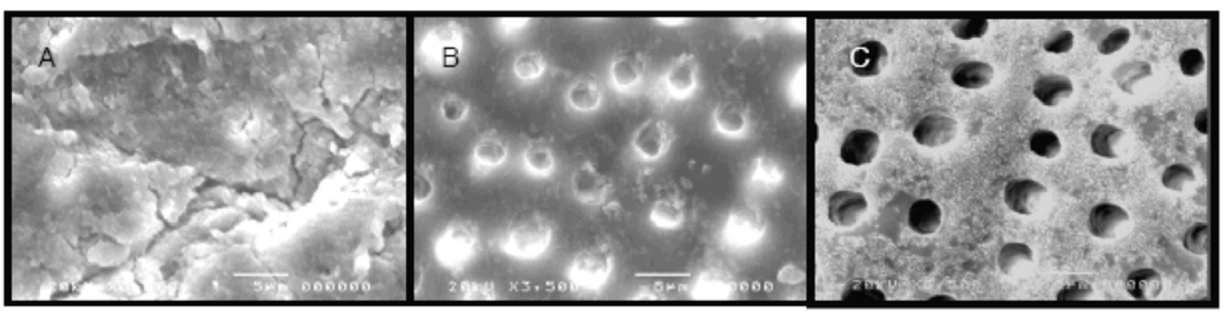


Fig. 3 SEM microphotographs (x3500) of dentin surfaces. Smear layer is visible on the surface without any treatment (A). Smear layer is partially present around and inside the tubular orifices in the specimen treated with 0.5 M EDTA, and collagen fibrils are minimally exposed (B). Specimen treated with 35% phosphoric acid, dentinal tubules and peritubular dentin are patent, and the exposed collagen fibrils are visible (C)

0.5 M EDTA (Fig. 3B). Dentinal tubules were patent and collagen fibrils were exposed in the specimen treated with 35% phosphoric acid (Fig. 3C).

Means of microtensile bond strengths are demonstrated in Fig. 4. Two-way ANOVA revealed that there was a significant effect of tooth substrates to microtensile bond strength (p=0.00) without any effect of surface treatments (p=0.84). The interaction between two factors (tooth substrates and surface treatments) was found (p=0.00). According to the multiple comparison, a higher mean value of microtensile bond strength was observed in the EDTA-treated dentin group (54.5±12.2 MPa) compared with other groups. No statistically significant differences of microtensile bond strength were found between the phosphoric acid-treated dentin group (46.1±12.8 MPa) and the phosphoric acid-treated enamel group (38.5±8.2 MPa) that were higher than those of the EDTA-treated enamel group (28.9±9.8 MPa).

For the group that enamel (Figure 5) treated with 0.5 M EDTA, most failures were adhesive failure (79.0%). However, most of the failure modes for the group that enamel treated with 35% phosphoric acid were cohesive failure in adhesive resin (50.0%) and cohesive within enamel (37.3%). The most common failures for the groups that dentin treated with 0.5 M EDTA and 35% phosphoric acid were adhesive failure (73.9% and 63.5%, respectively).

SEM micrograph of the resin-enamel interface that were treated with 0.5 M EDTA demonstrated

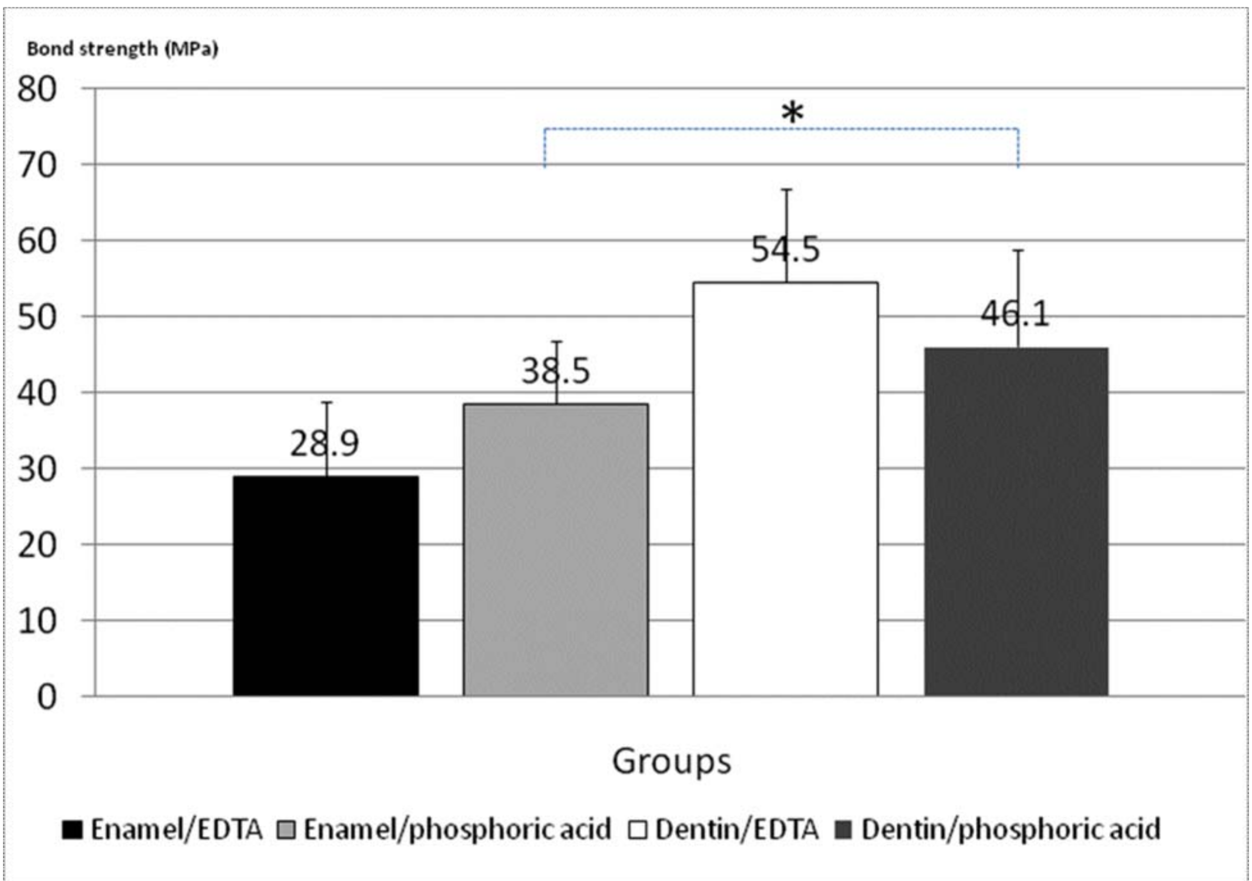


Fig. 4 Graph presenting means and standard deviations of the microtensile bond strengths to dentin and enamel that were conditioned with phosphoric acid or EDTA.

*not statistically significant difference

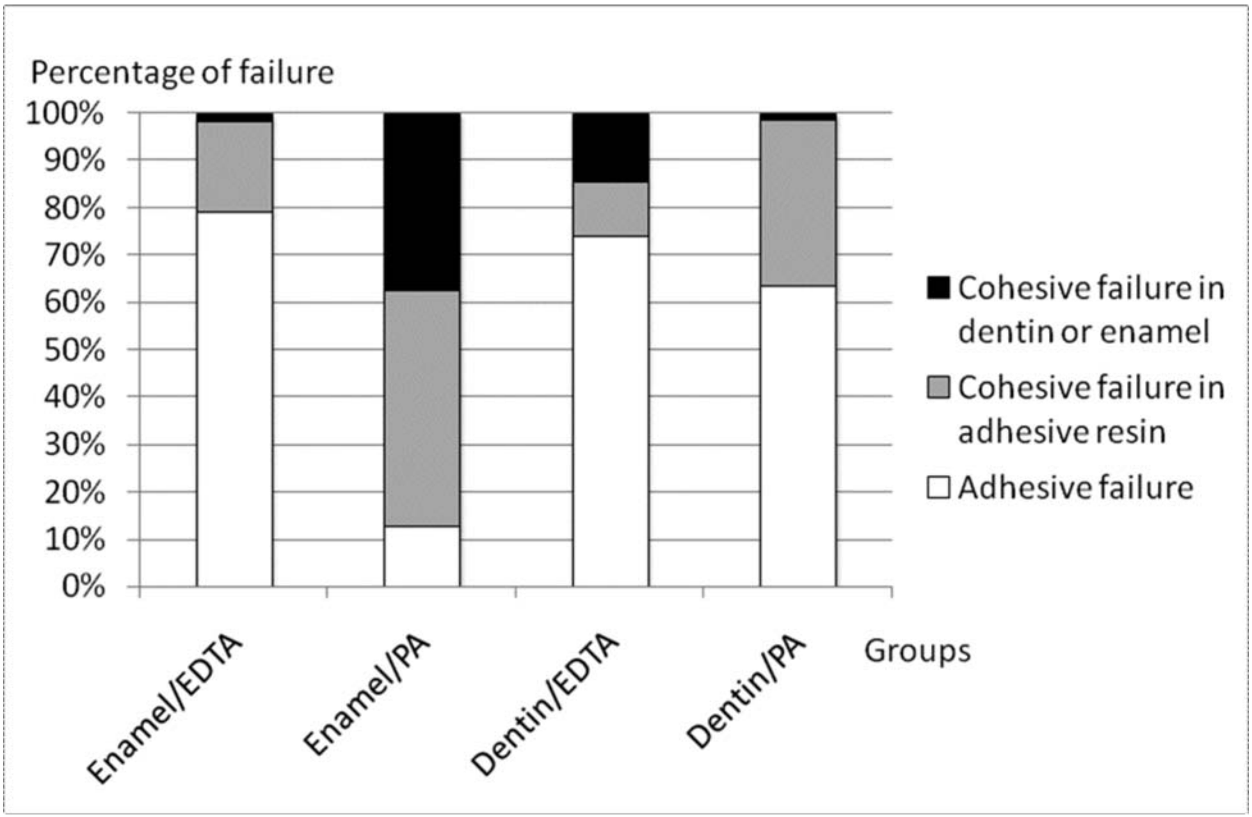


Fig. 5 A histogram presenting percentages of the failure modes of resin-dentin and resin-enamel treated with phosphoric acid (PA) and EDTA conditioning and bonded.

short and fine resin tags (Fig. 6A). Numerous conical-shaped resin tags were visible on the enamel surfaces treated with 35% phosphoric acid (Fig. 6B).

The resin-dentin interface of EDTA-treated specimen showed a thin hybrid layer and resin tags with thin filaments (Fig. 7A). Image of the resin-dentin interface

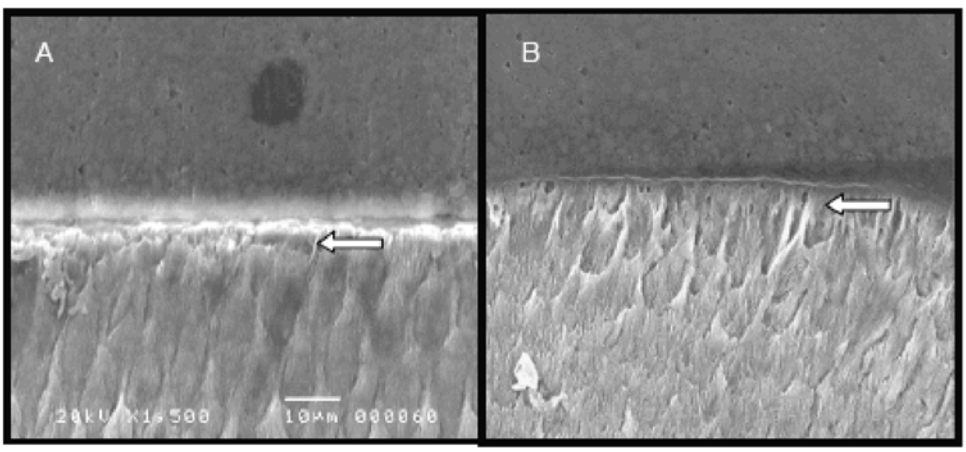


Fig. 6 A representative of SEM microphotographs (x1500) of resin-enamel interfaces. In anamel surface-treated with 0.5 M EDTA, fine resin tags are visible (A). For specimen treated with 35% phosphoric acid; the conical-shaped resin tags are visible (B). The arrows indicate resin tags within resin-enamel interfaces.

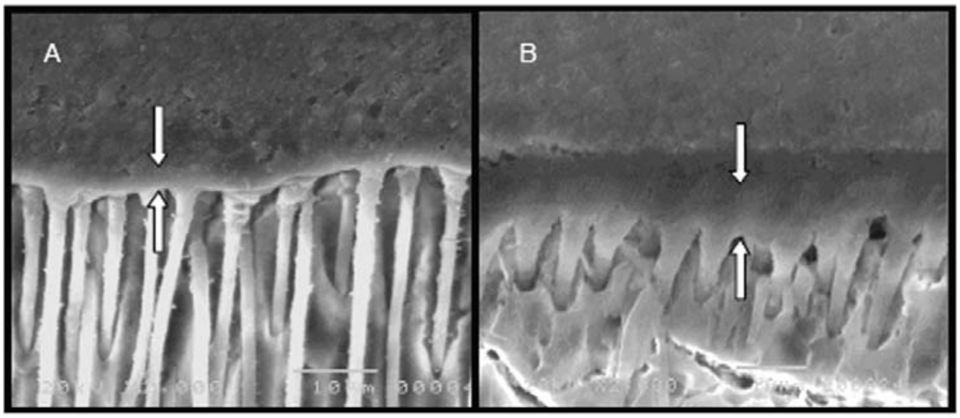


Fig. 7 A representative of SEM microphotographs (x2000) of resin-dentin interfaces. In surface treated with 0.5 M EDTA, a thin hybrid layer and thin resin tags are visible (A). For specimen treated with 35% phosphoric acid, a thick hybrid layer and a conical-shaped resin tags with thick filaments are observed (B). The arrows indicate thicknesses of the hybrid layer within resin-dentin interfaces.

treated with 35% phosphoric acid showed thick hybrid layer and resin conical-shaped tags (Fig. 7B).

Discussion

The EDTA conditioner used in this study was the mixture of water (78.22%), sodium hydroxide (3.10%), hydrochloric acid (0.07%) and ethylenediaminetetraacetic acid (18.61%). The concentration of the EDTA was 0.5 M at pH 7.2, which is similar to that used in a previous study performed by Jacques and Hebling (2005)[10].

The one-minute application of EDTA solution on the dentin in the present study was based on the use in recent studies[12,14]. In those studies, the effects of EDTA were compared with phosphoric acid etching on resin-dentin bonding, and no significant differences between the two conditioners were found. Those studies also showed that one-minute exposure to EDTA solution was sufficient to remove smear layer[15,16-18]. Other studies showed that 30 s application of EDTA solution was sufficient to remove smear layer[19,20]. Further investigation on application time of EDTA that provides optimal effect will be conducted.

The 15 s application of 35% phosphoric acid demonstrated the regular etching pattern with preferential dissolution of the prism cores, resulting in a honeycomb-like appearance (Fig. 2C). This might cause greater micromechanical retention and a higher microtensile bond strength than that of the EDTA group, which showed less etching effect (Fig. 2B). In addition, a study performed by Çehreli and Altay[21] showed that a 15 s application of 36% phosphoric acid demonstrated a type II etching pattern. The type II etching pattern was identified as a widespread removal of enamel crystals from enamel prism that creates deep conical cavities (a cobblestone-like appearance) in a pattern marked by very regular structural. The study carried out by Silverstone and co-worker demonstrated a type III etching pattern when EDTA was applied for 60 s[22]. The type III pattern with amorphous appearances is similar to the results obtained in this study. The etching pattern is important for the adhesion of resin composite to enamel surface[22].

The effect of EDTA on adhesive bond strength to enamel has not previously been reported. Surface treatment of enamel with 35% phosphoric acid showed a significantly higher mean microtensile bond strength than that treated with 0.5 M EDTA solution. Cohesive failure in adhesive resin or enamel in the phosphoric acid-treated group supported the superior bond strength of this group.

The present study showed that the use of 35% phosphoric acid on enamel influences the resin tags and micromechanical retention, as reported by a recent study[23]. The thicker and greater number of resin tags formed at phosphoric acid-treated surface (Fig. 7B) provided a greater micromechanical retention than the surface treated with EDTA (Fig. 7A). This phenomenon might be caused by a greater etching effect of phosphoric acid compared to that of 0.5 M EDTA.

The results of this study suggest that EDTA may be a more appropriate conditioning agent on dentin than phosphoric acid when a total-etching adhesive is applied. EDTA is a molecule that contains four carboxylic acid groups at neutral pH and has the ability to chelate calcium. It has been widely used to dissolve the mineral phase of dentin without altering dentin proteins, thus avoiding major alterations of the native fibrillar structure of dentin collagen[24,25-27]. These unaltered collagen fibrils are thought to contain most of their intrafibrillar mineral so that the fibrils are less affected by dehydration. Since the structural support by the mineral content is still exist[25], resin infiltration may be facilitated[26].

When phosphoric acid etching onto dentin was performed, both the extrafibrillar and the intrafibillar minerals were dissolved. These demineralized fibrils were very sensitive to dehydration that causes shrinking of the fibrils. Shrinking of the fibrils in the long axis occurred a reducing of the diameter of the interfibrillary spaces, as presented in Fig. 3C. This effect might lead to discontinuity of the hybrid layer, which reduced the microtensile bond strength of the phosphoric acid-treated group.

The application of 0.5 M EDTA solution resulted in a higher microtensile bond strength to dentin than that of 35% phosphoric acid. The studies carried out by Torii and co-worker[12] and Osorio and co-worker[14] found no significant differences in the microtensile bond strength to dentin conditioned with EDTA or phosphoric acid. These findings may be due to an improvement of resin infiltration into the EDTA-demineralized collagen matrix left residual mineral in the collagen fibrils that increases the stability of the organic matrix. In contrast, Jacques and Hebling[10] reported that the group treated with EDTA has a lower microtensile bond strength to dentin than the group treated with 37% phosphoric acid due to a mild etching effect of 0.5 M EDTA applied for 30 s.

SEM micrograph of the EDTA-treated resin-dentin interface revealed a thinner hybrid layer and fewer/smaller resin tags (Fig. 7A) than that found in the phosphoric acid-treated group (Fig. 7B). Nevertheless, the former group demonstrated a higher microtensile bond strength than the latter group. The results confirmed that a greater thickness of hybrid layer and a greater conical shape of resin tags were not a critical requirement for good resin-dentin adhesion. The quality of hybrid layer and the continuity of resin tags are crucial more importantly for excellent dentin bond[28].

An effect of a one-minute exposure to 0.5 M EDTA to improve bond strength of Adper Single Bond 2 on enamel surface could not be observed when compared with the use of 35% phosphoric acid. The effect of a higher concentration as well as a longer application time of EDTA on enamel bond strength will be further investigated.

Conclusion

Within the limitations of this study, the application of 0.5 M EDTA solution provided a higher bond strength of a two-step, total-etching adhesive to dentin, but a lower bond strength to enamel, when compared with the use of 35% phosphoric acid. Thus, selective etching on dentin with EDTA and on enamel with phosphoric acid may be an appropriate technique to obtain a maximum adhesion.

References

1. Nygaard VK, Simmelink JW. Ultrastructural study of the resin infiltration zone in acid-treated human enamel. Arch Oral Biol 1978; 23: 1151-56.
2. Bounocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849-53.
3. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16: 265-73.
4. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. Dent Mater 2001; 17: 268-76.
5. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kuga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. J Biomed Mater Res 2002; 63: 306-11.
6. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging J Dent Res 2004; 83: 216-21.
7. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/ collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. Eur J Oral Sci 2006; 114: 160-6.
8. Tay FR, Pashley DH, Loudhine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R. Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. J Endod 2006; 32: 862-8.
9. Tay FR, Pashley DH, Loudhine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R. Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. J Endod 2006; 32: 862-68.
10. Jacques P, Hebling J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. Dent Mater 2005; 21: 103-9.
11. Miyasaka K, Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self-etching primer for bonding to dentin. Dent Mater 1999; 15: 153-7.
12. Torii Y, Hikasa R, Iwate S, Oyama F, Itou K, Yoshiyama M. Effect of EDTA conditioning on bond strength to bovine dentin promoted by four current adhesives. Am J Dent 2003; 16: 395-400.
13. Soares CJ, Castro CG, Filho PCFS, Mota AS. Effect of previous treatments on bond strength of two self-etching adhesive systems to dental substrate. J Adhes Dent 2007; 9: 291-6.
14. Osorio R, Erhardt MCG, Pimenta LAF, Osorion E, Toledano M. EDTA treatment improves resin-dentin bond resistance to degradation. J Dent Res 2005; 84: 736-40.
15. Calt S, Serper A. Smear layer removal by EDTA. J Endod 2000; 26: 459-61.
16. Saito K, Webb TD, Imamura GM, Goodell GG. Effect of shortened irrigation times with 17% ethylene diamine tetra-acetic acid on smear layer removal after rotary canal instrumentation. J Endod 2008; 34: 1011-14.
17. Arruda M, de Arruda MP, de Carvalho-Junior JR, de Souza-Filho FJ, Sousa-Neto MD, de Freitas GC. Removal of the smear layer from flattened canals using different chemical substances. Gen Dent 2007; 55: 523-6.
18. De-Deus G, Zehnder M, Reis C, Fidel S, Fidel RA, Galan J Jr, et al. Longitudinal co-site optical microscopy study on the chelating ability of etidronate

and EDTA using a comparative single-tooth model. J Endod 2008; 34: 71-5.

19. Cederlund A, Jonsson B, Blomlof J. Shear strength after ethylenediaminetetraacetic acid conditioning of dentin. Acta Odontal Scand 2001; 59: 418-22.
20. De-Deus G, Reis C, Fidel S, Fidel R, Paciornik S. Dentine demineralization when subjected to EDTA with or without various wetting agents: a co-site digital optical microscopy study. Int Endod J 2008; 41: 279-87.
21. Cehreli ZC, Altay N. Effect of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. Angle Orthod 2000; 70: 22-7.
22. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon JL, Fejerkov O. Variations in the pattern of acid-etching of human enamel examined by scanning electron microscope. Caries Res 1975; 9: 373-87.
23. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. J Adhes Dent 2007; 9: 537-45.
24. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. Dent Mater 2004; 20: 522-9.
25. Habelitz V, Balooch M, Marshall SJ, Balooch G, Marshall GW Jr. In situ atomic force microscopy of partially demineralized human dentin collagen fibrils. J Struct Biol 2002; 138: 227-36.
26. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russel CM, Pashlay DH. Tensile properties of resin infiltrated demineralized human dentin. J Dent Res 1995; 74: 1093-102.
27. Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. J Adhes Dent 2000; 2: 193-99.
28. Spencer P, Wang Y, Walker MP, Wieliczka DM, Swafford JR. Interfacial chemistry of the dentin/adhesive bond. J Dent Res 2000; 79: 1458-63.

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL
บทวิทยาการ

ว ทันต มหิดล ปีที่ 30 เล่มที่ 1, 2553

ลักษณะเส้นเชือกแยกเหงือกผลิตในประเทศและผลของน้ำยาห้ามเลือดต่อความทนแรงดึงของเส้นเชือกแยกเหงือก

อมรรัตน์ วงศ์ล่ำซำ
วท.ม. (ทันตกรรมประดิษฐ์),
Ph.D. (Dental Materials Science)
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

กัลยา ศุพุทธมงคล
วท.ม. (ทันตกรรมประดิษฐ์),
Ph.D. (Materials Science and Engineering)
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

วรัญญา ชินการุญ
ท.บ.
นักศึกษาหลักสูตรทันตแพทย์ประจำบ้าน
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ชัชรี สุชาติล้ำพงศ์
M.Phil. (Dental materials),
อท. (ทันตกรรมประดิษฐ์)
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: การทดลองนี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาลักษณะการทอ การวิเคราะห์ชนิด สมบัติการเปลี่ยนแปลงขนาดเมื่อสัมผัสน้ำ และความทนแรงดึงของเชือกแยกเหงือกที่ผลิตขึ้นภายในประเทศเปรียบเทียบ กับเส้นเชือกที่นำเข้าจากต่างประเทศที่ใช้งานในปัจจุบัน ภายหลังการแช่น้ำยาห้ามเลือด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา: ตรวจสอบวิเคราะห์เส้นเชือกแยกเหงือกโดยวิธีเคมีตามเอกสารของสำนักงานมาตรฐานอุตสาหกรรม 121 เล่มที่ 15:1981 และวิธี AATCC 20:2004 ศึกษาลักษณะการถักทอด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด วัดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเชือกก่อนแช่และหลังแช่น้ำกลั่น 5 และ 10 นาที ด้วยกล้องจุลทรรศน์พร้อมมาตรวัด ทดสอบแรงดึงโดยใช้เชือกแยกเหงือกที่ผลิตในประเทศ 2 ขนาด คือ เอ็ม 0 และเอ็ม 1 ขนาดละ 40 ตัวอย่าง ชุบในสารละลายอะลัมแล้วผึ่งแห้ง และเชือกแยกเหงือก Gingibraid® ซึ่งเป็นเส้นเชือกที่นำเข้าจากต่างประเทศ 2 ขนาด คือ เบอร์ 0 และเบอร์ 1 ขนาดละ 40 ตัวอย่างทดสอบแรงดึง ก่อนและหลัง แช่ในน้ำกลั่น บัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ และเฟอริกซัลเฟต เป็นเวลา 10 นาที ดึงด้วยเครื่องทดสอบสากล ความเร็ว 100 มิลลิเมตรต่อนาที บันทึกค่าแรงดึงที่ทำให้เชือกขาดเป็นนิวตัน วิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการทดลอง: เชือกแยกเหงือก Gingibraid® เบอร์ 0 และเบอร์ 1 มีการถักทอเป็นเปีย ทำจากเส้นด้าย ฝ้ายและพอลิเอสเทอร์ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.58 และ 0.66 มิลลิเมตรตามลำดับ เชือกแยกเหงือกที่ผลิตในประเทศ มีการถักทอเป็นเปีย ทำจากเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์ล้วน มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ย 0.67 และ 0.80 มิลลิเมตร ตามลำดับ การขยายตัวเมื่อสัมผัสน้ำพบว่า Gingibraid® เบอร์ 0 มีร้อยละของการขยายตัว เมื่อสัมผัสน้ำมากที่สุด ตามด้วย Gingibraid® เบอร์ 1 เส้นเชือกที่ผลิตในประเทศไทยเอ็ม 1 และเอ็ม 0 ตามลำดับ ความทนแรงดึงก่อนและหลังแช่น้ำยาห้ามเลือดของเชือกตัวอย่างผลิตในประเทศไทยไม่แตกต่าง กันอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนความทนแรงดึงของเชือกนำเข้ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และความทนแรงดึงของเชือกที่ผลิตในประเทศไทยมีความทนแรงดึงสูงกว่าเชือกนำเข้าอย่างมีนัยสำคัญ

บทสรุป: การขยายตัวเมื่อเปียกของเส้นเชือกแยกเหงือกขึ้นอยู่กับชนิดของเส้นใย ค่าความทนแรงดึงของเส้นเชือกขึ้นกับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและชนิดของเส้นใย เชือกที่ทำจากเส้นใยพอลิเอสเทอร์ให้ค่าแรงดึงเฉลี่ย ก่อนและหลังแช่ด้วยน้ำยาห้ามเลือดไม่แตกต่างกัน เชือกที่ทำจากเส้นใยฝ้ายร่วมกับพอลิเอสเทอร์ให้ค่าแรงดึง เฉลี่ยก่อนและหลังแช่ด้วยน้ำยาห้ามเลือด แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

รหัสคำ: เชือกแยกเหงือก, น้ำยาห้ามเลือด, อะลูมินัมคลอไรด์, เฟอริกซัลเฟต

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
อมรรัตน์ วงศ์ล่ำซำ
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400
โทรศัพท์: 02-644-8644 ต่อ 6440-42
โทรสาร: 02-203-6440
E-mail: dtawl@mahidol.ac.th
แหล่งเงินทุน: คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
วันรับเรื่อง: 13 กรกฎาคม 2552
วันยอมรับตีพิมพ์: 3 พฤศจิกายน 2552

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

Original article

Characteristics of domestic gingival retraction cords and effects of haemostatic agents to their tensile strength

Amonrat Wonglamsam
M.Sc. (Prosthodontics),
Ph.D. (Dental Materials Science)
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Kallaya Suputtamonkol
M.Sc. (Prosthodontics),
Ph.D. (Materials Science and Engineering)
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Waranya Chingarun
DDS.
Resident,
Prosthodontics Residency Program,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Chatcharee Suchatlampong
M.Phil. (Dental materials),
Dip. Thai Board (Prosthodontics)
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Correspondence author:
Amonrat Wonglamsam
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
Tel: 02-644-8644 ext. 6440-42
Fax: 02-203-6440
E-mail: dtawl@mahidol.ac.th

Research grant: Faculty of Dentistry, Mahidol University
received: 13 July 2009
accepted: 3 November 2009

Abstract:

Objectives: The objectives of this study were to investigate and compare the pattern of weaving, type of fibers, cord width, properties of expansion and tensile strength before/after soaking with haemostatic agents of domestic cords and imported cords.

Materials and methods: Pattern of weaving and number of threads were observed using light microscope. Types of fiber were identified using TIS 121 book 15:1981 and AATCC 20:2004 techniques. Cord width was measured by measuring microscope before and after immersion in distilled water for 5 and 10 minutes. Tensile strength was determined using universal testing machine at cross head speed of 100 mm min^{-1}. Forty samples from each of two sized of domestic cord and 40 samples from two sizes of imported cord, Gingibraid® were impregnated with alum then dried. Ten specimens of each group were tested in dry condition and 10 minutes-soaked in water, buffer aluminum chloride and ferric sulfate. Two way ANOVA was used for analyzing the tensile strength at 0.05 significance level.

Results: Results showed that the imported cords (Gingibraid® No 0, No 1) were braided cords made from cotton and polyester threads (diameter 0.58 and 0.66 mm.). Domestic cord M0 and M1 were braided cords made from polyester threads (diameter 0.67 and 0.80 mm.). Gingibraid® No 0 exhibited the highest expanded percentage followed by Gingibraid® No 1, domestic cord M1 and M0. Tensile strengths of domestic cords before/after soaking in haemostatic agents were not statistical significant different while there were different between imported cords. Tensile strengths of domestic cords were statistical significant different from imported cords.

Conclusions: The expanse of cord expansion depends on the type of fibers. While their tensile strengths depend on cord diameter and type of fibers. Cords fabricated from polyester exhibited similar tensile strength before and after soaking in haemostatic agents. In contrast, cords fabricated from cotton and polyester showed significantly different tensile strength before and after soaking in haemostatic agents.

Key words: gingival retraction cord, haemostatic agent, aluminum chloride, ferric sulfate

บทนำ

การพิมพ์ปากเพื่อการบูรณะด้วยฟันเทียมชนิดติดแน่นซึ่งมีขอบอยู่ใต้เหงือกต้องมีการแยกเหงือก เพื่อให้สามารถลอกเลียนรายละเอียดของเส้นสิ้นสุด (finish line) ที่กรอแต่งไว้ได้ วิธีการแยกเหงือกสามารถแบ่งได้เป็น 4 วิธีใหญ่ๆ[1] ได้แก่ วิธีเชิงกล (mechanical methods) วิธีเชิงกลร่วมกับสารเคมี (mechanico-chemical methods) วิธีการขูดเหงือกโดยการกรอ (rotary gingival curettage) วิธีการใช้เครื่องไฟฟ้าสำหรับการผ่าตัด (electro-surgical methods) ทันตแพทย์ส่วนใหญ่มักแยกเหงือกด้วยวิธีเชิงกลร่วมกับสารเคมีโดยใช้เส้นเชือกแยกเหงือก (retraction cord)[2-5] ชุบ (impregnated) หรือแช่ (soak) ในสารเคมีเพื่อให้เส้นเชือกแยกเหงือกเป็นตัวนำสารเคมีไปสัมผัสกับเนื้อเยื่อในร่องเหงือก ดูดซับความชื้นและเป็นแกนให้โปรตีนจากเลือดตกตะกอน โดยสารเคมีทำให้เนื้อเยื่อหดตัวและทำให้เลือดที่ออกในร่องเหงือกหยุด[6] สารเคมีที่ใช้มีหลายชนิดได้แก่ อิพิเนฟริน (epinephrine) อะลัม (aluminum potassium sulfate, aluminum ammonium sulfate) อะลูมินัมคลอไรด์ (aluminum chloride) เฟอริกสับซัลเฟต (ferric subsulfate) เฟอริกซัลเฟต (ferric sulfate) ซิงค์คลอไรด์ (zinc chloride) และอะลูมินัมซัลเฟต (aluminum sulfate) เป็นต้น ทั้งนี้สารเคมีแต่ละชนิดมี ข้อดี ข้อด้อยแตกต่างกัน เช่น อิพิเนฟริน มีประสิทธิภาพแยกเหงือกได้ดี เหงือกร่นน้อย และห้ามเลือดได้ดี แต่มีผลต่อหัวใจทำให้ความดันเลือด เพิ่มขึ้น1 ส่วนอะลัม มีประสิทธิภาพในการทำให้เนื้อเยื่อเหงือกหดตัวน้อยกว่าอิพิเนฟรินเพียงเล็กน้อย และมีการกลับคืนสภาพของเนื้อเยื่อเหงือกได้ดี ทำลายเนื้อเยื่อเพียงเล็กน้อยเมื่อทิ้งไว้ 10 นาที มีความปลอดภัย และมีผลทางระบบต่อร่างกายน้อยกว่า[1] เฟอริกซัลเฟตมีประสิทธิภาพในการห้ามเลือด ได้ดีเหมือนอิพิเนฟรินและไม่มีผลข้างเคียงต่อร่างกายมีผลต่อเนื้อเยื่อเหงือกน้อย แต่ทำให้เนื้อเยื่อเปลี่ยนสี ชั่วคราว และรสชาติไม่ดี[1] อะลูมินัมคลอไรด์ เป็นยาสมาน (astringent) ที่ไม่ส่งผลต่อทางระบบ ทำให้เกิดการตกตะกอนของโปรตีนและยับยั้งการเคลื่อนที่ของโปรตีนในน้ำเหลืองผ่านหลอดเลือดฝอย ร่วมกับมีผลทำให้การยอมให้ผ่านเข้าออกเซลล์ต่ำ (low cell permeability) เมื่อใช้ความเข้มข้นปานกลางจะทำให้ระคายเคืองถ้าใช้ความเข้มข้นสูงจะกัดกร่อนทำลาย[3] จากการศึกษาของ Hansen[4] โดยใช้ แบบสอบถาม พบว่ายาที่ทันตแพทย์เฉพาะทางทันตกรรมประดิษฐ์ในประเทศสหรัฐอเมริกาส่วนใหญ่ ใช้แช่เชือกแยกเหงือก คือบัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ร้อยละ 55 รองลงมาคือ เฟอริกซัลเฟตร้อยละ 23

การนำสารเคมีบางชนิดมาใช้ร่วมกันหลายชนิดเช่น การใช้อะลัมร่วมกับอะลูมินัมคลอไรด์ โดยใช้เชือกแยกเหงือกชุบน้ำยาชนิดหนึ่ง ส่วนน้ำยาอีกชนิดจะใส่ตามลงในร่องเหงือกหลังจากใส่เชือก แยกเหงือกเรียบร้อยแล้ว จะได้ผลของน้ำยาทั้งสองชนิดดีกว่าการผสมน้ำยาทั้งสองชนิดเข้าด้วยกัน[1]

นอกจากสารเคมีที่ได้กล่าวข้างต้นแล้ว ลักษณะเชือกแยกเหงือกที่ต้องการคือ มีสีที่แตกต่างจากเนื้อเยื่อและฟันอย่างเห็นได้ชัด สามารถดูดซับน้ำยา ของเหลวและสารคัดหลั่งได้ดี มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เหมาะสมกับรูปร่างขนาดของร่องเหงือก[7] มีความแข็งแรงเพียงพอโดยที่ไม่ขาดหรือลุ่ยออกขณะใส่และดึงออกจากร่องเหงือก เพื่อไม่ให้มีเศษเส้นใยเหลือตกค้าง เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อเหงือก[8]

เส้นเชือกแยกเหงือก ประกอบขึ้นจากเส้นใย (fiber) ซึ่งหมายถึง ส่วนที่เล็กที่สุดของวัสดุสิ่งทอ มีอัตราส่วนระหว่างความยาวต่อเส้นผ่านศูนย์กลางมาก[9] หรือ หมายถึงวัสดุที่มีมิติความยาวมากกว่ามิติตามภาคตัดขวางไม่น้อยกว่า 100 เท่า โดยปกติจำแนกโดยความอ่อนตัว และความละเอียด[10] เส้นใยหลายๆเส้นรวมกันเป็นเกลียวหรือเส้นด้าย (thread) เส้นด้ายหลายๆเส้นรวมตัวกันเป็นเส้นเชือก (cord, string) ขนาดของเชือกมักวัดเป็นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (ขนาดเบอร์ต่างๆไม่มีมาตรฐานกำหนด บริษัทผู้ผลิตเป็นผู้กำหนดขนาดเอง) การถักทอของเส้นเชือกมีหลายแบบอาทิ การถักแบบห่วง (knitted) การถักแบบปมหรือเปีย (braided) หรือการทำเป็นเกลียว (twisted)

จากการศึกษาของ Suchatlampong และคณะ[11] รายงานชนิด ขนาดและการถักทอของเส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้าบางชนิดทำจากฝ้ายล้วนๆ (Sil-trak®, Ultrapak®, Voco traco®) บางชนิดเป็นพอลิเอสเทอร์ (Retracto®) บางชนิดเป็นฝ้ายผสมกับพอลิเอสเทอร์ (Gingibraid®)

และบางชนิดเป็นฝ้ายผสมกับไนลอน และมีเส้นทองแดง (Stayput®) เป็นต้น ทั้งนี้การถักทอส่วนใหญ่เป็นเปีย ยกเว้น Ultrapak® ที่ถักทอเป็นห่วง และจากการสำรวจเส้นเชือกที่มีจำหน่ายทั่วไปในประเทศไทยปี 2549[12] พบว่าเชือกส่วนใหญ่ถักทอเป็นชนิด เกลียว ซึ่งเมื่อบิดหรือหมุน เส้นเชือกมักคลายตัวออกจากกัน และชนิดที่ถักทอเป็นเปียหรือห่วงมักใหญ่ กว่า 0.8 มิลลิเมตร และทำจากไนลอน การศึกษาครั้งนี้จึงดำเนินการจัดทำเส้นเชือกแยกเหงือกที่ผลิตเองเป็นชนิดถักเป็นเปีย เส้นเชือกชนิดนี้ไม่คลายตัวเมื่อรับแรงบิด หรือหมุน และทำขนาดต่างๆ เพื่อเปรียบเทียบเส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้าซึ่งมีราคาแพง

จากการศึกษาของ Martinez และคณะ[8] พบว่าเส้นใยฝ้ายมาตรฐานและเส้นเชือกแยกเหงือกในกลุ่มที่เปียกและไม่เปียกมีค่าความทนแรงดึงไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่น้ำยาที่ชุบ ขนาด และชนิดของงเส้นเชือก ทำให้ค่าความทนแรงดึงแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ เชือกที่มีค่าแรงดึงต่ำจะมีโอกาสขาดหลุดลุ่ยตกค้างในร่องเหงือกได้มาก เนื่องจากเชือกแยกเหงือกส่วนใหญ่ต้องชุบน้ำยาห้ามเลือดก่อนการใช้งาน ดังนั้นการศึกษานี้ นอกจากศึกษาลักษณะการถักทอ และสมบัติการเปลี่ยนแปลงขนาดเมื่อเชือกสัมผัสน้ำ ยังศึกษา ความทนแรงดึงของเชือก ที่ผลิตขึ้นเปรียบเทียบกับเส้นเชือกที่ใช้งานในปัจจุบัน และศึกษาการเปลี่ยนแปลง ของเส้นเชือกภายหลังการแช่น้ำยาห้ามเลือดชนิดต่างๆ ได้แก่ สารละลายอะลัม บัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ และสารละลายเฟอริกซัลเฟต ก่อนนำเชือกแยกเหงือกที่ผลิตได้ ศึกษาการใช้งานทางคลินิกต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

เส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้าที่ใช้เป็นตัวอย่างควบคุมในการศึกษานี้คือ Gingibraid® เบอร์ 0 และเบอร์ 1 หรือ G0 และ G1 ซึ่งชุบน้ำยาอะลูมินัมโปตัสเซียมซัลเฟตร้อยละ 10 (Gingibraid® Lot 053418 and Lot 010688, Dux Dental, Oxnard, CA, USA) เปรียบเทียบกับเส้นเชือกแยกเหงือกที่ผลิตขึ้นเอง 2 ขนาด M0 และ M1 ส่วน น้ำยาห้ามเลือดที่ ใช้แช่เชือกแยกเหงือกก่อนทดสอบ ได้แก่ สารละลายอะลัม (aluminum potassium sulfate reagent grade), Univar ®, NSW, Australia) และน้ำยาห้ามเลือดที่แช่ในการทดสอบ 2 ชนิด คือ บัฟเฟอร์ อะลูมินัมคลอไรด์ (Racestyptine ® Septodont, Saint-Maur-des-Fosses Cedex, France) และ เฟอริกซัลเฟต (Astringedent® Ultradent Products, Inc., Salt Lake City, Utah, USA)

การสังเกตลักษณะการถักทอและชนิดของเส้นใยเชือกแยกเหงือก

ศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์ พร้อมมาตรวัดกำลังขยาย 60 เท่า (Measurescope MM-11C Nikon, Tokyo, Japan) ดูจำนวนเส้นด้าย ที่เป็นส่วนประกอบ พร้อมทั้งวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นด้ายและเส้นเชือก ศึกษาภาคตัดขวาง ของเส้นเชือกด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแบบส่องกราด (JSM-5410LV JEOL LTD, Tokyo, Japan) กำลังขยาย 150 500 และ1000 เท่า ส่งตัวอย่างเส้นเชือกแยกเหงือกวิเคราะห์ทางเคมี เพื่อหาชนิดของเส้นใยที่เป็นส่วนประกอบ โดยส่งที่ศูนย์ทดสอบสิ่งทอ สถาบันพัฒนาอุตสาหกรรมสิ่งทอ ซอยตรีมิตร ถนนพระราม 4 พระโขนง คลองเตย กรุงเทพมหานคร 10110

การศึกษาการขยายตัวของเส้นเชือกแยกเหงือก

นำเส้นเชือกแยกเหงือกแต่ละชนิดๆละ 10 เส้น วางบนแผ่นกระจกสไลด์ในลักษณะเส้นตรง ยึดปลายเชือกทั้งสองข้างด้วยเทปกาวใส วัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ด้วยกล้องจุลทรรศน์พร้อมมาตรวัด กำลังขยาย 60 เท่า บันทึกผล จากนั้นใช้หลอดหยดน้ำกลั่นให้เส้นเชือกเปียกตลอดเส้น รอ 5 นาที วัดขนาดเส้นเชือกที่ตำแหน่งเดียวกับตำแหน่งที่วัดเริ่มแรก และวัดอีกครั้งที่ 10 นาที

การศึกษาผลของน้ำยาห้ามเลือดต่อความทนแรงดึงของเส้นเชือกแยกเหงือก: การวัดความทนแรงดึง โดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Instron Model 5566 ,Instron Corp., Buckinghamshire, UK.) นำตัวอย่างเส้นเชือก M0 และ M1 ขนาดละ 40 ตัวอย่าง ความยาวเส้นละ 15 เซนติเมตร รวม 80 ตัวอย่าง แช่ในสารละลายอะลัม ความเข้มข้นร้อยละ10 เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 23±1 องศาเซลเซียส แล้วนำมาผึ่งให้แห้งโดยใช้เครื่องทำแห้งโดยระบบลมเป่า ที่อุณหภูมิ 23±1 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และเชือกแยกเหงือก G0 และ G1 ขนาดละ 40 ตัวอย่าง ความยาว เส้นละ 15 เซนติเมตร รวม 80 ตัวอย่าง รวมทั้งหมด 4 กลุ่ม แต่ละกลุ่มแบ่งเป็น 4 ส่วน

ส่วนละ 10 ตัวอย่าง โดยส่วนที่ 1 ทดสอบความทนแรงดึงในสภาวะแห้ง ส่วนที่ 2, 3 และ 4 ทดสอบความทนแรงดึงหลังจากทำให้เปียกโดยแช่น้ำกลั่น สารละลายเฟอริกซัลเฟต สารละลายบัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ เป็นเวลา 10 นาที ทั้งนี้น้ำยาที่ใช้แช่เส้นเชือกเปลี่ยนใหม่ทุกครั้ง นำไปทดสอบแรงดึงด้วยเครื่องทดสอบสากลที่ความเร็ว 100 มิลลิเมตรต่อนาที ใช้อุปกรณ์จับเส้นเชือกชนิดอัดลม (pneumatic grip) โดยมีระยะทดสอบ 10 เซนติเมตร บันทึกค่าแรงดึงที่ทำให้เชือกขาดเป็นนิวตัน การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติเปรียบเทียบความทนแรงดึงด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการทดลอง

ผลการศึกษาลักษณะการถักทอของเชือกแยกเหงือก

ลักษณะการถักทอของเชือกแยกเหงือกนำเข้าเป็นชนิด ถักเป็นเปีย (Fig. 1a,1b) G0 ประกอบด้วยเส้นด้าย 8 เส้น ได้แก่ เส้นด้ายฝ้ายสีเหลือง 7 เส้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.179 มิลลิเมตรและเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์สีขาว 1 เส้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.298 มิลลิเมตร G0 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นเชือกเฉลี่ย 0.58 มิลลิเมตร G1 ประกอบด้วยเส้นด้าย 8 เส้น เส้นด้ายฝ้ายสีเหลือง 6 เส้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.247 มิลลิเมตรและ

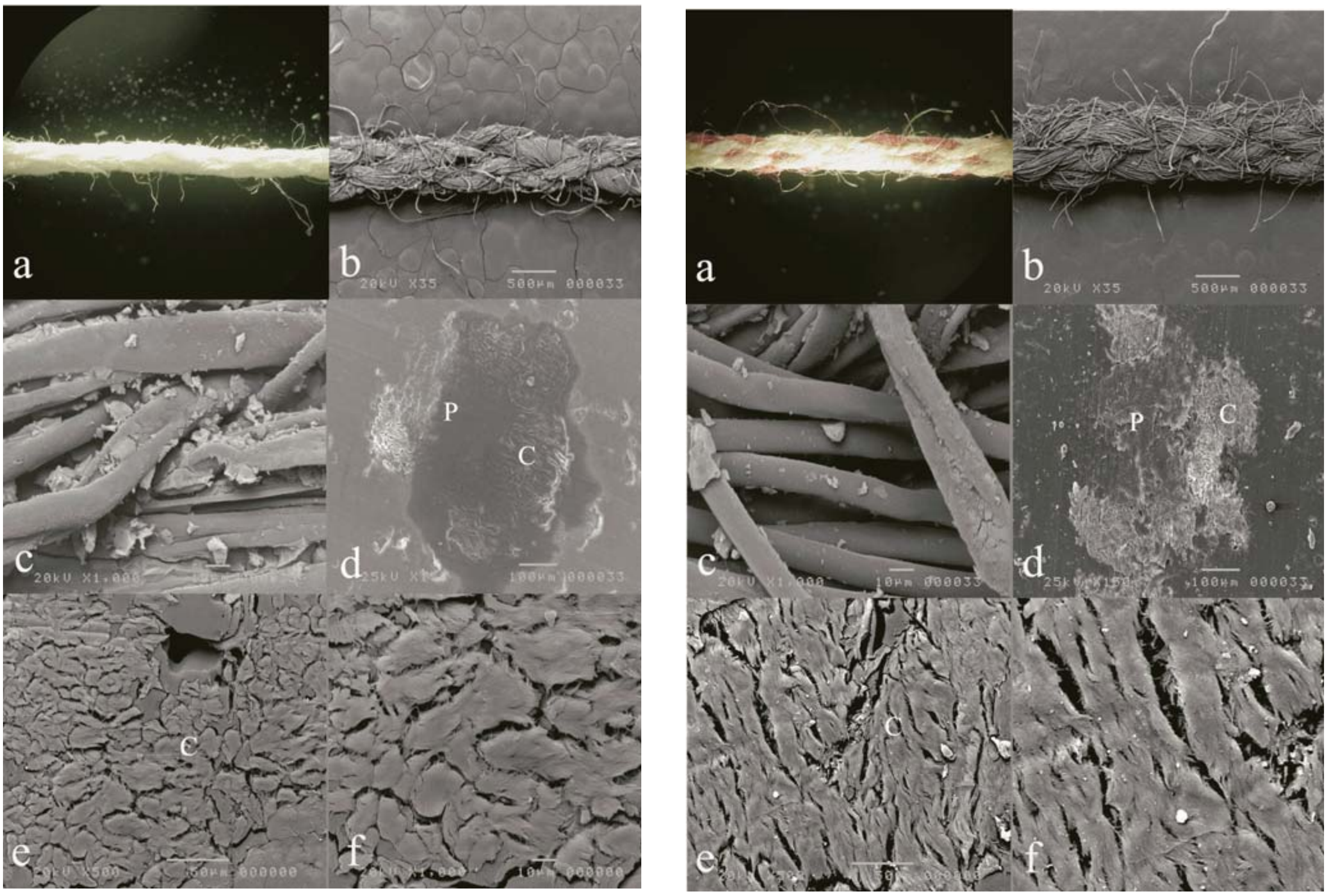


Fig. 1 Imported gingival retraction cord, G 0, G 1

a,b: Braided cord, microscope magnification 50, SEM magnification 35.

c: SEM magnification 1000 cotton fiber.

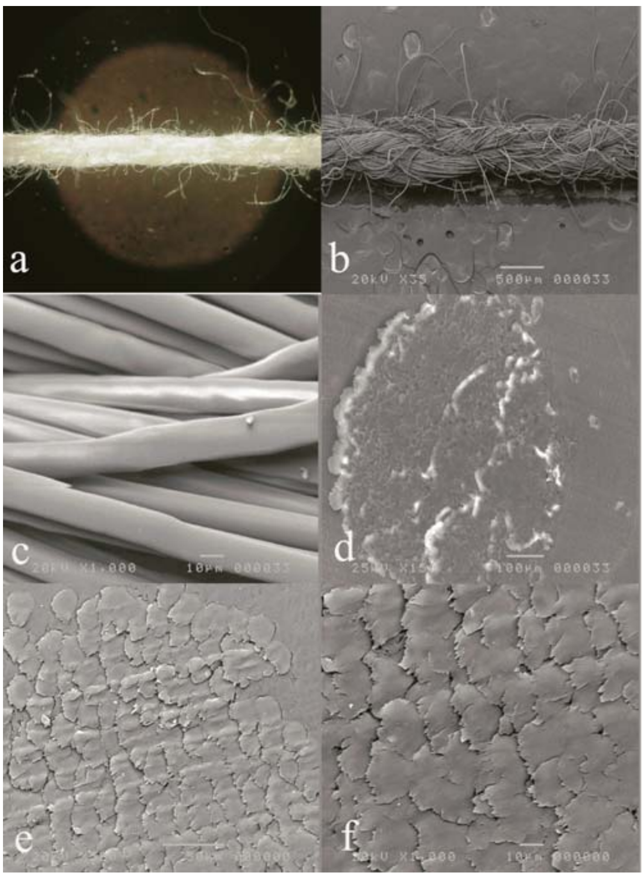
d: X –section SEM magnification 150, cotton fiber and polyester.

e,f: X –section SEM magnification 500, 1000 showed irregular shape with hole at the centre, specific character of cotton.

(P = polyester, C = cotton)

เส้นด้ายพอลิเอสเทอร์สีแดง 2 เส้น มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.241 มิลลิเมตร และ G1 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นเชือกเฉลี่ย 0.66 มิลลิเมตร เมื่อตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 150 พบภาคตัดขวางของเส้นเชือกแยกเหงือกพื้นที่ส่วนใหญ่เป็นเส้นใยฝ้าย และส่วนน้อยเป็นพอลิเอสเตอร์ (Fig.1d) กำลังขยาย 500 และ 1000 เท่า พบภาคตัดขวางเป็นรูปหลายเหลี่ยมมีรูกลวงตรงกลางซึ่งเป็นลักษณะของเส้นใยฝ้าย (Fig. 1e ,1f) กำลังขยาย 100 เท่า พบลักษณะของเส้นใยฝ้ายไม่เป็นเส้นตรง (Fig. 1c) และจากผลการวิเคราะห์ทางเคมีของเส้นใยตามมาตรฐาน มอก.121เล่ม 15: 2524 จากศูนย์ ทดสอบสิ่งทอ สถาบันพัฒนาอุตสาหกรรมสิ่งทอ พบว่าเป็นเส้นใยฝ้าย และพอลิเอสเทอร์

เชือกแยกเหงือกผลิตในประเทศไทยมีลักษณะการถักเป็นเปีย (Fig. 2a,2b) M0 มีขนาดเส้นผ่านศูนย์ กลางเส้นเชือกเฉลี่ย 0.67 มิลลิเมตร ประกอบด้วยเส้นด้าย 6 เส้น เป็นเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์สีขาว 6 เส้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.275 มิลลิเมตร M1 มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นเชือกเฉลี่ย 0.80 มิลลิเมตร ประกอบด้วยเส้นด้าย 8 เส้น เป็นเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์สีขาว 8 เส้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายเฉลี่ย 0.281 มิลลิเมตร เมื่อตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 150 เท่า พบภาคตัวขวางของเส้นเชือกแยกเหงือกประกอบด้วยเส้นใยชนิดเดียวคือพอลิเอสเทอร์ (Fig.1d) กำลังขยาย 500 และ 1000 เท่า พบภาพตัดขวางเป็นรูปคล้ายกลีบกุหลาบ หรือเกล็ดปลาเรียงชิดกันแน่นซึ่งเป็นลักษณะ ของเส้นใยพอลิเอสเทอร์



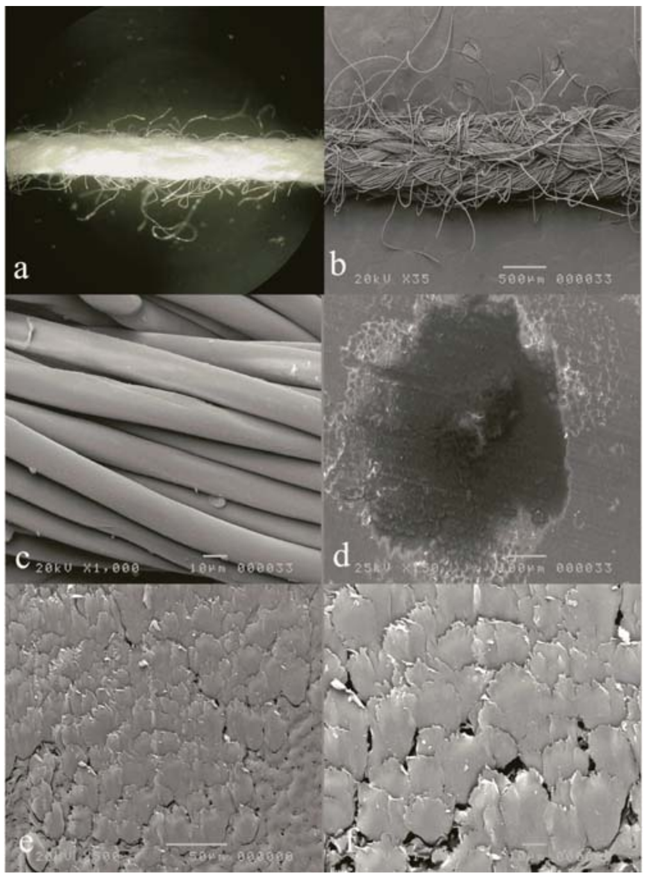


Fig. 2 Gingival retraction cord made in Thailand M 0, M1

a,b: Braided cord, microscope magnification 50, SEM magnification 35.

c: SEM magnification 1000, polyester fiber.

d: X –section SEM magnification 150, polyester.

e,f: X –section SEM magnification 500, 1000 showed character of polyester, fish like– scale or rose petal.

(Fig. 2e, 2f) กำลังขยาย 100 เท่า พบลักษณะของเส้นใยพอลิเมอร์มีลักษณะเป็นเส้นตรง (Fig. 2c) และจากผลการวิเคราะห์ชนิดของเส้นใยทางเคมีพบว่า เป็นเส้นใยพอลิเอสเทอร์

ผลการศึกษาการขยายตัวของเส้นเชือกแยกเหงือก

จากการวัดการขยายตัวของเส้นเชือก พบว่าเชือก G0 ขยายตัวร้อยละ 13.76 และ 15.24 หลังแช่น้ำกลั่น 5 และ 10 นาที เชือกกลุ่ม G1 ขยายตัวร้อยละ 8.99 และ 10.82 หลังแช่น้ำกลั่น 5 และ 10นาที เส้นเชือกตัวอย่างผลิตในประเทศไทย M1 ขยายตัวร้อยละ 9.56 และ 10.36 หลังแช่น้ำกลั่น 5 และ 10นาที ส่วน M0 ขยายตัวต่ำสุด ร้อยละ 5.04 และ 6.23 หลังแช่น้ำกลั่น 5 และ 10 นาที ดังแสดงผลในตารางที่ 1

ผลการศึกษาน้ำยาห้ามเลือดต่อความทนแรงดึงของเชือกแยกเหงือก

ได้แสดงผลไว้ใน ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยแรงดึง ของเชือก G0 พบว่าเชือกในภาวะแห้งและภาวะเปียกด้วยน้ำกลั่น มีค่าแรงดึงเฉลี่ยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และเชือก G0 ภาวะแห้งและเปียกด้วยน้ำกลั่นมีค่าเฉลี่ยแรงดึงสูงกว่าเชือกในสภาวะเปียกด้วยบัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ และ เฟอริกซัลเฟต อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนค่าเฉลี่ยแรงดึงของเชือก G1 พบว่าเชือกในภาวะแห้งมีค่าแรงดึงเฉลี่ยสูงกว่า เชือกที่แช่ในน้ำกลั่น บัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ เฟอริกซัลเฟต อย่างมีนัยสำคัญ

ค่าเฉลี่ยแรงดึงก่อนและหลังแช่ในน้ำยาห้ามเลือดของเชือกแยกเหงือกตัวอย่างที่ผลิตในประเทศไทย M0 และ M1 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ค่าเฉลี่ยแรงดึง

Table 1 Expansion of gingival retraction cord after water immersion for 5 and 10 minutes.

Materials	Average width (mm.)			Expansion (%)	
	Before	After 5 min.	After 10 min.	After 5 min.	After 10min.
Gingibraid® No. 0	0.58±0.040	0.66±0.035	0.67±0.043	13.76	15.24
Gingibraid® No. 1	0.66±0.060	0.72±0.054	0.73±0.053	8.99	10.82
M 0	0.67±0.044	0.71±0.038	0.71±0.039	5.04	6.23
M 1	0.80±0.056	0.88±0.053	0.88±0.053	9.56	10.36

Table 2 Tensile forces of gingival retraction cords.

Materials	Average diameter (mm.)	Solution	Forces (newton)			
			Dry	Distilled water	Racestyptine®	Astringedent®
Gingibraid® G 0	0.58±0.040	Alum	$16.73±1.09^{a}$	$17.33±1.35^{a}$	$13.00±1.64^{b}$	$14.59±0.98^{c}$
Gingibraid® G 1	0.66±0.060	Alum	$21.45±1.73^{j}$	$18.92±0.75^{k}$	$17.53±1.39^{k}$	$18.35±0.89^{k}$
M 0	0.67±0.044	Alum	$49.48±3.64^{n}$	$50.69±3.11^{n}$	$52.82±3.02^{n}$	$50.91±2.92^{n}$
M 1	0.80±0.056	Alum	$62.10±3.99^{x}$	$63.51±3.05^{x}$	$64.81±4.64^{x}$	$61.19±4.41^{x}$

Numbers with superscript of the same letter were not significantly different at p=0.05.

ของเชือกนำเข้า G0 และ G1 และเชือกแยกเหงือกผลิตในประเทศไทย M0 และ M1 เมื่อเปรียบเทียบ ชนิดเชือกและชนิดน้ำยาห้ามเลือด พบว่า เชือกต่างชนิดกัน ให้ค่าเฉลี่ยแรงดึงต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงของเชือกตัวอย่างผลิต ในประเทศไทย M1 มีค่ามากสุด ส่วนเชือก G0 ให้ค่าแรงดึงเฉลี่ยน้อยสุด

บทวิจารณ์

จากการศึกษาลักษณะของเส้นเชือกแยกเหงือกพบว่าเส้นเชือกที่ผลิตในประเทศไทยและใช้ในการทดลองมีลักษณะการถักทอเป็นเปีย มีเส้นผ่านศูนย์กลางของเชือก M0 ขนาด 0.67 มิลลิเมตร M1 ขนาด 0.80 มิลลิเมตร และมีจำนวนเส้นด้าย 6 และ 8 เส้น ซึ่งใกล้เคียงกับลักษณะของเส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้าที่มีจำหน่ายในประเทศไทยจากการศึกษาของ Suchatlampong และคณะ[11] ซึ่งได้สรุปว่า เส้นเชือกที่ใช้ในประเทศส่วนใหญ่มีลักษณะการถักทอเป็นเปีย มีเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ในช่วงระหว่าง 0.58-0.86 มิลลิเมตร และจำนวนเส้นด้าย 4-18 เส้น

จากการศึกษาของ Vacek และคณะ[15] พบว่าร่องเหงือกของมนุษย์มีความลึก1.34±0.84 มิลลิเมตร ซึ่งในการแยกเหงือกต้อง การให้เหงือกแยกออกจากฟัน 0.2-0.4 มิลลิเมตรเพื่อให้วัสดุพิมพ์ปากมีความหนา เพียงพอไม่ฉีกขาดและทนการเปลี่ยนรูปได้[16] ในแนวดิ่งต้องการห่างจากฟันลึก 0.5-0.75 มิลลิเมตร เพื่อให้ สามารถแต่งขอบแบบพิมพ์ได้ง่าย[17] โดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเชือกแยกเหงือก M0 และ M1 มีขนาดประมาณ 0.6 - 0.8 มิลลิเมตร ใหญ่กว่าขนาดที่ต้องการเล็กน้อยเพื่อชดเชยการหดตัวกลับของร่องเหงือก หลังจากดึงเชือกแยกเหงือกออก

ขนาดของเส้นเชือก G1 จากการทดลองของ Suchatlampong และคณะ[11] วัดเส้นผ่านศูนย์กลาง ได้ 0.76 มิลลิเมตร แต่ในการทดลองนี้วัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางได้ 0.66 มิลลิเมตร ซึ่งเส้นเชือกที่ใช้ในการทดลองเป็นเชือกที่ผลิตในเวลาต่างกัน โดยเชือกจากการทดลองของ Suchatlampong และคณะ[11] ผลิตในช่วงปี 2004 เชือกในการทดลองนี้ผลิตในช่วงปี 2007 การที่เส้นเชือกมีขนาดไม่คงที่ อาจเนื่องมาจากเส้นใยที่เป็นวัตถุดิบในการผลิต เป็นเส้นใยธรรมชาติ มีการเจริญเติบโต และความหนาของผนังเส้นใยไม่คงที่ ขึ้นกับสภาพภูมิอากาศ อาหารและน้ำ ในขณะนั้น ทำให้ขนาดของเส้นใยที่ได้ไม่คงที่ แตกต่างจากเส้นใยชนิดพอลิเอสเทอร์ซึ่งเป็นเส้นใยประดิษฐ์ที่สามารถควบคุมขนาด และสมบัติได้ตามต้องการ[10]

เชือกแยกเหงือก Gingibraid® มีชนิดเส้นใยเป็นเส้นใยฝ้าย และ พอลิเอสเทอร์ สมบัติของเส้นใยฝ้ายสามารถดูดซับความชื้นได้ดี (ร้อยละ 7-10 ที่ภาวะอุณหภูมิ 21 °C และความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 65[10]) ทำให้เมื่อวัดขนาดการขยายตัวเมื่อเปียกด้วยน้ำกลั่นของเชือก Gingibraid® มีการขยายตัวมากกว่าเชือกแยกเหงือกที่ผลิตในประเทศไทย ซึ่งเป็นเส้นใยพอลิเอสเทอร์เพียงอย่างเดียว (มีการดูดซับ ความชื้นต่ำร้อยละ 0.4-0.8[10]) เมื่อมีเส้นผ่านศูนย์กลางใกล้เคียงกัน G1 เส้นผ่านศูนย์กลาง 0.66 มิลลิเมตร มีการขยายตัวหลังแช่ในน้ำกลั่น 5 นาที และ 10 นาที ร้อยละ 8.99 และ 10.82 เชือกผลิตในประเทศไทย M0 เส้นผ่านศูนย์กลาง 0.67 มิลลิเมตร มีการ ขยายตัวหลังแช่ในน้ำกลั่น 5 นาทีและ 10 นาที ร้อยละ 5.04 และ 6.23 เชือก G0 มีการขยายตัวมากกว่าเชือก G1 อาจมาจากเส้นด้ายที่เป็นส่วนประกอบของเชือก G0 เป็นเส้นด้ายฝ้าย 7 เส้นจากทั้งหมด 8 เส้น ในขณะที่ G1มีส่วนประกอบเป็นเส้นด้ายฝ้ายเพียง 6 เส้น จากทั้งหมด 8 เส้น และเชือก G0 มีการถักทอที่ค่อนข้างหลวม จึงมีช่องว่างให้สามารถดูดซับน้ำได้ดีกว่าเชือก G1

สมบัติการดูดซับน้ำและทำให้เกิดการขยายตัวของฝ้ายอาจจัดว่าเป็นสมบัติที่ดีประการหนึ่งของการใช้ฝ้ายเป็นเชือกแยกเหงือก เนื่องจากช่วยซับสารในร่องเหงือกช่วยให้ร่องเหงือกแห้งได้ดีขึ้น แต่เมื่อพิจารณาถึงลักษณะการใช้งานที่มักแช่น้ำยาห้ามเลือดก่อนใส่ในช่องปาก[6] อาจทำให้สมบัติที่ดีของฝ้ายเหนือกว่าพอลิเอสเทอร์ลดลงเพราะได้ซับน้ำยาไว้แล้ว และอีกประการคือ การจัดหาฝ้ายคุณภาพดีเพื่อถักทอเป็นเปียในเขตเอเชียอาจหายากเพราะฝ้ายเป็นพืชที่สามารถเจริญได้ในหลายพื้นที่ของโลก ทำให้ฝ้ายมีหลากหลายพันธุ์ ซึ่งคุณภาพของเส้นใย ขึ้นกับความยาว ความละเอียด ตลอดจนความแข็งแรง โดยปกติเส้นใยยิ่ง ยาวมาก ยิ่งมีความละเอียดสูง และแข็งแรงมาก โดยฝ้ายชนิดอัพแลนด์ (Upland) พันธุ์อคาลา (Acala) ซึ่งปลูกมากในแคลิฟอร์เนีย สหรัฐอเมริกา ให้เส้นใยแข็งแรง

และทึบแสง ความยาว1 3/32 - 1 5/32 นิ้ว แต่ชนิดของฝ้ายที่นิยมปลูกกันในแถบประเทศอินเดีย จีนและแถบตะวันออกรวมถึงประเทศไทยเป็นพันธุ์เอเซียติก (Asiatic) มีเส้นใยหยาบและสั้น ความยาวน้อยกว่า 1 นิ้ว สำหรับค่าเฉลี่ยแรงดึงของเส้น เชือกผลิตในประเทศไทย มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงของเส้นเชือก Gingibraid® ในขนาดเส้นผ่าน ศูนย์กลางใกล้เคียงกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้เนื่องจากเส้นใยพอลิเอสเทอร์มีสมบัติที่มี ความแข็งแรงสูงกว่าฝ้าย[10]

ผลของน้ำยาห้ามเลือดที่ใช้แช่เชือกแยกเหงือกที่ผลิตในประเทศไทย พบว่า ให้ค่าเฉลี่ยแรงดึงไม่แตกต่างกันทั้งสี่กลุ่ม ซึ่งอาจเนื่องมาจากสมบัติของการทนต่อกรดด่าง[10] ของเส้นใยพอลิเอสเทอร์ สำหรับเชือก G1 พบว่าเชือกในภาวะแห้งมีค่าแรงดึงเฉลี่ยสูงกว่าเชือกที่แช่ในน้ำกลั่น บัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ เฟอริกซัลเฟต อย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่เชือก G0 ในภาวะแห้งและภาวะเปียกด้วยน้ำกลั่น มีค่าแรงดึงเฉลี่ยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และทั้งสองกลุ่ม มีค่าเฉลี่ยแรงดึงสูงกว่าเชือกในสภาวะ ที่เปียกด้วยบัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์ และ เฟอริกซัลเฟต อย่างมีนัยสำคัญ ทั้งนี้อาจเนื่องจาก สารในน้ำยา ห้ามเลือดบัฟเฟอร์อะลูมินัมคลอไรด์และ เฟอริกซัลเฟต เป็นสารละลายที่มีฤทธิ์เป็นกรด[13,14] อาจทำให้เส้นเชือกที่ทำจาก ฝ้ายอ่อนแอกว่าปกติ และขาดง่าย เมื่อเปียก[10]

เชือก G1 ในภาวะแห้งมีค่าแรงดึงเฉลี่ยสูงกว่าเชือกที่แช่ในน้ำกลั่นอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่เชือก G0 ในภาวะแห้งและภาวะเปียกด้วยน้ำกลั่น มีค่าแรงดึงเฉลี่ยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องจากเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์ที่เป็นส่วนประกอบของเชือก G1 มีการพันเกลียวค่อนข้างหลวมและมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้าย (0.241 มิลลิเมตร 2 เส้น) เล็กกว่าที่พบในเชือก G0 ซึ่งมีการพันเกลียวค่อนข้างแน่นเป็นระเบียบและมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นด้ายพอลิเอสเทอร์ใหญ่กว่า (0.298 มิลลิเมตร 1 เส้น) ซึ่งความแน่นของการพันเกลียว และขนาดของเส้นด้ายอาจเป็นส่วนหนึ่งที่มีผลต่อค่าความทนแรงดึงของเชือกได้

ค่าแรงดึงของเส้นเชือก Gingibraid® ซึ่งเป็นเส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้าที่มีการใช้ค่อนข้างแพร่หลาย ในประเทศไทย เมื่อเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยแรงดึงของเส้นเชือกผลิตในประเทศไทย พบว่า ค่าแรงดึงของเส้นเชือกผลิตในประเทศไทยมีค่าแรงดึงสูงกว่า ซึ่งค่าแรงดึงที่สูงนี้เป็นสมบัติของเชือกพอลิเอสเทอร์ การใช้งานเชือกแยกเหงือกในช่องปาก แรงที่ใช้ในการใส่เชือกในร่องเหงือกจะใช้แรงเพียงเล็กน้อย เพื่อไม่ให้เนื้อเยื่อเหงือกได้รับอันตราย ในขณะนี้ไม่มีรายงานระบุว่าสมควรใช้ขนาดแรงเท่าใด แต่ได้มีผู้พัฒนาวัสดุใช้แยกเหงือกเชิงกล โดยการใช้ดินขาวร่วมกับอะลูมินัมคลอไรด์ (ExpasyITM ,Kerr Corp, CA, USA.) ผู้ผลิตได้ผลิตอุปกรณ์ฉีดวัสดุ ซึ่งอ้างว่าแรงที่ใช้ฉีดนำวัสดุแยกเหงือกใส่ร่องเหงือกเพียง 0.1 นิวตัน/ตารางมิลลิเมตร เท่านั้น จากการทดลองเชือกแยกหงือกมีความแข็งแรงทนต่อแรงดึงเกิน 10 นิวตัน/ตารางมิลลิเมตร จึงน่าจะมีความแข็งแรงเพียงพอ ไม่ขาดหลุดลุ่ยขณะใส่และดึงออกจากร่องเหงือก ทำให้ไม่มีเศษเส้นใยเหลือตกค้างในร่องเหงือก

สรุป

1. การขยายตัวเมื่อเปียกของเส้นเชือกขึ้นอยู่กับชนิดของเส้นใย ความแน่นของการพันเกลียว/ถักปม โดยเส้นใยฝ้ายร่วมกับพอลิเอสเทอร์มีการขยายตัวเมื่อเปียกสูงกว่าเส้นใยพอลิเอสเทอร์ล้วน

2. ความทนแรงดึงของเส้นเชือกขึ้นอยู่กับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง และชนิดของเส้นใย โดยเส้นใยพอลิ-เอสเทอร์ให้ค่าแรงดึงสูงกว่าเส้นใยฝ้ายร่วมกับพอลิเอสเทอร์

3. เชือกที่ทำจากเส้นใยพอลิเอสเทอร์ให้ค่าแรงดึงเฉลี่ยไม่แตกต่างกันในสภาวะที่ชุบหรือ แช่ด้วยน้ำยาห้ามเลือดต่างชนิดกัน

4. เชือกที่ทำจากเส้นใยฝ้าย ร่วมกับพอลิเอสเทอร์ให้ค่าแรงดึงเฉลี่ยแตกต่างกันในสภาวะที่แช่ด้วยน้ำยาห้ามเลือดต่างชนิดกัน

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่หน่วยวิจัย คณะทันตแพทย-ศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดลทุกท่าน ที่กรุณาให้ความช่วยเหลือ และคำแนะนำ ในการใช้เครื่องมือในการทำวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Benson BW, Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W. Tissue displacement methods in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1986; 55: 175-81.
2. Shaw D, Krejci RF. Gingival retraction preference of dentists in general practice. Quintessence Int 1986; 17: 277-80.
3. Donovan TE, Gandara BK, Nemetz H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. J Prosthet Dent 1985; 53: 525-31.
4. Hansen PA, Tira DE, Barlow J. Current methods of finish-line exposure by practicing prosthosdontists. J Prosthodont 1999; 8: 163-70.
5. Shillingberg HT, Hatch RA, Keenan MP. Impression materials used for cast restoration in eight states. J Am Dent Assoc 1980; 100: 696-9.
6. Nemetz H, Seibly W. The use of chemical agents in gingival retraction. Gen dent 1990; 38: 104-8.
7. Nemetz H, Donovan TE, Landesman H. Exposing the gingival margin: A systematic approach for the control haemorrhage. J Prosthet Dent 1984; 51: 647-51.
8. Martinez MRN, Maupome G, Santana FB. Effect of diameter chemical impregnation and hydration on the tensile strength of gingival retraction cords. J Oral Rehab 2001; 28: 1094-100.
9. อภิชาติ สนธิสมบัติ. กระบวนการทางเคมีสิ่งทอ. กรุงเทพมหานคร: คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล; 2545.
10. วีระศักดิ์ อุดมเกียรติเดชา. วิทยาศาสตร์เส้นใย. พิมพ์ครั้งที่สอง กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2543.
11. Suchatlampong C, Sukarawetsiri P, Suputtamongkol K. Characteristics of gingival retraction cords: structures and properties. 84th General Session & Exhibition of the IADR. June 28-July 1, 2006; 85, Special issue B. 2156.
12. ศรัณย์ โกศลจิตต์บุญ, ศวิษฐ์ เย็นประสิทธิ์, สิทธิพงษ์ ลีอังกูรเสถียร. การสำรวจเส้นเชือกในประเทศเพื่อทดแทนเส้นเชือกแยกเหงือกนำเข้า. กรุงเทพมหานคร: ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล; 2549.
13. Land MF, Rosenstiel SF, Sandrik JL. Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. J Prosthet Dent 1994; 72: 4-7.
14. Kopac I, Cvetko E, Marion L.Gingival inflammatory response induced by chemical retraction agents in beagle dogs. Int J Prosthodont 2002; 15: 14-9.
15. Vacek JS, Gher ME, Richardson AC, Giambarresi LI. The dimensions of the human dentogingival-junction. Int J Periodontics Restorative Dent 1994; 14: 154-65.
16. Laufer BZ, Baharav H, Ganor Y, Cardash HS. The effect of marginal thickness on the distortion of different impression materials. J Prosthet Dent 1996; 76: 466-71.
17. Adams HF. Managing gingival tissues during definitive restorative treatment. Quintessence Int Dent Dig 1981; 12: 141-9.

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

ว ทันต มหิดล ปีที่ 30 เล่มที่ 1, 2553

บทความปริทัศน์

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส: สาเหตุของอาการแทรกซ้อนภายหลังการสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

ทวีพงศ์ อารยะพิศิษฐ
ท.บ.
ภาควิชากายวิภาคศาสตร์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

บทคัดย่อ

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสเป็นโครงสร้างในแอ่งใต้ขมับที่มีโอกาสถูกทำลายได้ง่ายจากการแทงเข็มเพื่อฉีดยาชาสะกดประสาทโพสทีเรีย-ซุปพีเรียอัลวีโอลัสเนื่องจากการทอดตัวใกล้แนวการแทงเข็มฉีดยาชา รวมทั้งความแปรผันของมันที่อาจเป็นสาเหตุของอาการแทรกซ้อน เช่น ก้อนเลือดขังในแอ่งใต้ขมับ ภาวะซีดขาวบริเวณใบหน้า แม้กระทั่งภาวะแทรกซ้อนต่อโครงสร้างในเบ้าตา ความเข้าใจในกายวิภาคศาสตร์รวมทั้งความรู้เกี่ยวกับความแปรผันของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสอย่างละเอียดจะเป็นส่วนหนึ่งที่ช่วยลดโอกาสเกิดอาการแทรกซ้อนได้

รหัสคำ: หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส, อาการแทรกซ้อน, การสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:
ทวีพงศ์ อารยะพิศิษฐ
ภาควิชากายวิภาคศาสตร์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถ.โยธี เขตราชเทวี กทม 10400
อีเมล์: dttar@mahidol.ac.th

แหล่งเงินทุน: -
วันรับเรื่อง: 1 พฤษภาคม 2552
วันยอมรับตีพิมพ์: 3 ธันวาคม 2552

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล
MAHIDOL DENTAL JOURNAL

Review article

Posterior superior alveolar artery:
A source of complications after posterior superior alveolar nerve block

Tawepong Arayapisit
DDS
Department of Anatomy
Faculty of Dentistry, Mahidol University

Abstract:

Posterior superior alveolar artery could be easily traumatized secondary to posterior superior alveolar nerve block because it situated directly in the path of the needles. Therefore, this artery was suggested to be the major contributors to hematoma in infratemporal fossa, facial blanching and even ophthalmic complications. To minimize these sequelae, the detailed anatomy of this artery including its variations must be recognized during maxillary molar anesthesia.

Key words: posterior superior alveolar artery, complications, posterior superior alveolar nerve block

Correspondence author:
Tawepong Arayapisit
Department of Anatomy
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Street, Rachathewi,
Bangkok 10400, Thailand
E-mail: dttar@mahidol.ac.th

research grant: -
received: 1 May 2009
accepted: 3 December 2009

บทนำ

การใช้ยาชาเฉพาะที่ในการระงับการรับรู้ความเจ็บปวด ช่วยทำให้ผู้ป่วยผ่อนคลายและยอมรับการรักษามากขึ้น จึงเป็นวิธีที่ทันตแพทย์ส่วนใหญ่นิยมใช้ในการบำบัดรักษาผู้ป่วย อย่างไรก็ตามผู้ป่วยจำนวนหนึ่งยังประสบอาการแทรกซ้อนจากการฉีดยาชาซึ่งอาจเป็นผลของตัวยาชาเองหรือจากวิธีการฉีดที่อาจผิดพลาดและก่อให้เกิดการบาดเจ็บต่อโครงสร้างในบริเวณใกล้เคียง เช่น หลอดเลือด เส้นประสาท หรือ กล้ามเนื้อ ดังนั้นความเข้าใจกายวิภาคศาสตร์และตระหนักถึงความแปรผันของโครงสร้างต่าง ๆ ในบริเวณที่ฉีดยาชาอย่างละเอียดจะเป็นส่วนหนึ่งที่ช่วยลดโอกาสเกิดอาการแทรกซ้อนได้

แอ่งใต้ขมับ (infratemporal fossa) นอกจากเป็นบริเวณที่มีเส้นประสาทที่เลี้ยงฟันทอดผ่านแล้ว ยังพบหลอดเลือดและกล้ามเนื้อที่เรียงตัวอยู่อย่างซับซ้อน นอกจากนั้น ในบริเวณนี้มีช่องทางสามารถติดต่อกับบริเวณอื่นของศีรษะได้อย่างกว้างขวางด้วย โครงสร้างหนึ่งในแอ่งใต้ขมับที่ทันตแพทย์ควรให้ความสนใจคือหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar artery) ที่ทอดร่วมไปกับเส้นประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar nerve) และทอดขวางแนวแทงเข็มเพื่อฉีดยาชาสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส ความแปรผันทางกายวิภาคศาสตร์รวมทั้งการประสานกับหลอดเลือดแดงอื่นอย่างกว้างขวางอาจทำให้เกิดอาการแทรกซ้อนต่าง ๆ เช่น ก้อนเลือดขัง (hematoma) ในแอ่งใต้ขมับ และการเกิดภาวะซีดขาว (blanching) บริเวณใบหน้า ตลอดจนอาจเป็นเส้นทางที่แพร่กระจายยาชาไปยังบริเวณเบ้าตาและก่อให้เกิดอาการแทรกซ้อนขึ้น อย่างไรก็ตามหลอดเลือดแดงนี้กลับเป็นที่รู้จักและได้รับการศึกษาส่วนใหญ่เฉพาะเมื่อทอดอยู่ในขากรรไกรบนในฐานะที่เป็นหลอดเลือดที่เลี้ยงฟันกรามบนและผนังด้านไกลกลางของโพรงอากาศขากรรไกรบน (maxillary sinus) ซึ่งอาจถูกทำลายในขณะที่มีการผ่าตัดบริเวณนี้ แต่เส้นทางของหลอดเลือดแดงนี้ในช่วงที่อยู่นอกขากรรไกรบนมักถูกละเลย ทั้งที่มันมีโอกาสบาดเจ็บจากการฉีดยาชาได้สูง ดังนั้นรายงานฉบับนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อรวบรวมคำอธิบายทางกายวิภาคศาสตร์รวมทั้งความสำคัญทางคลินิกของหลอดเลือดแดงนี้ในขณะที่ทอดอยู่ในแอ่งใต้ขมับ

กายวิภาคศาสตร์ของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

คำอธิบายทางกายวิภาคศาสตร์ของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสถูกกล่าวถึงน้อยมากในตำรามหกายวิภาคศาสตร์ [1-13] โดยมักอธิบายว่าเป็นแขนงของหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ (maxillary artery) ทอดอยู่ภายในแอ่งใต้ขมับ และแตกแขนงเข้าสู่ขากรรไกรบนเพื่อไปเลี้ยงฟันกรามบนและผนังของโพรงอากาศขากรรไกรบน (maxillary sinus) นอกจากนี้บางแขนงของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสจะไม่ทอดเข้าขากรรไกรบน แต่จะทอดต่อไปเพื่อเลี้ยงเหงือกที่ปกคลุมกระดูกเบ้าฟันด้านแก้ม (buccal alveolar process) ของฟันกรามและฟันกรามน้อยบน (Fig. 1)

การแยกแขนงจากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์

ส่วนที่สามหรือส่วนเทอริโกพาลาทีน (third or pterygopalatine portion) ของหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์จะแยกให้แขนงแรกเป็นหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส ก่อนที่หลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ทอดผ่านรอยแยกเทอริโกแมกซิลลาร์ (pterygomaxillary fissure) เข้าสู่แอ่งเทอริโกพาลาทีน (pterygopalatine fossa) แต่ประมาณร้อยละ 10 ของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส อาจตั้งต้นจากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ภายในแอ่งเทอริโกพาลาทีนแล้วจึงทอดวกกลับเข้าแอ่งใต้ขมับ[14]

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสเป็นแขนงของหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ที่อยู่ถัดจากหลอดเลือดแดงบัคคัลซึ่งจัดเป็นแขนงสุดท้ายของส่วนที่สองหรือส่วนเทอริกอยด์ (second or pterygoid portion) แต่ลำดับการแตกแขนงนี้อาจสลับกันได้ โดยมีรายงานการพบหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสประมาณร้อยละ 4.17 แตกแขนงออกจากหลอดเลือดแดงแมก-ซิลลาร์ก่อนหลอดเลือดแดงบัคคัล (buccal artery)[15]

Lurje[16] ได้รายงาน การแยกแขนงของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสและหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล จากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ไว้ 2 แบบ คือ แบบที่ 1 พบหลอดเลือดแขนงสั้น ๆ แยกจากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์ จากนั้นแขนงหลอดเลือดดังกล่าวจึงแยกออกเป็นหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

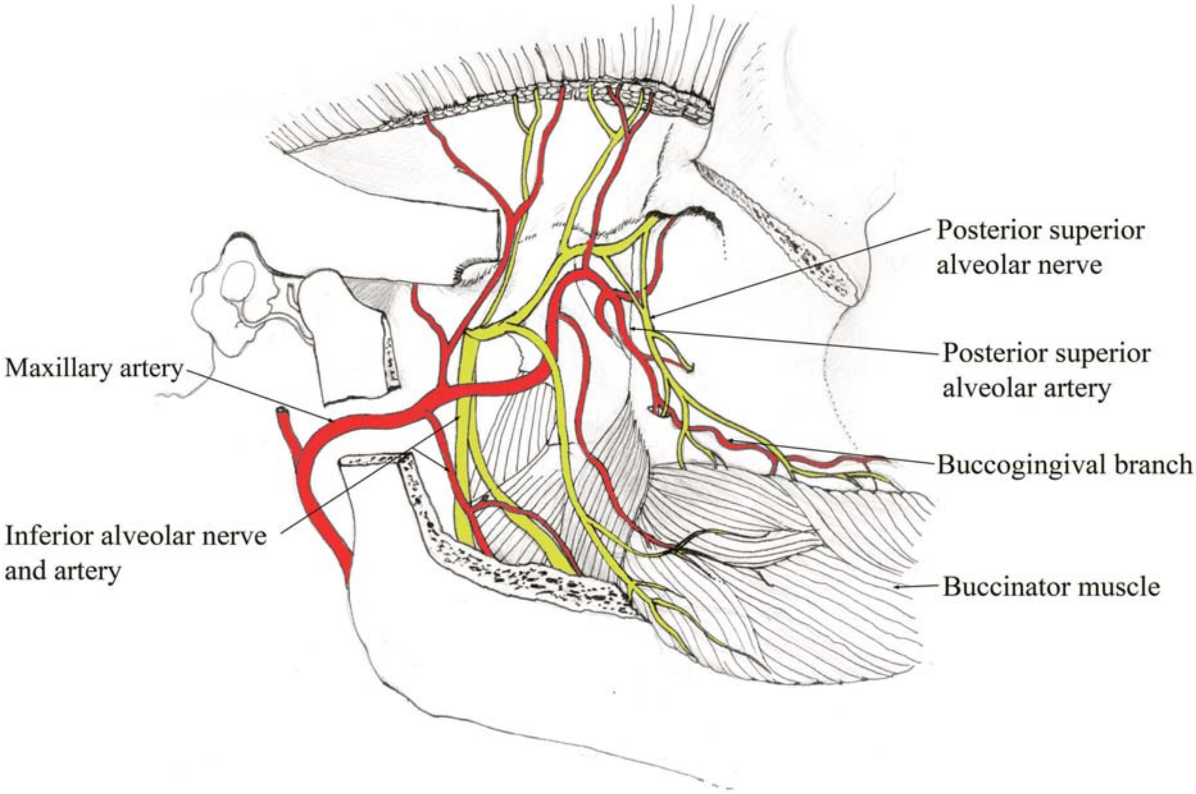


Fig. 1 The posterior superior alveolar artery in the infratemporal fossa

และหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล การแยกแขนงแบบที่ 1 นี้พบได้ประมาณร้อยละ 15.5 สำหรับแบบที่ 2 พบประมาณร้อยละ 84.5 โดยหลอดเลือดแดงทั้งสองนี้ต่างแยกออกจากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์โดยตรงไม่สัมพันธ์กัน โดยหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสจะแยกแขนงก่อนหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล แต่ผลการศึกษาดังกล่าวแตกต่างจากผลการศึกษาของ Navarro และคณะ[14] ที่พบการแยกแขนงในแบบที่ 1 ประมาณร้อยละ 45 และแบบที่ 2 พบประมาณร้อยละ 55 ส่วนการศึกษาของ Choi และ Park[15] ได้ผลใกล้เคียงกับการศึกษาของ Navarro และคณะ โดยพบแบบที่ 1 ประมาณร้อยละ 57.1 และแบบที่ 2 ประมาณร้อยละ 42.9 (Table 1)

การทอดตัวของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสที่แยกแขนงจากหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์แล้วจะทอดคดเคี้ยวออกไปทางไกลกลางและลงล่าง ตามผิวด้านหลังหรือด้านเทอริโกพาลาทีน (posterior or pterygopalatine surface) ของขากรรไกรบนร่วมกับเส้นประสาทและหลอดเลือดดำโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar vein) โดยที่เส้นประสาทจะทอดอยู่สูงกว่าและลึกกว่าหลอดเลือด[14,15,17,18]

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสถูกห่อหุ้มด้วยส่วนของถุงไขมันบัคคัลชั้นลึก (deep buccal fat pad) ตลอดเส้นทางที่ทอดในแอ่งใต้ขมับ[19] ในช่วงต้น

Table 1 Percentage of the origin pattern of posterior superior alveolar artery

Origin patterns	Navarro et al.[14]	Choi and Park[15]	Lurje[16]
Direct from maxillary artery	45.00%	57.10%	15.50%
From the trunk with infraorbital artery	55.00%	42.90%	84.50%

หลอดเลือดนี้เป็นเส้นเดี่ยว แต่เมื่อเข้าไปใกล้รูโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar foramina) จะแยกออกเป็นหลายแขนงทอดผ่านรูดังกล่าวผ่านเข้าไปยังคลองโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar canal) ที่อยู่ภายในขากรรไกรบน[2] โดยตำราอธิบายว่าหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสทอดตัวแนบไปกับผิวด้านหลังของขากรรไกรบน[17] แต่บางการศึกษาพบว่าหลอดเลือดแดงนี้ ทอดห่างจากขากรรไกรบน แล้วผ่านเข้ารูโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสในแนวตั้งฉากกับผิวด้านหลังของขากรรไกรบน[20]

รูโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสดังกล่าวอาจพบได้มากกว่า 1 รูตามจำนวนแขนงของเส้นประสาทและหลอดเลือดโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส โดยเรียงตัวอยู่บริเวณตอนกลางของผิวด้านหลังของขากรรไกรบน สูงจากขอบล่างของรอยต่อเทอริโกแมกซิลลาร์ (pterygomaxillary junction) โดยเฉลี่ยประมาณ 15.2±2.4 มิลลิเมตร[15] สำหรับการศึกษาในคนไทยพบว่าประมาณร้อยละ 50 พบรูโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสเพียง 1 รู และอยู่สูงจากปุ่มกระดูกขากรรไกรบน (maxillary tuberosity) โดยเฉลี่ยประมาณ 21.18±3.99 มิลลิเมตร[21]

หลอดเลือดโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสที่ทอดเข้าไปในขากรรไกรบนจะแตกแขนงเป็นร่างแหหลอดเลือดแดงเลี้ยงฟันกรามบนและทอดไปประสานกับแขนงของหลอดเลือดแดงแอนทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (anterior superior alveolar artery) หลอดเลือดแดงมิดเดิลซุปพีเรียอัลวีโอลัส (middle superior alveolar artery) และหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอลภายในผนังด้านไกลกลางของโพรงอากาศขากรรไกรบน[2,22]

แขนงของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสอีกส่วนที่ไม่ได้ผ่านเข้าสู่คลองโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส จะทอดตัวต่อไปบนผิวด้านหลังของขากรรไกรบนไปยังบริเวณปุ่มกระดูกขากรรไกรบน เพื่อไปเลี้ยงเยื่อเมือกและเหงือกด้านแก้มบริเวณฟันกรามบน นอกจากนี้มันอาจทอดยาวออกไปด้านหน้า และประสานกับแขนงของหลอดเลือดแดงบัคคัล (buccal artery) หรือแขนงของหลอดเลือดแดงเฟเชียล (facial artery) ได้[2] โดยแขนงของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสที่ทอดไปประสานกับหลอดเลือดแดงอื่นนอกขากรรไกรบนมีชื่อว่าแขนงเอกเทอนอลหรือแขนงบัคโคจิงจิวัล (external or buccogingival branches)[20]

แขนงบัคโคจิงจิวัลของหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

Carter[20] ได้ศึกษาแขนงบัคโคจิงจิวัลในศพชาวจีน 12 ศพ พบว่าประมาณร้อยละ 50 แขนงบัคโคจิงจิวัลทอดต่อจากหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสไปบริเวณหลังฟันกรามบนซี่ที่สามแล้วลอดใต้ฐานของส่วนยื่นกระดูกโหนกแก้ม (zygomatic buttress) ของขากรรไกรบนไปยังผิวด้านอินฟราออร์บิทอล (infraorbital surface) ของขากรรไกรบน โดยหลอดเลือดแดงส่วนใหญ่จะทอดต่อไปด้านหน้า ไปประสานกับแขนงของหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล และมีหลอดเลือดดำทอดร่วมไปกับหลอดเลือดแดงโดยอาจทอดอยู่ตื้นหรือลึกกว่าหลอดเลือดแดง และในที่สุดไปเทเข้าหลอดเลือดดำแองกูลาร์ (angular vein) นอกจากนี้ยังพบว่าแขนงบัคโคจิงจิวัลทอดตัวแนบไปกับเยื่อหุ้มขากรรไกรบนและปกคลุมด้วยพังผืดบางๆอย่างไรก็ตามบางครั้งไม่พบแขนงบัคโคจิจิวัล แต่จะพบแขนงของหลอดเลือดแดงขนาดเล็กหลายแขนงที่แยกจากหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสส่วนที่อยู่ภายในขากรรไกรบน ทอดผ่านรูขนาดเล็กบริเวณกระดูกเบ้าฟันออกมาเลี้ยงเหงือกที่ปกคลุมอยู่

ต่อมา Harn และคณะ[18] ได้ศึกษาเพิ่มเติมในศพ 197 ศพ พบแขนงบัคโคจิงจิวัลปรากฏประมาณร้อยละ 91.66 และจำแนกแขนงบัคโคจิงจิวัลไว้เป็น 3 รูปแบบ

แบบที่ 1 ไม่พบแขนงบัคโคจิงจิวัล หรือมีแขนงบัคโคจิงจิวัลสั้น โดยทอดยาวไม่เกิน 10 มิลลิเมตรพบได้ประมาณร้อยละ 18 (Fig. 2)

แบบที่ 2 แขนงบัคโคจิงจิวัลทอดจากบริเวณรูโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสลงล่างไปตามผิวด้านหลังของขากรรไกรบนแล้วทอดโค้งต่อไปด้านหน้าตามผิวด้านข้าง (lateral surface) ของขากรรไกรบน ในระดับสูงกว่าจุดเกาะของกล้ามเนื้อแก้ม (buccinator muscle) เล็กน้อยจนถึงบริเวณรากด้านแก้มใกล้กลางของฟันกรามบนซี่ที่หนึ่ง หลอดเลือดแดงนี้จะให้แขนงทอดลงล่างเพื่อเลี้ยงเหงือก นอกจากนี้ยังให้แขนงไปด้านบนและด้านข้างเพื่อเลี้ยงเยื่อเมือกและกล้ามเนื้อบริเวณใกล้เคียง การแตกแขนงรูปแบบนี้พบได้ประมาณร้อยละ 52 (Fig. 3)

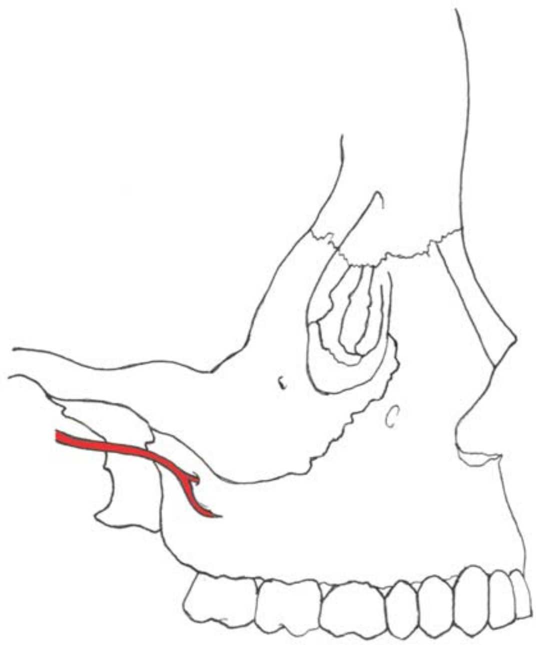


Fig. 2 Small distribution pattern of the buccogingival branch of the posterior superior alveolar artery

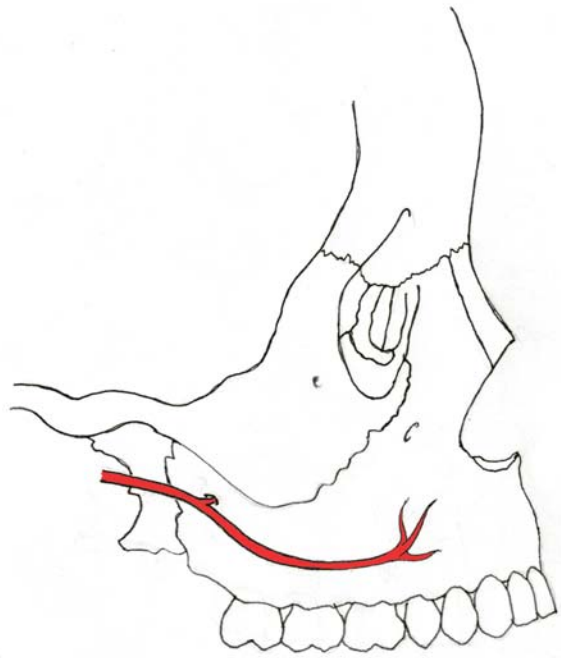


Fig. 3 Moderate distribution pattern of the buccogingival branch of the posterior superior alveolar artery

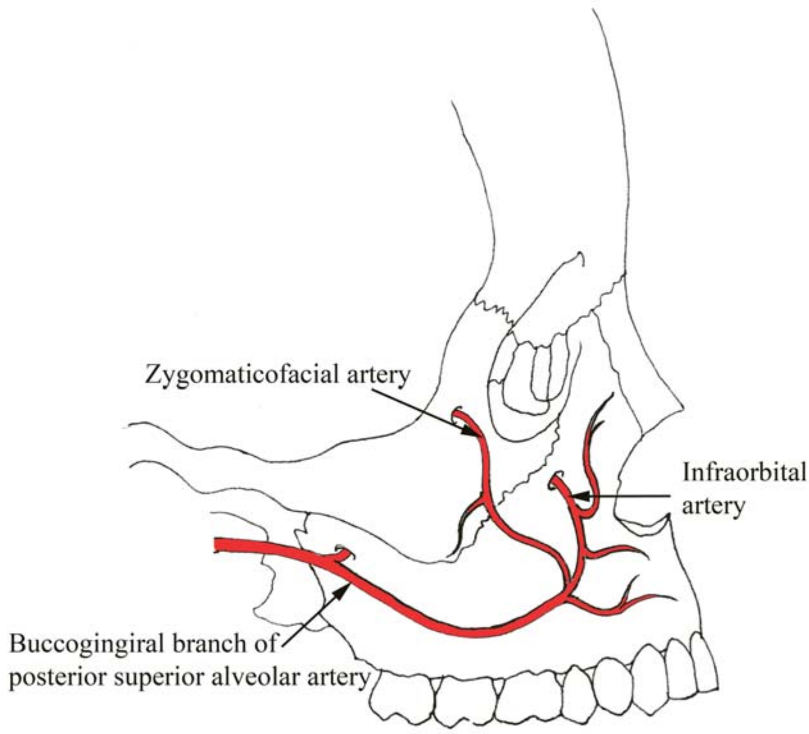


Fig. 4 Extensive distribution pattern of the buccogingival branch of the posterior superior alveolar artery

แบบที่ 3 มีรูปแบบคล้ายคลึงกับแบบที่ 2 แขนงบัคโคจิงจิวัลจะทอดลงล่างและโค้งไปด้านหน้าจนถึงบริเวณรากด้านแก้มใกล้กลางของฟันกรามบนซี่ที่หนึ่ง โดยไม่แตกแขนง แต่จะทอดต่อไปด้านหน้าและไปแตกแขนงมากมายเป็นร่างแหบริเวณแอ่งฟันเขี้ยว (canine fossa) แล้วให้แขนงทอดลงล่างไปเลี้ยงเหงือกด้านแก้มที่ปกคลุมฟันกรามน้อยและฟันเขี้ยว และให้แขนงทอดแทรกพังผืดใกล้เคียงไปเลี้ยงกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณแก้มรวมทั้งยังมีแขนงบางส่วนทอดขึ้นไปด้านบนตามผิวด้านอินฟราออร์บิทอลของขากรรไกรบนและในที่สุดจะประสานแขนงของหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอลที่ทอดออกจากรูอินฟราออร์บิทอล หรือแขนงของหลอดเลือดแดงไซโกมาติโกเฟเชียล (zygomaticofacial artery) ซึ่งทอดออกมาจากรูไซโกมาติโกเฟเชียล (zygomaticofacial foramen) บริเวณโหนกแก้ม รูปแบบนี้พบได้ประมาณร้อยละ 30 (Fig. 4)

นอกจากนี้ Harn และคณะยังพบว่าส่วนใหญ่รูปแบบการแตกแขนงของแขนงบัคโคจิงจิวัลในด้านซ้ายและด้านขวามีความคล้ายคลึงกัน พบเพียงประมาณร้อยละ 32 ที่แขนงบัคโคจิงจิวัลมีรูปแบบการแตกแขนงที่แตกต่างกันในระหว่างด้านซ้ายและด้านขวา

เส้นผ่าศูนย์กลางของแขนงบัคโคจิงจิวัลมีขนาดประมาณ 0.5-2.0 มิลลิเมตร ทั้งนี้พบว่ามีความแปรผันของขนาดสัมพันธ์กับขนาดของหลอดเลือดอื่นในบริเวณนั้นโดยมักพบแขนงบัคโคจิงจิวัลมีขนาดใหญ่ถ้าหลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอลหรือหลอดเลือดแดงเฟเชียลมีขนาดเล็ก แต่ในทางกลับกันมักพบแขนงบัคโคจิงจิวัลมีขนาดเล็กในกรณีที่มีหลอดเลือดแดงเฟเชียล หลอดเลือดแดงบัคคัล หลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล และหลอดเลือดแดงทรานเวอร์สเฟเชียล (transverse facial artery) เส้นใดเส้นหนึ่งหรือหลายเส้นมีขนาดใหญ่[18]

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสกับก้อนเลือดขังในแอ่งใต้ขมับ

เมื่อผนังหลอดเลือดถูกทำลายจากการแทงเข็มฉีดยาชา เลือดจะไหลออกมาสะสมในเนื้อเยื่อข้างเคียงเกิดเป็นก้อนเลือดขังขึ้นได้ อาการนี้มักไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย แต่อาจก่อให้เกิดการบวม ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกรำคาญและสูญเสียความสวยงาม อย่างไรก็ตามหากมีขนาดใหญ่มากอาจทำให้ปวด นอกจากนี้ถ้าเกิดการติดเชื้อร่วมด้วยทำให้อาการแทรกซ้อนเกิดรุนแรงขึ้นและเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยได้[23-30]

การเกิดก้อนเลือดขังมีโอกาสพบได้บ่อยที่สุดภายหลังการสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส (posterior superior alveolar nerve block)[23-27,31] ก้อนเลือดขังที่เกิดการการฉีดยาชาดังกล่าวมักมีขนาดใหญ่กว่าก้อนเลือดขังซึ่งเกิดจากการฉีดยาชาด้วยวิธีอื่น สามารถเกิดขึ้นได้ทั้งภายในและภายนอกช่องปาก[30] พบได้เป็นวงกว้างตั้งแต่ขอบนอกของจมูก (external border of nose) จนถึงหน้าหูและจากส่วนยื่นกระดูกโหนกแก้ม (zygomatic process) ของขากรรไกรบนไปจนถึงขอบล่างของขากรรไกรล่างซึ่งอาจเลยต่ำลงไปยังคอได้[32] นอกจากนี้ตำแหน่งที่เลือดออกยังอยู่ลึกในแอ่งใต้ขมับทำให้ห้ามเลือดได้ยาก เลือดจึงไหลออกมาเป็นจำนวนมากจนกระทั่งความดันของเลือดที่อยู่ภายนอกหลอดเลือดมากกว่าเลือดที่อยู่ภายในหลอดเลือดเป็นผลให้เลือดหยุดไหลได้เอง[17,30]

ก้อนเลือดขังในแอ่งใต้ขมับที่เกิดจากการสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสพบได้ 2 รูปแบบ คือ แบบเกิดทันที (rapidly developing hematoma) ภายในไม่กี่นาทีหลังจากฉีดยาชา พบได้ประมาณร้อยละ 56 และแบบเกิดช้า (slow hematoma) พบได้ประมาณร้อยละ 44 ในกรณีหลังผู้ป่วยมักสังเกตอาการได้ในวันถัดจากวันที่ได้รับการรักษา[32] สาเหตุของการเกิดก้อนเลือดขังขึ้นอยู่กับชนิดของหลอดเลือดที่ได้รับอันตรายรวมถึงระดับความรุนแรงของการบาดเจ็บด้วย[20,33] ตำราส่วนใหญ่[23,24,26,27,31,34-37] อธิบายการเกิดก้อนเลือดขังในแอ่งใต้ขมับว่าเป็นผลจากการทำลายร่างแหหลอดเลือดดำเทอริกอยด์ (pterygoid venous plexus) ซึ่งครอบคลุมเป็นบริเวณกว้างในแอ่งใต้ขมับโดยอยู่สัมพันธ์กับกล้ามเนื้อแลตเทอรัลเทอริกอยด์ (lateral pterygoid muscle) และเพราะเหตุว่าความดันในหลอดเลือดดำไม่สูงมาก[25,29] จึงอาจทำให้เกิดก้อนเลือดขังในกรณีที่เกิดอย่างช้า ๆ ซึ่งสังเกตพบได้ในวันถัดจากวันที่ได้รับการฉีดยาชา อย่างไรก็ตามความดันในหลอดเลือดดำก็ไม่สูงเพียงพอที่จะทำให้เลือดสะสมเป็นก้อนเลือดขังจนเห็นได้ชัดเจนในเวลาเพียงไม่กี่นาทีได้ แม้ว่าการทำลายร่างแหหลอดเลือดดำเป็นบริเวณกว้างอาจทำให้เลือดมาสะสมเร็วและมากขึ้นได้

นอกจากนี้เมื่อพิจารณาตำแหน่งของร่างแหหลอดเลือดดำแล้วพบว่าไม่อยู่ในแนวแทงเข็มฉีดยาชาเพื่อสะกดประสาทในแอ่งใต้ขมับ เนื่องจากมีตำแหน่งอยู่หลังกว่าบริเวณที่ฉีดยาชาดังนั้นจึงเป็นการยากที่ร่างแหหลอดเลือดดำส่วนใหญ่ถูกทำลายจากการฉีดยา[18]

สำหรับการเกิดก้อนเลือดขังแบบทันทีเชื่อว่าเป็นผลจากภยันตรายต่อหลอดเลือดแดงมากกว่า[17,20,28] ตำราบางเล่มแนะนำว่าอาจเกิดจากภยันตรายต่อหลอดเลือดแดงแมกซิลลารี[30,35] แต่เนื่องจากตำแหน่งของหลอดเลือดแดงนี้อยู่ลึกกว่าตำแหน่งการสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสปกติมาก การทำอันตรายหลอดเลือดแดงแมกซิลลารีจึงมีโอกาสเกิดขึ้นได้ยาก นอกจากแทงเข็มลึกเกินไปมาก[30] แต่หลอดเลือดแดงที่มีโอกาสถูกทำลายได้มากกว่าจากการฉีดยาชาคือหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสและแขนงบัคโคจิงจิวัลของมัน เนื่องจากตำแหน่งของหลอดเลือดแดงนี้ดังที่ได้อธิบายมาข้างต้นโดยเฉพาะแขนงบัคโคจิงจิวัลแบบที่ 2 และ 3 ที่มีตำแหน่งอยู่สูงจากจุดเกาะของกล้ามเนื้อแก้มเล็กน้อย ทำให้ถูกเข็มแทงได้ง่ายแม้จะแทงเข็มด้วยความลึกที่แนะนำแล้วก็ตาม นอกจากนี้แขนงบัคโคจิงจิวัลยังทอดแนบติดกับขากรรไกรบนโดยมีพังผืดและเยื่อหุ้มกระดูกตรึงไว้ทำให้เคลื่อนที่ได้ยาก ดังนั้นจึงมีโอกาสทำลายหลอดเลือดที่ถูกตรึงไว้และขวางแนวแทงเข็มโดยตรงได้แม้จะฉีดยาชาตามวิธีที่แนะนำในตำราเนื่องจากหลอดเลือดแดงนี้ทอดตัวขวางแนวแทงเข็มโดยตรง[17,18,20,24,29]

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสกับภาวะซีดขาวบริเวณใบหน้า

ในบางครั้งปลายเข็มอาจโดนหลอดเลือดแดงแต่ไม่ทำให้หลอดเลือดแดงฉีกขาด ในกรณีนี้แม้ผู้ป่วยจะไม่มีก้อนเลือดขังเกิดขึ้น แต่อาจปรากฏภาวะซีดขาวของผิวหนังบริเวณใบหน้าได้

ภาวะซีดขาวของผิวหนังบริเวณใต้ตาและหนังตาล่างรวมทั้งปีกจมูกและแก้มบริเวณที่อยู่เหนือต่อแนวนาโซเลเบียล (nasolabial line)[38] พบได้บ่อยรองจากการเกิดก้อนเลือดขังภายหลังการฉีดยาชาสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส[32] ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากการที่ปลายเข็มฉีดยากระตุ้นกล้ามเนื้อเรียบที่อยู่ในชั้นทูนิกามีเดีย (tunica media) ของหลอดเลือดโดยตรง[31] หรืออาจกระตุ้นร่างแหประสาทซิมพาเธติก (sympathetic nerve plexus) ที่ทอดร่วมกับหลอดเลือดในบริเวณนี้ ได้แก่แขนงของหลอดเลือดโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส หลอดเลือดแดงอินฟราออร์บิทอล และหลอดเลือดแดงไซโกมาติโกเฟเชียล ผลจากการกระตุ้นร่างแหประสาทซิมพาเธติกทำให้เกิดรีเฟลกซ์ (reflex) ไปตามแขนงปลายของหลอดเลือด (peripheral branches) มีผลให้แขนงหลอดเลือดเหล่านั้นหดตัว เลือดจึงไปเลี้ยงบริเวณดังกล่าวลดลงทำให้ปรากฏภาวะซีดขาวได้[23,26,33,38] นอกจากนี้การเติมสารที่ช่วยให้หลอดเลือดหดตัว (vasoconstrictors) ในยาชาจะช่วยทำให้หลอดเลือดหดตัวนานขึ้น ส่งผลให้ภาวะซีดขาวปรากฏนานขึ้นด้วย[29]

โดยทั่วไปภาวะซีดขาวบริเวณใบหน้ามักปรากฏอยู่ไม่นานนัก ส่วนใหญ่ไม่เกินครึ่งชั่วโมง[38] เนื่องจากหลอดเลือดถูกควบคุมด้วยแขนงประสาทพาราซิมพาเธติก (parasympathetic nerve fiber) ที่ผ่านมากับประสาทสมองและมีผลกระตุ้นการขยายตัวของหลอดเลือด (vasodilator system) ทั้งนี้พบว่าการขยายตัวของหลอดเลือดที่เกิดจากประสาทพาราซิมพาเธติกมีผลเด่นกว่าการหดตัวของหลอดเลือดที่เป็นผลมาจากประสาทซิมพาเธติก โดยเฉพาะหลอดเลือดในบริเวณใบหน้า[39,40] ผลดังกล่าวจึงช่วยชดเชยการหดตัวของหลอดเลือดจากการกระตุ้นร่างแหประสาทซิมพาเธติก ทำให้หลอดเลือดกลับมามีขนาดปกติและสีผิวกลับสู่สภาพปกติได้ในเวลาไม่นานนัก[38]

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสกับการกระจายยาชาสู่เบ้าตา

การทำลายหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส นอกจากจะทำให้เกิดก้อนเลือดขังแล้ว บางครั้งอาจทำให้ยาชาบางส่วนไหลเข้าสู่หลอดเลือดแดงได้ ซึ่งอาจเป็นเหตุให้ยาชาแพร่กระจายไปยังบริเวณเบ้าตา ก่อให้เกิดอาการแทรกซ้อนต่าง ๆ ตามมาได้ แม้ว่าอาการแทรกซ้อนเกี่ยวกับตาภายหลังการฉีดยาชาสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสจะพบได้ยาก แต่ยังพบการรายงานผู้ป่วยอยู่บ้าง เช่น การมองเห็นภาพซ้อน (diplopia) ที่เป็นผลมาจากภาวะอัมพาตของกล้ามเนื้อแลตเทอรัลเรคตัส (lateral rectus palsy) หรือกล้ามเนื้อมีเดียลเรคตัส (medial rectus palsy) ภาวะตาบอดชั่วคราวหรือถาวร (transient or permanent amaurosis) และกลุ่มอาการฮอเนอร์ (Horner's syndrome) เช่น ภาวะหนังตาตก (ptosis) และรูม่านตาหดตัว (miosis) เป็นต้น[41-51]

แม้ยังไม่ทราบคำอธิบายที่ถูกต้องของกลไกการเกิดอาการเหล่านี้ก็ตาม แต่คำอธิบายหนึ่งที่น่าเชื่อถือและได้รับการอ้างถึงคือการกระจายของยาชาไปตามหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสย้อนกลับไปยังหลอดเลือดแดงแมกซิลลาร์และผ่านไปกับหลอดเลือดแดงมิดเดิลเมนิงเจียล (middle meningeal artery) ซึ่งให้แขนงออร์บิทอล (orbital branch) ไปประสานกับหลอดเลือดแดงออปธาลมิก (ophthalmic artery) ซึ่งให้แขนงเลี้ยงอวัยวะต่าง ๆ ภายในเบ้าตา[41,42,44,48,49] (Fig. 5) นอกจากนี้มีรายงานถึงความแปรผันของหลอดเลือดแดงออปธาลมิกซึ่งโดยปกติจะเป็นแขนงของหลอดเลือดแดงอินเทอนัลคาโรติด แต่บางครั้งพบว่าหลอดเลือดแดงออปธาลมิกรับเลือดส่วนใหญ่จากหลอดเลือดแดงมิดเดิลเมนิงเจียลแทนเนื่องจากส่วนของหลอดเลือดแดงออปธาลมิกที่เชื่อมต่อกับหลอดเลือดแดงอินเทอนัลคาโรติดอาจตีบลง[52,53] ความแปรผันนี้ทำให้ยาชามีโอกาสผ่านไปยังอวัยวะภายในเบ้าตาทางหลอดเลือดแดงสูงขึ้น

Aldrete และคณะ[54] พบว่ากระแสเลือดในหลอดเลือดแดงเอกเทอนัลคาโรติด (external carotid artery) หรือแขนงของมันสามารถไหลย้อนกลับไปยังหลอดเลือดแดงอินเทอนัลคาโรติดได้ และเสนอเป็นสมมติฐานการไหลย้อนกลับของเลือดในระบบหลอดเลือดคาโรติด (reverse

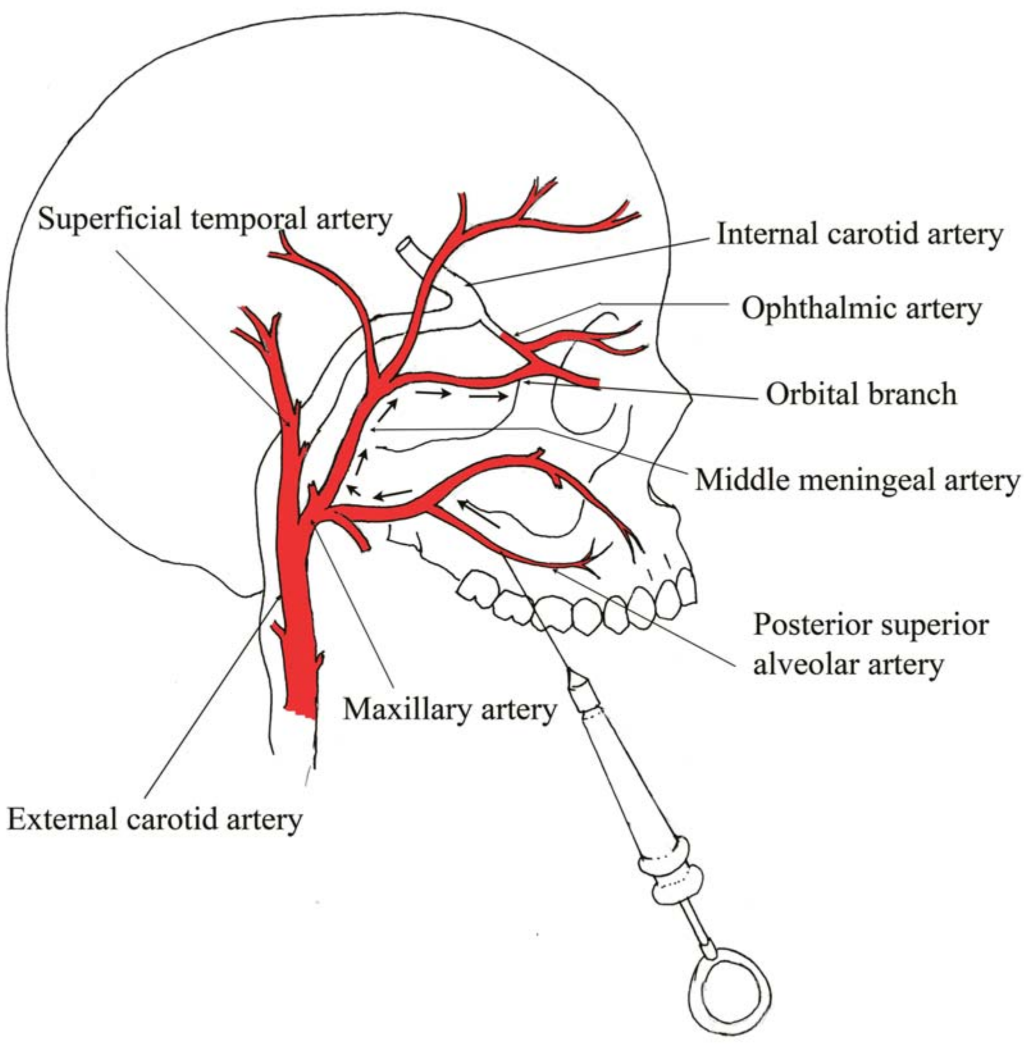


Fig. 5 Proposed pathway of local anesthetic reverse flow from the posterior superior alveolar artery to the orbit (arrows)

carotid blood flow) ซึ่งสมมติฐานนี้ได้รับการสนับสนุนจากปรากฏการณ์ที่คล้ายกันในไหลย้อนกลับของเลือดภายในหลอดเลือดแดงเรเดียล (radial artery) ไปยังหลอดเลือดแดงซับคลาเวียน (subclavian artery)[55] แม้คำอธิบายกลไกของสมมติฐานนี้ยังไม่สมบูรณ์ แต่มันแสดงให้เห็นว่ายาชาสามารถไหลสวนทางกับทิศการไหลของกระแสเลือดเป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นได้จริง จึงมีประโยชน์มากในสนับสนุนการอธิบายการแพร่กระจายของยาชาผ่านทางหลอดเลือดแดงไปยังเบ้าตาข้างต้น

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากเบ้าตาและแอ่งใต้ขมับมีการติดต่อกันอย่างใกล้ชิดทำให้มีการเสนอคำอธิบายอื่น ๆ เกี่ยวกับกลไกการเกิดอาการแทรกซ้อนต่ออวัยวะในเบ้าตาอีกที่น่าสนใจ เช่น การกระจายของยาชาผ่านทางหลอดเลือดดำ หรือรอยแยกของกระดูก เป็นต้น ซึ่งคำอธิบายเหล่านี้ก็มีเหตุผลที่น่าสนใจ และไม่ควรมองข้ามเช่นเดียวกัน[46,47,49,51]

การลดอาการแทรกซ้อนที่มีสาเหตุจากหลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส

เส้นประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสมีตำแหน่งอยู่สูงกว่าและลึกกว่าหลอดเลือดโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสในแอ่งใต้ขมับ รวมทั้งมีแขนงบัคโคจิงจิวัลทอดขวางแนวแทงเข็มด้วย จึงมีโอกาสที่หลอดเลือดแดงถูกทำลายและส่งผลให้เกิดก้อนเลือดขังหรือภาวะไม่พึงประสงค์อื่นที่กล่าวข้างต้น ตำราหลายเล่ม[18,25,27,30] จึงแนะนำให้ฉีดแทรกซึม (infiltration injection) แทนการฉีดยาชาสะกดประสาท โดยแทงเข็มด้วยความลึกไม่เกิน 10 มิลลิเมตรขึ้นไปเหนือจุดเกาะของกล้ามเนื้อแก้มเพียงเล็กน้อยเพื่อหลบเลี่ยงการทำลายแขนงบัคโคจิงจิวัล อย่างไรก็ตามการแทงเข็มไม่ลึกแม้จะช่วยลดโอกาสในการเกิดก้อนเลือดขัง แต่ในทางกลับกันจะทำให้การชาเกิดขึ้นไม่สมบูรณ์หรือไม่เพียงพอในการทำหัตถการเนื่องจากยาชาที่ฉีดเข้าไปจะอยู่ห่างจากเส้นประสาทมากเกินไป นอกจากนี้มักพบว่าการฉีดแทรกซึมที่ทำให้เกิดการชาที่สมบูรณ์นั้นแท้จริงแล้วเป็นการฉีดสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสโดยไม่ตั้งใจ[25]

Harn และคณะ[18] ได้เสนอแนะสามเหลี่ยมแห่งความปลอดภัย (triangle of safety) สำหรับการฉีดยาชาสะกดประสาทที่มีความปลอดภัยสูง โดยสามารถหลบเลี่ยงหลอดเลือดได้มากกว่าร้อยละ 99 เนื่องจากเป็นบริเวณที่ปราศจากทั้งหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำทอดผ่าน โดยมีขอบเขตของสามเหลี่ยมทางด้านล่างเป็นตำแหน่งสูงสุดของเวสติบูล (vestibule) หรือจุดเกาะของกล้ามเนื้อแก้ม ของเขตทางด้านหลังคือขอบหลังของขากรรไกรบน และขอบเขตทางด้านบนคือแขนงบัคโคจิงจิวัล และแนะนำให้แทงเข็มที่จุดสูงสุดของเวสติบูลบริเวณด้านใกล้กลางของฟันกรามบนซี่ที่สองด้วยความลึกประมาณ 5-7 มิลลิเมตร และทำมุมไม่เกิน 30 องศากับระนาบสบฟัน จะทำให้ปลายเข็มเข้าไปอยู่ในบริเวณของสามเหลี่ยมแห่งความปลอดภัยได้ (Fig. 6)

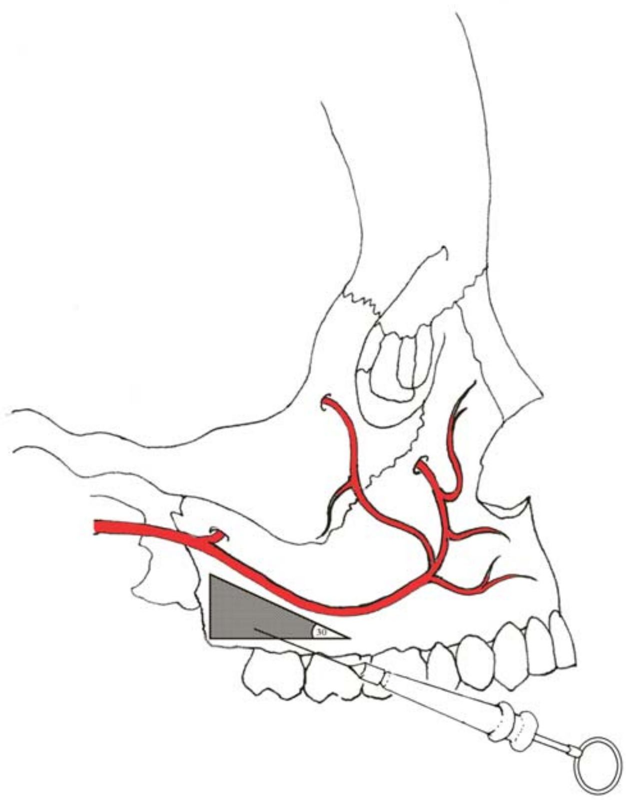


Fig. 6 The boundaries of Triangle of safety (triangular space) are: inferior, superior fornix of vestibule (buccinator attachment); posterior, the posterior extent of the maxilla; superior, the buccogingival branch of the posterior superior alveolar artery. The needle is injected at an angle not to exceed 30 degrees to the occlusal plane.

การดูดยาชากลับ (aspiration) ก่อนการเดินยาชาเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ใช้ตรวจสอบว่าเข็มได้ทำลายหลอดเลือดหรือไม่ ซึ่งมีรายงานการพบเลือดปะปนเข้าสู่กระบอกฉีดยาภายหลังการดูดยาชากลับประมาณร้อยละ 3.9[25,29] ในการสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัส แต่บางครั้งการดูดยาชากลับอาจไม่สามารถสะท้อนการทำลายหลอดเลือดได้ทุกครั้งกล่าวคือบางครั้งปลายเข็มได้ทำลายผนังหลอดเลือดโดยไม่พบเลือดไหลย้อนกลับเข้ากระบอกฉีดยาหลังจากการดูดยาชากลับ เนื่องจากปลายเข็มอยู่ใกล้ผนังหลอดเลือดจึงทำให้ผนังของหลอดเลือดถูกดูดมาอุดตันปลายเข็ม เลือดจึงไม่สามารถไหลย้อนเข้าสู่กระบอกฉีดยาได้[29,30] แต่การดูดยาชากลับก่อนการเดินยาชานี้ยังคงได้รับการแนะนำให้กระทำเสมอเมื่อฉีดยาชาสะกดประสาทโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสหรือแม้แต่การฉีดแทรกซึมในบริเวณฟันกรามบน รวมทั้งการฉีดยาชาด้วยวิธีอื่นเพื่อป้องกันการทำอันตรายต่อหลอดเลือด[24,26,28,37] และเพื่อป้องกันไม่ให้ผนังหลอดเลือดมาอุดตันปลายเข็มควรดูดยาชากลับอย่างน้อย 2 ครั้ง โดยหลังจากการดูดยาชากลับครั้งแรก ควรหมุนเข็มไปอย่างน้อย 45 องศาเพื่อให้ระนาบหน้าตัดของเข็มในการดูดยาชากลับครั้งที่ 2 แตกต่างจากครั้งแรกและออกห่างจากผนังหลอดเลือด การหมุนเข็มดังกล่าวจะช่วยปรับตำแหน่งของปลายเข็มใหม่ในกรณีที่มีการอุดตันปลายเข็มในการดูดยาชากลับครั้งแรก จึงช่วยป้องกันไม่ให้ผนังหลอดเลือดมาอุดตันปลายเข็มในการดูดยาชากลับครั้งที่ 2 ได้[30,33]

บทสรุป

หลอดเลือดแดงโพสทีเรียซุปพีเรียอัลวีโอลัสส่วนที่อยู่นอกขากรรไกรบนรวมทั้งแขนงบัคโคจิงจิวัลของมันเป็นโครงสร้างสำคัญที่ทันตแพทย์ควรคำนึงถึงขณะฉีดยาชาเฉพาะที่เพื่อสะกดประสาทเลี้ยงบริเวณฟันกรามบน เนื่องจากอาจทำให้หลอดเลือดแดงนี้ฉีกขาดจนก่อให้เกิดก้อนเลือดเลือดขัง หรือยาชาอาจเข้าหลอดเลือดแดงและกระจายไปยังบริเวณเบ้าตา ก่อให้เกิดอาการแทรกซ้อนต่าง ๆ ตามมาได้ นอกจากนี้ปลายเข็มยังอาจกระตุ้นผนังหลอดเลือดแดงทำให้เกิดภาวะซีดขาวบริเวณใบหน้าได้ แม้อาการเหล่านี้มักเป็นเพียงอาการชั่วคราวแต่จะทำให้ผู้ป่วยรู้สึกรำคาญและสูญเสียความสวยงาม รวมทั้งยังลดความเชื่อถือทั้งต่อการบำบัดรักษาทางทันตกรรมและต่อความสามารถของทันตแพทย์ทำให้การรักษายุ่งยากขึ้นได้ ดังนั้นทันตแพทย์จึงควรตระหนักและเข้าใจถึงกายวิภาคศาสตร์และความแปรผันของโครงสร้างต่าง ๆ เพื่อลดโอกาสเสี่ยงในการเกิดอาการแทรกซ้อน นอกจากนี้ยังสามารถอธิบายผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องในกรณีที่เกิดอาการแทรกซ้อนขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณรองศาสตราจารย์วนิดา ศรีไพโรจน์ธิกูล สำหรับคำแนะนำในการเขียนบทความ และคุณเจษฎา สบาย สำหรับการเตรียมภาพประกอบบทความ

เอกสารอ้างอิง

1. Walls EW. The blood vascular and lymphatic systems. In Romanes GJ. editor. Cunningham's textbook of anatomy. 12th ed. Oxford: Oxford University Press 1964: 905.
2. Scott JH, Dixon AD. Anatomy for students of dentistry 2nd ed. Edinburgh:E&S Livingstone; 1966; 318: 353-4.
3. Gardner WD, Osborn WA. Structure of the human body. Philadelphia:W.B. Suanders 1967: 284.
4. Gardner E, Gray DJ, O'rahilly R. Anatomy a regional study of human structure 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1969: 684.
5. Hollinshead WH. Textbook of anatomy 3rd ed. Hagerstown:Harper& Row Publishers; 1974: 838.
6. Brand RW, Isselhard DE. Anatomy of orofacial structures. St. Loius:C.V. Mosby; 1977: 303.
7. Crafts RC. A textbook of human anatomy 2nd ed. New York:John Wiley & Sons; 1979: 623-4.
8. Gray H. The arteries. In Clemente CD editor. Anatomy of the human body 30th ed. Philadelphia: Lea& Febiger; 1985: 681.
9. Dixon AD. Anatomy for students of dentistry 5th ed. Edinburgh:Churchill Livingstone; 1986; 232: 256-7.

10. Gardner M. Basic anatomy of the head and neck. Philadelphia:Lea&Febiger; 1992: 127.
11. Woodburne RT, Burkel WE. Essentials of human anatomy 9th ed. New York:Oxford University Press 1994: 269.
12. Fehrenbach MJ, Herring SW. Illustrated anatomy of the head and neck 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 2002; 158: 224-9.
13. Berkovitz BKB. Nose, nasal cavity, paranasal sinuses and pterygopalatine fossa. In Standring S editor. Gray's anatomy the anatomical basis of clinical practice 39th ed. Edinburgh: Elsevier; 2005: 579.
14. Navarro JA, Filho JL, Zorzetto NL. Anatomy of the maxillary artery into the pterygomaxillopalatine fossa. Anat Anz 1982; 152: 413-33.
15. Choi J, Park HS. The clinical anatomy of the maxillary artery in the pterygopalatine fossa. J Oral MAxillofac 2003; 61: 72-8.
16. Lurje A. On topographical anatomy of the inner maxillary artery. Acta Anat 1946; 2: 219-31.
17. Dubrul EL. Sicher and Dubrul's oral anatomy 8th ed. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1988: 271-2.
18. Harn SD, Durham TM, Callahan BP, Kent DK. The triangle of safety: A modified posterior superior alveolar injection technique based on the anatomy of the PSA artery. Gen Dent 2002; 50: 554-7.
19. Yazici I, Cavusoglu T, Comert A, Vargel I, Cavusoglu M, Tekdemir I, Siemionow M. Maxilla allograft for transplantation: An anatomical study. Ann Plast Surg 2008; 61: 105-13.
20. Carter EF. The bucco-gingival branch of the posterior superior alveolar artery: a source of haematomata when injecting in the maxilla. Aust Dent J 1983; 28: 197-201.
21. ทวีพงศ์ อารยะพิศิษฐ, จิตอารีย์ รอดสุทธิ, อรพินท์ เติมวิชชากร, ธนัย ทรัพย์จรรยา, ธิดา ไชยพัฒนะพฤกษ์, วีรังกูร เลิศอักษรไพบูลย์. รูอัลวีโอลัสขากรรไกรบนในคนไทยกลุ่มหนึ่ง. ว ทันต มหิดล 2551; 28: 149-55.
22. Traxler H, Windisch A, Geyerhofer U, Surd R, Solar P, Firbas W. Arterial blood supply of the maxillary sinus. Clin Anat. 1999; 12: 417-21.
23. Killey HC, Kay LW. The prevention of complications in dental surgery. E & S Livingstone; 1969: 64-5.
24. Howe GL, Whitehead FIH. Local anaesthesia in dentistry 2nd ed. Brisol: John Wright & Sons; 1981: 73.
25. Jastak JT, Yagiela JA. Regional anesthesia of the oral cavity. St.Loius:C.V. Mosby; 1981: 144-5, 196-8.
26. Kaufman L, Sowray JH, Rood JB. General anaesthesia, local analgesia and sedation in dentistry. London:Blackwell Scientific Publications; 1982: 55-7, 82-3.
27. Allen GD. Dental anesthesia and analgesia (local and general) 3rd ed. Baltimore:Williams&Wilkins; 1984: 165-6.
28. Bennett CR. Monheim's local anesthesia and pain control in Dental practice. 7th ed. St Louis:C.V. Mosby; 1984; 21: 82-6, 244.
29. Jastak JT, Yagiela JA, Donaldson D. Local anesthesia of the oral cavity. Philadelphia: W.B. Saunders; 1995: 292-7,306-10.
30. Malamed SF. Handbook of Local Anesthesia. 5th ed. St.Louis, Mosby; 2004: 192-6, 294-5, 309-11.
31. Roberts DH, Sowray JH. Local analgesia in dentistry 3rd ed. Bristol: IOP Publishing; 1987: 102-4, 150-1.
32. Harn SD, Durham TM, Callahan BP, Kent DK. The posterior superior alveolar injection technique: A report on technique variations and complications. Gen Dent. 2002; 50: 544-50.
33. Blanton PL, Jeske AH. Avoiding complications in

local anesthesia induction: Anatomical considerations. J Am Dent Assoc 2003; 134: 888-93.
34. Shane SME. Principles of sedation, local and general anesthesia in dentistry. Illinois:Charles C Thomas Publisher; 1975: 169-71.
35. Jorgensen NB, Hayden J Jr. Sedation, local and general anesthesia in dentistry 3rd ed. Philadelphia: Lea&Febiger; 1980: 84-5, 123.
36. Trieger N. Pain control 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1994: 52.
37. Evers H, Haegerstam G. Introduction to dental local anaesthesia 2nd ed. Fribourg:Mediglobe SA; 1990: 55.
38. Kronman JH, Giunta JL. Reflex vasoconstriction following dental injections. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1987; 63: 542-4.
39. Blair DA, Glover WE, Roddie IC. Cutaneous vasomotor nerves to the head and trunk. J Appl Physiol 1961; 16: 119-22.
40. Gonzalez G, Onofrio BM, Kerr FWL. Vasodilatator system of the face. J Neurosurg 1975; 42: 696-703.
41. Leopard PJ. Diplopia following injection of a local anesthetic. Dent Pract Dent Rec 1971; 22: 92-4.
42. Hyams SW. Oculomotor palsy following dental anesthesia. Arch Ophthalmol 1976; 94: 1281-2.
43. Schwartz JG, May DR, Shore JW. Blindness secondary to steroid injections. Arch Ophthalmol 1979; 97: 1177.
44. Goldenberg AS. Transient diplopia from a posterior alveolar injection. J Endod 1990; 16: 550-1.
45. McNicholas S, Torabinejad M. Esotropia following posterior superior alveolar nerve block. J Calif Dent Assoc 1992; 20: 33-4.
46. Pearrocha DM, Sanchis BJM. Ophthalmologic complications after intraoral local anesthesia with articaine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000 ; 90 : 21-4.
47. Koumoura F, Papageorgiou G. Diplopia as a complication of local anesthesia: A case report. Quintessence Int 2001; 32: 232-4.
48. Dogan EA, Dora B. Transient partial ophthalmoplegia and Horner's syndrome after intraoral local anesthesia. J Clin Neurosci 2005; 12: 696-7.
49. Horowitz J, Almog Y, Wolf A, Buckman G, Geyer O. Ophthalmic complications of dental anesthesia: three new cases. J Neuroophthalmol 2005; 25: 95-100.
50. Rishiraj B, Epstein JB, Fine D, Nabi S, Wade NK. Permanent vision loss in one eye following administration of local anesthesia for a dental extraction. Int J Oral Maxillofac Surg 2005; 34: 220-3.
51. Magliocca KR, Kessel NC, Cortright GW. Transient diplopia following maxillary local anesthetic injection. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 101: 730-3.
52. Singh S, Dass R. The central artery of retina: I. Origin and course. Br J Ophthalmol 1960; 44: 193-212.
53. Hayreh SS, Dass R. The ophthalmic artery: I. Origin and intracranial and intracanalicular course. Br J Ophthalmol 1962; 46: 65-98.
54. Aldrete JA, Narang R, Sada T, Liem ST, Miller GP. Reverse carotid blood flow-a possible explanation for some reactions to local anesthetics. J Am Dent Assoc 1977; 94: 1142-5.
55. Downs JB, Reckstein AD, Klein EF, Hawkins IF. Hazards of radial artery catheterization. Anesthesiology 1973; 38: 283-6.

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล

มหาวิทยาลัยมหิดล คณะทันตแพทยศาสตร์ 6 **ถ.โยธี ราชเทวี กทม.**10400 **โทร.** 0-2660-7769 **โทรสาร.**0-2660-7767

ใบสมัครสมาชิกวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

วันที่...............เดือน...................................พ.ศ.............

เรียน ผู้จัดการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

ข้าพเจ้าขอสมัครเป็นสมาชิกวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล ประจำปี..........................และได้ส่งเงินค่าบำรุงเป็นจำนวนเงิน.............บาท (....) สั่งจ่ายในนาม คุณศิริลักษณ์ พรหมวิสุทธิ์

ธนาณัติ เลขที่..ป.ณ. สนามเป้า 10400

เช็คส่วนบุคคล เลขที่..ในกรณีที่จ่ายเป็นเช็คส่วนบุคคลกรุณาเพิ่มค่าเรียกเก็บอีก 10 บาท

ตั๋วแลกเงิน เลขที่..

โปรดส่งวิทยาสารดังกล่าวไปยังข้าพเจ้าตามสถานที่ข้างล่างนี้

นาม (ตัวบรรจง)..

สถานที่ (โปรดระบุรายละเอียดที่ติดต่อทางไปรษณีย์ได้สะดวก)..

....

E-mail (กรุณาใส่เบอร์e-mail.ให้ชัดเจนด้วย)...

เบอร์โทรศัพท์ที่ทำงาน...เบอร์มือถือ...

ทั้งนี้ข้าพเจ้ารับทราบและพร้อมที่จะปฏิบัติตามข้อตกลงต่อไปนี้

ผู้ให้บริการจะไม่รับผิดชอบต่อการสูญหายของวิทยาสาร หากสมาชิกวิทยาสารมีการเปลี่ยนแปลงที่อยู่โดยไม่แจ้งให้ทราบ

ลงชื่อ...ทั้งนี้หากมีข้อสงสัยประการใดกรุณาติดต่อคุณเจนณีศา ธรรมวะสา เบอร์ติดต่อ 0-2660-7769 โทรสาร. 0-2660-7767 **E-mail.**dtrstp@diamond.mahidol.ac.th

ภาพสีปีละ 3 ฉบับ (ฉบับที่ 1 เม.ย.,ฉบับที่ 2 ส.ค.,ฉบับที่ 3 ธ.ค.)

<u>หมายเหตุ</u> สมัครสมาชิกใหม่

ขอต่ออายุการเป็นสมาชิก หมายเลขใบเสร็จรับเงิน............(ถ้าไม่ทราบไม่ต้องกรอกตัวเลข)

ค่าบำรุงสมาชิก 1 ปี	150	บาท
ค่าบำรุงสมาชิก 2 ปี	300	บาท
ค่าบำรุงสมาชิก 3 ปี	450	บาท
ค่าบำรุงสมาชิก 4 ปี	600	บาท

โปรดส่งใบสมัครสมาชิกวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดลมาที่

ผู้ส่ง..

....

....

....

....

เรียน

บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล

หน่วยส่งเสริมพัฒนาทางวิชาการ ตึก 4 ชั้น 9

มหาวิทยาลัยมหิดล คณะทันตแพทยศาสตร์

6 ถนนโยธี เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400

วิทยาสาร
ทันตแพทยศาสตร์มหิดล

มหาวิทยาลัยมหิดล คณะทันตแพทยศาสตร์ 6 **ถ.โยธี ราชเทวี กทม.**10400 **โทร.** 0-2660-7769

ใบลงโฆษณาแจ้งความในหนังสือวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

วันที่..............เดือน...............................พ.ศ.............

เรียน บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์

ข้าพเจ้า...ตำแหน่ง...

ที่อยู่บริษัท/ห้าง/ร้าน(ตัวบรรจง)..

เบอร์โทรศัพท์ที่ทำงาน...เบอร์มือถือ.................................เบอร์ Fax.............................

มีความประสงค์ลงโฆษณาแจ้งความในหนังสือ “วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล” ประจำปี พ.ศ...

☐ ลงตลอดทั้งปีจำนวน 3 ฉบับ ☐ ลง 2 ฉบับ ฉบับที่........................ ☐ ลง 1 ฉบับ ฉบับที่..................

เนื้อที่ที่ต้องการโฆษณา จำนวน..หน้า(โปรดดูรายละเอียดข้างล่าง)

พร้อมกันนี้ได้มอบ สไลด์...อัน เพลต..................................ชิ้น

ภาพ..ชิ้น ใบแทรก...............................แผ่น

บล็อก..ชิ้น ไฟล์.....................................แผ่น

รวมจำนวนเงิน................................บาท (..)

ทั้งนี้ข้าพเจ้ารับทราบ และพร้อมจะปฏิบัติตามข้อตกลงต่อไปนี้

1. บริษัทจะต้องแจ้งให้บรรณาธิการทราบถึงวัน เวลา ที่จะส่งต้นฉบับเอกสารที่จะลงโฆษณา โดยจะต้องแจ้งล่วงหน้าก่อนวิทยาสารตีพิมพ์เป็นเวลา 1 เดือน

2. เงื่อนไขการชำระเงินบริษัทจะชำระเงินเมื่องานชิ้นนั้นได้ตีพิมพ์ในวิทยาสารแล้วซึ่งค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นจะอิงตามเกณฑ์อัตราค่าลงโฆษณาในวิทยาสาร โดยจะชำระเป็นเช็คสั่งจ่าย “**คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยมหิดล**”เท่านั้น

3.กรณีที่บริษัทมีความประสงค์ที่นอกเหนือไปจากข้อตกลงนี้จะต้องทำหนังสือถึงบรรณาธิการเพื่อขออนุมัติ

ทั้งนี้หากมีข้อสงสัยประการใดกรุณาติดต่อ คุณเจนณีศา ธรรมวะสา เบอร์ติดต่อ 0-2660-7769 โทรสาร. 0-2660-7767 E-mail.dtrstp@diamond.mahidol.ac.th

(**ภาพสี** ปีละ 3 ฉบับ ฉบับที่ 1 เม.ย.,ฉบับที่ 2 ส.ค.,ฉบับที่ 3 ธ.ค. จำนวนพิมพ์ครั้งละ 2,000 ฉบับ เพื่อแจกจ่ายให้กับสมาชิก, โรงพยาบาล, ห้องสมุดคณะทันตแพทย์, ห้องสมุดต่าง ๆ ทั้งในประเทศ และต่างประเทศ)

ลงชื่อ..

(..)

<u>อัตราค่าลงโฆษณา / ครั้ง ขนาด 21x28.5 ซ.ม.</u> (หนึ่งปีพิมพ์ 3 ครั้ง)

☐	หน้าในครึ่งหน้าขาว-ดำ	3,000	บาท	(☐ พิมพ์ 4 สี 4,500 บาท)
☐	หน้าในเต็มหน้าขาว-ดำ	4,000	บาท	(☐ พิมพ์ 4 สี 6,000 บาท)
☐	ปกหน้าด้านในพิมพ์ 4 สี	15,000	บาท	
☐	ปกหลังด้านในพิมพ์ 4 สี	12,000	บาท	
☐	ใบแทรก / แผ่น	4,000	บาท	

โปรดส่งใบลงโฆษณามาที่ →

ผู้ส่ง..

....

....

....

....

เรียน

บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล

หน่วยส่งเสริมพัฒนาทางวิชาการ ตึก 4 ชั้น 9

มหาวิทยาลัยมหิดล คณะทันตแพทยศาสตร์

6 ถนนโยธี เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400

จดหมายนำส่งบทความ

เรียน บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหิดล

ข้าพเจ้ามีความประสงค์จะส่งบทความเรื่อง(ภาษาไทย) “...

....”

เพื่อลงตีพิมพ์ในวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์ มหิดล โดยเป็นบทความประเภท

❒ บทวิทยาการ ❒ ภาพสี จำนวน..........ภาพ

❒ บทความปริทัศน์ ❒ ภาพขาวดำ จำนวน..........ภาพ

❒ ปกิณกะ ❒ ไม่มีภาพ

ทั้งนี้ข้าพเจ้ารับทราบ และพร้อมจะปฏิบัติตามข้อตกลงต่อไปนี้

1. ผู้นิพนธ์ที่ประสงค์จะส่งบทความจะต้องส่งต้นฉบับ 1 ชุด สำเนา 4 ชุด ไม่ต้องเย็บกระดาษ ใช้คลิปหนีบมาเป็นชุด ๆ สำหรับภาพประกอบและตารางส่งจำนวน 3 ชุด ต้นฉบับต้องไม่พับและส่งมาทางไปรษณีย์ลงทะเบียนเพื่อป้องกันการสูญหาย พิมพ์โดยใช้โปรแกรม WORD แบบอักษรคอเดียนิว (Cordia New) ขนาด 16 และมีระยะห่างระหว่างบรรทัดสองช่อง (double spacing) พิมพ์หน้าเดียวลงบนกระดาษพิมพ์สั้นขนาดเอสี่ (A4) พิมพ์ให้ห่างจากขอบกระดาษ 2.5 เซนติเมตรทุกด้าน พร้อมใส่หมายเลขหน้ากำกับทางมุมขวาบนทุกหน้า ความยาวของบทความควรอยู่ระหว่าง 10-20 หน้ากระดาษพิมพ์สั้น ซึ่งรวมรูปภาพและตารางด้วย โดยจำนวนรูปภาพและตารางทั้งหมดไม่ควรเกิน 10 หน้า

2. ผู้นิพนธ์ควรตระหนักถึงความสำคัญในการเตรียมบทความให้ถูกต้องตามรูปแบบของบทความที่วิทยาสารกำหนดตลอดจนตรวจสอบความถูกต้องแน่นอนพร้อมทั้งพิสูจน์อักษรให้เรียบร้อยเสียก่อน ก่อนที่จะส่งบทความนี้ให้กับบรรณาธิการ

3. การพิจารณา จะได้รับการพิจารณากลั่นกรองโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาวิชานั้น ๆ อย่างน้อย 2 ท่าน โดยใช้เวลาประมาณ 4 ถึง 8 สัปดาห์ จากนั้นจะแจ้งผลการพิจารณาให้ผู้เขียนทราบ

4. ต้นฉบับที่ได้รับการพิจารณาเพื่อ**จะ**ตีพิมพ์ในวิทยาสาร บรรณาธิการจะจัดส่งบทความให้ผู้นิพนธ์แก้ไขงาน ในกรณีที่ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอแนะให้แก้ไข ให้แก้ไขหรือชี้แจงเพิ่มเติมจนเป็นที่เรียบร้อยก่อนจึงจะตีพิมพ์ และต้องส่งเอกสารทั้งหมดกลับคืนมาตามเวลาที่กำหนด **มิฉะนั้นจะถือว่าท่านไม่ลงตีพิมพ์แล้ว**

5. กรณีที่บทความได้รับการพิจารณา**ให้**ตีพิมพ์บรรณาธิการจะแจ้งให้ผู้นิพนธ์ส่งบทความต้นฉบับที่แก้ไขครั้งสุดท้ายพร้อมแผ่นบันทึก (diskette) ขนาด 3.5 นิ้ว หรือแผ่นซีดีรอม (CD ROM) ที่บรรจุเนื้อหาและข้อมูลที่มีอยู่ในบทความทั้งหมดที่ได้แก้ไขแล้ว ทั้งนี้ผู้นิพนธ์**ต้องมี**สำเนาเก็บไว้ด้วยเพื่อการอ้างอิงและยืนยันในภายหลัง

6. กรณีที่อยู่ในขั้นตอนการ**จัด**พิมพ์ทางบรรณาธิการจะส่งต้นฉบับ (artwork) ให้ผู้รับผิดชอบเพียงคนเดียวตรวจพิสูจน์อักษรและความถูกต้องทางวิชาการเพียงครั้งเดียว **(หากผู้รับผิดชอบไม่ส่งคืนตามเวลาที่กำหนด จะถือว่าท่านไม่ลงตีพิมพ์แล้ว)** หลังจากนั้นทางบรรณาธิการจะตรวจให้ 2-3 ครั้ง โดยไม่ผ่านผู้นิพนธ์เพื่อความรวดเร็วในการตีพิมพ์

7. สำหรับบทความที่ไม่ได้รับการตีพิมพ์จะมีการแจ้งผลพร้อมคืนต้นฉบับบทความนั้นแก่ผู้นิพนธ์ ทางกองบรรณาธิการขอสงวนสิทธิ์ที่จะไม่พิจารณาบทความซึ่งมีการเตรียมบทความไม่ถูกต้อง

8. ผู้นิพนธ์ทุกท่านต้องลงลายมือชื่อในการมอบลิขสิทธิ์และยืนยันว่าบทความต้นฉบับที่ส่งมาตีพิมพ์นั้นได้ส่งมาตีพิมพ์เฉพาะในวิทยาสารสารทันตแพทยศาสตร์มหิดลเพียงแห่งเดียวเท่านั้น โดยจะไม่พิจารณาบทความที่ได้รับตีพิมพ์ในวิทยาสารอื่นมาก่อน หรือบทความที่กำลังเสนอเพื่อตีพิมพ์ในวิทยาสารอื่น ๆ ไม่ว่าจะเป็นการรอตีพิมพ์หรืออยู่ระหว่างขบวนการเสนอลงตีพิมพ์ หรือแม้ว่าบทความนั้นอาจจะเตรียมเป็นภาษาเดียวกันหรือต่างภาษาก็ตาม ยกเว้นบทความดังกล่าวอยู่ในหลักเกณฑ์ว่าด้วยการตีพิมพ์ซ้ำ (multiple publication)

9. บทความที่ลงตีพิมพ์ในวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล ถือเป็นลิขสิทธิ์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ห้ามผู้ใดนำไปดัดแปลง คัดลอกหรือเผยแพร่เพื่อการใด ๆ โดยไม่ได้รับอนุญาตจากบรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล

10. เนื้อหาบทความหรือข้อคิดเห็นใด ๆ ในวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล ถือเป็นความคิดเห็นของผู้เขียนโดยเฉพาะเท่านั้น กองบรรณาธิการไม่จำเป็นต้องเห็นพ้องด้วยเสมอไป

ทั้งนี้ข้าพเจ้าผู้มีลายชื่อข้างท้าย ได้รับทราบและพร้อมจะปฏิบัติตามข้อตกลง

ลายมือชื่อ 1 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

ลายมือชื่อ 2 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

ลายมือชื่อ 3 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

ลายมือชื่อ 4 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

ลายมือชื่อ 5 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

ลายมือชื่อ 6 (....)

.... วันที่.........เดือน.....................พ.ศ..............

(กรณีผู้เขียนมากกว่า 6 คน ให้ใช้กระดาษเพิ่มเติม)

ชื่อผู้นิพนธ์ที่ให้ติดต่อเกี่ยวกับบทความ ....

สถานที่ติดต่อ..

โทรศัพท์ ....

โทรศัพท์มือถือ ....

โทรสาร...

E-mail ....

เกณฑ์รับเรื่องของวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล

วัตถุประสงค์ของวิทยาสาร

1. เพื่อเผยแพร่ความรู้ที่ได้จากการวิจัยหรือศึกษาค้นคว้าทางวิชาการด้านทันตแพทยศาสตร์ และสาขาวิชาวิทยาศาสตร์การแพทย์ที่เกี่ยวข้อง
2. เพื่อส่งเสริมสนับสนุนงานวิจัย และการค้นคว้าที่มีคุณค่าเพื่อความก้าวหน้าทางวิชาการ
3. เพื่อเป็นสื่อสัมพันธ์ทางวิชาการระหว่างทันตแพทย์และผู้อื่นในสาขาวิชาที่เกี่ยวข้องให้ก้าวทันการเปลี่ยนแปลงความรู้ที่มีการพัฒนาตลอดเวลา
4. เพื่อเผยแพร่เกียรติคุณของสถาบัน

วิทยาสารนี้ได้รับทุนอุดหนุนจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

คำแนะนำสำหรับผู้นิพนธ์บทความ

การส่งบทความเพื่อตีพิมพ์ที่

บรรณาธิการวิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล
หน่วยส่งเสริมพัฒนาทางวิชาการ ตึก 4 ชั้น 9
คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยมหิดล
6 ถนนโยธี เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400
โทรศัพท์ 0-2660-7769 โทรสาร 0-2660-7767
E-mail dtsrp@mahidol.ac.th

รูปแบบบทความ

1. บทวิทยาการ (Original article) ได้แก่ รายงานผลงานวิจัยใหม่ หรือรายงานการสำรวจทางระบาดวิทยา ที่มีประโยชน์ต่อวิชาชีพทันตแพทย์ซึ่งไม่เคยตีพิมพ์ในวิทยาสารใด ๆ มาก่อน

2. บทความปริทัศน์ (Review article) ได้แก่ บทความที่รวบรวมความรู้จากตำรา หนังสือ หรือวิทยาสารใหม่ หรือจากผลงานและประสบการณ์ของผู้นิพนธ์มาเรียบเรียงขึ้น โดยมีการวิเคราะห์ วิจารณ์ เปรียบเทียบ เพื่อให้เกิดความลึกซึ้งหรือเกิดความกระจ่างในเรื่องนั้นมากยิ่งขึ้น

3. รายงานผู้ป่วย (Care report) ได้แก่ รายงานกรณีศึกษาของผู้ป่วยซึ่งครอบคลุมถึงลักษณะอาการเทคนิคการวินิจฉัยโรค รวมทั้งการติดตามประเมินผลการรักษา

4. ปกิณกะ (Miscellany) ได้แก่ บทความทั่วไป ข้อคิดเห็นเสนอแนะ เป็นรายงานสั้น ๆ ทางวิชาการที่เกี่ยวกับทันตแพทย์ หรือบทความทบทวนความรู้ เรื่องแปล ย่อความจากวิทยาสารต่างประเทศ

การเตรียมบทความ

(เริ่มใช้ตั้งแต่ ปีที่ 30 ฉบับที่ 1 พ.ศ. 2553 เป็นต้นไป)

1. ต้นฉบับ ส่งต้นฉบับ 1 ชุด สำเนา 4 ชุด ไม่ต้องเย็บกระดาษ ใช้คลิปหนีบมาเป็นชุด ๆ สำหรับภาพประกอบและตารางส่งจำนวน 3 ชุด พิมพ์โดยใช้โปรแกรม WORD แบบอักษรคอเดียนิว (Cordia New) ขนาด 16 และมีระยะห่างระหว่างบรรทัดสองช่อง (double spacing) พิมพ์หน้าเดียวลงบนกระดาษพิมพ์สั้นขนาดเอสี่ (A4) พิมพ์ให้ห่างจากขอบกระดาษ 2.5 เซนติเมตรทุกด้าน พร้อมใส่หมายเลขหน้ากำกับทางมุมขวาบนทุกหน้า ความยาวของบทความควรอยู่ระหว่าง 10-20 หน้ากระดาษพิมพ์สั้นซึ่งรวมรูปภาพและตารางด้วย โดยจำนวนรูปภาพและตารางทั้งหมดไม่ควรเกิน 10 หน้า

2. ภาษา ใช้ภาษาไทยหรือภาษาอังกฤษก็ได้ หากเป็นบทความภาษาไทยให้ใช้ตัวสะกดตามพจนานุกรมฉบับราชบัณฑิตยสถาน (ฉบับล่าสุดปี พ.ศ. 2542) หากเป็นบทความภาษาอังกฤษต้องผ่านการตรวจสอบจากเจ้าของภาษานั้น ๆ ก่อนเพื่อความถูกต้องก่อนส่งตีพิมพ์ การใช้ตัวเลขในบทความ ให้ใช้เลขอารบิกเท่านั้น

3. หน่วยมาตรฐานการวัด (unit of measurement) ได้แก่ หน่วยของความยาว ความสูง น้ำหนัก ปริมาตร เป็นต้น ควรใช้ระบบเมตริก (metric units) อุณหภูมิควรใช้เป็นองศาเซลเซียส ความดันควรใช้เป็นมิลลิเมตรปรอท (มม.ปรอท) การวัดทางโลหิต (hematologic) และทางเคมีคลินิก (clinical chemistry) ควรใช้หน่วยเป็นระบบเมตริก หน่วยการวัดอื่น ๆ ควรใช้แบบมาตรฐานสากลนิยม คำย่อและสัญลักษณ์ใช้เฉพาะคำย่อมาตรฐาน (standard abbreviation) ไม่ควรใช้คำย่อในชื่อเรื่องและบทคัดย่อ เช่น วินาที (sec.) นาที (min.) คำเต็มของคำย่อควรอ้างไว้ต่อท้ายคำย่อครั้งแรกในเนื้อเรื่อง ยกเว้นเป็นหน่วยมาตรฐานในการวัด การระบุซี่ฟัน อาจใช้การเรียกชื่ออย่างเดียว เช่น ฟันเขี้ยวบนซ้าย (หรือ upper left canine ในบทความภาษาอังกฤษ) หรือใช้สัญลักษณ์ตามระบบ FDI two-digit notation และมีชื่อในวงเล็บต่อท้ายเฉพาะครั้งแรกที่กล่าวถึง เช่น ฟัน ซี่ 31 (ฟันตัดซี่กลางล่างซ้าย)

4. ภาพประกอบ (Figure) ชื่อและคำบรรยายให้พิมพ์ใต้ภาพ และตามที่อ้างถึงในบทความเป็นภาษาอังกฤษเท่านั้นโดยเรียงตามลำดับภาพ และใช้ตัวเลขอารบิก พิมพ์ในกระดาษแยกแผ่นต่างหากจากเนื้อเรื่องของบทความ สัญลักษณ์ ลูกศร ตัวอักษรในภาพควรเห็นได้ชัดเจน เว้นที่ว่างในเนื้อเรื่องพร้อมทั้งเขียนแจ้งไว้ในกรอบ ดังตัวอย่าง

ใส่ภาพที่ 1

ภาพถ่าย ใช้ได้ทั้งภาพสีหรือขาวดำ ในกรณีเป็นภาพถ่ายให้อัดด้วยกระดาษมันขนาด 8.9X14 ซม. (โปสการ์ด) และภาพถ่ายต้องชัดเจน ควรบอกชื่อเรื่อง ชื่อผู้เขียน หมายเลขตามลำดับของภาพและทำเครื่องหมายแสดงขอบบนของภาพและใส่ซองแยกต่างหาก กรณีเป็นภาพแบบดิจิทตอล (digital) ควรมีแฟ้มข้อมูลแยกต่างหากไม่ควรสอดแทรกในเนื้อเรื่อง โดยใช้รูปแบบใดก็ได้ เช่น (gps, fpg) ต้องสามารถเปิดได้ด้วยโปรแกรมจัดการภาพ (adobe photoshop) และควรบันทึกภาพลงในแผ่นบันทึก (diskette) หรือ ซีดีรอม (CD ROM) ด้วยความละเอียดของภาพไม่น้อยกว่า 300 ดีพีไอ (dpi) กรณีภาพลายเส้น กราฟ หรือแผนภูมิ ให้เขียนหรือพิมพ์ลงบนกระดาษมัน ควรใช้หมึกสีดำ และต้องมีคำบรรยายแกนตั้ง (ordinate) และแกนนอน (abscissa)

5. ภาพรังสี ให้ถ่ายรูปจากฟิล์มเอกซเรย์ต้นฉบับเสียก่อน แล้วนำไปอัดเป็นภาพขาว-ดำ ไม่ควรอัดภาพจากฟิล์มเอกซเรย์ เพราะจะได้ภาพที่ผิดจากความเป็นจริง และไม่ควรนำภาพรังสีไปกราดภาพ (scan) เพื่อแปลงเป็นภาพประกอบรูปแบบดิจิตอล

6. ตาราง (Table)

1. ต้องทำตารางแยกต่างหากจากเนื้อเรื่อง โดยพิมพ์หน้าละ 1 ตาราง เว้นที่ว่างในเนื้อเรื่องพร้อมทั้งเขียนแจ้งไว้ในกรอบ คำอธิบายภาพใช้ภาษาอังกฤษ
2. ต้องมีชื่อ (Title) ที่สั้นสื่อเนื้อหาของตาราง มีเลขกำกับตามลำดับที่อ้างถึงในบทความ ให้พิมพ์เหนือตาราง คำบรรยายตารางให้พิมพ์ต่อจากชื่อตารางและควรมีเฉพาะที่สำคัญและจำเป็น

3. เชิงอรรถ (Footnote) ใต้ตาราง บรรยายคำย่อ สัญลักษณ์ หรือเครื่องหมายที่ปรากฏในตาราง ตลอดจนค่าทดสอบทางสถิติ (ถ้ามี) อย่างครบถ้วน เชิงอรรถไม่ควรใช้เลขกำกับเพราะอาจสับสนกับเลขกำกับของเอกสารอ้างอิง ให้ใช้เป็นสัญลักษณ์ ตัวอย่าง เช่น *, +, #, ** เป็นต้น

4. ไม่ต้องมีเส้นดิ่งและเส้นขวางในตาราง ไม่ต้องมีกรอบตาราง

การใช้ภาพประกอบที่มาจากแหล่งอื่น ต้องมีหนังสือคำยินยอมจากเจ้าของภาพหรือผู้ถือลิขสิทธิ์ภาพ และเขียนกำกับไว้

รูปแบบของการเตรียมบทวิทยาการ

ส่วนที่หนึ่ง บทความวิทยาการควรประกอบด้วยหัวข้อต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1. ชื่อเรื่อง (Title) ความยาว ไม่เกิน 100 ตัวอักษร ควรมีลักษณะเป็นข้อความกระชับ สื่อความหมายของเรื่องอย่างชัดเจน

2. ชื่อผู้นิพนธ์ (Author) ชื่อและนามสกุลเท่านั้น ถ้ามีผู้เขียนหลายคนให้เรียงลำดับความสำคัญต่อเรื่องรายละเอียดเกี่ยวกับผู้เขียน เช่น วุฒิการศึกษา ตำแหน่งทางวิชาการ สถาบันที่ทำงาน หรือที่อยู่ที่ติดต่อได้สะดวก

3. ผู้นิพนธ์ซึ่งรับผิดชอบติดต่อเกี่ยวกับบทความ (Correspondence author) มีชื่อผู้นิพนธ์เพียงคนเดียว นามสกุล ตำแหน่งทางวิชาการ สถานที่ทำงาน หมายเลขโทรศัพท์ที่ทำงาน หมายเลขโทรศัพท์มือถือ โทรสาร รวมทั้งอีเมล์ (E-mail) ที่สามารถติดต่อได้สะดวกและรวดเร็ว

4. แหล่งเงินทุน (Research grant) ให้บอกรายละเอียด แหล่งทุนสนับสนุนการศึกษา เรียงตามลำดับดังนี้ ชื่อทุน ชื่อสถาบันที่ให้ทุน ปีที่ได้รับทุน หมายเลขของทุนวิจัย (ถ้ามี)

ส่วนที่สอง มีรายละเอียดดังนี้

1. บทคัดย่อ (Abstract) มีความยาวไม่เกิน 250 คำ ประกอบด้วยหัวข้อดังนี้

- **วัตถุประสงค์** (Objective) จุดมุ่งหมายของการศึกษารวมทั้งอ้างถึงสมมติฐานของการศึกษา
- **วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา** (Materials and methods) วัสดุอุปกรณ์หรือผู้ป่วยที่นำมาศึกษา จำนวน ชนิด ประเภท วิธีการศึกษาหรือวิธีการทดลอง และสถิติที่นำมาใช้
- **ผลการศึกษา** (Results) ผลที่ได้จากการศึกษาทดลอง และการวิเคราะห์ทางสถิติ
- **บทสรุป** (Conclusion) ผลการศึกษาที่สำคัญที่ได้จากการทดลอง
- **รหัสคำ** (Key words) 3-6 คำ ให้เรียงคำสำคัญตามอักษรและถ้าเป็นภาษาอังกฤษคั่นด้วยเครื่องหมายจุลภาค (,)
- **การเตรียมบทความปริทัศน์** ในการเขียนบทคัดย่อควรมีหัวข้อดังนี้
  - **วัตถุประสงค์** (Objective) จุดมุ่งหมายของการศึกษารวมทั้งอ้างถึงสมมติฐานของการศึกษา
  - **รหัสคำ** (Key words) 3-6 คำให้เรียงคำสำคัญตามอักษรและคั่นด้วยเครื่องหมายจุลภาค (,)

ส่วนที่สาม เนื้อเรื่องพิมพ์เป็นภาษาไทยหรืออังกฤษก็ได้

หัวข้อของเนื้อเรื่อง

พิมพ์ให้ชิดหัวแถวซ้ายมือสุด แต่ละหัวข้อให้ขึ้นกระดาษแผ่นใหม่ ซึ่งบทวิทยาการ และบทความปริทัศน์จะใช้หัวข้อเหมือนกันทุกประการ โดยเรียงลำดับหัวข้อของเนื้อเรื่องดังนี้

1. บทนำ (Introduction) เป็นส่วนกล่าวนำโดยอาศัยการตรวจเอกสาร ข้อมูลจากรายงานวิจัย ความรู้ และหลักฐานต่าง ๆ จากหนังสือหรือวิทยาสารที่เกี่ยวข้องกับเรื่องที่ศึกษา และกล่าวถึงเหตุผลหรือความสำคัญของปัญหาในการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ตลอดจนวัตถุประสงค์ของการศึกษาให้ชัดเจน ขอบเขต และวิธีการดำเนินการวิจัย ควรมีการกล่าวอ้างถึงบทความหรือเอกสารที่เกี่ยวข้องกับเรื่องที่กำลังทำการวิจัย เพื่อแสดงความสัมพันธ์ของงานที่เสนอในบทความนี้กับความรู้เดิมเท่าที่ทราบกันอยู่ เป็นส่วนของบทความที่บอกเหตุผล นำไปสู่การศึกษา แต่ไม่ต้องตรวจเอกสาร (Literature Review) ที่ไม่เกี่ยวกับจุดมุ่งหมายของการศึกษา ควรเป็นส่วนที่อธิบายให้ผู้อ่านรู้ว่าจะตอบคำถามอะไร ให้รวมวัตถุประสงค์ของการศึกษาเป็นร้อยแก้วในส่วนท้ายของบทนำ แต่ไม่ต้องเขียนผลการศึกษาและสรุป

2. วัสดุอุปกรณ์และวิธีการศึกษา (Materials and methods) กล่าวถึงรายละเอียดของวัสดุอุปกรณ์ ชื่อเคมีภัณฑ์ แหล่งที่มา ลักษณะเฉพาะหรือรายละเอียดของอุปกรณ์เครื่องมือเครื่องใช้ต่าง ๆ ขั้นตอนของการทดลอง มาตรการที่ใช้ศึกษา วิธีการเก็บข้อมูล วิธีการวิเคราะห์ข้อมูล และสถิติที่นำมาใช้วิเคราะห์ข้อมูล

3. ผลการศึกษา (Results) แสดงผลที่ได้จากการศึกษาทดลองและวิเคราะห์ผล ควรจำแนกออกเป็นหมวดหมู่และสัมพันธ์กับวัตถุประสงค์ของการศึกษา ควรใช้ภาพประกอบ ตาราง กราฟ หรือแผนภูมิแปลความหมายของผลที่ค้นพบหรือวิเคราะห์ อย่างใดอย่างหนึ่งสรุปเปรียบเทียบกับสมมุติฐานที่วางไว้ ตามวิธีทางสถิติที่วิเคราะห์

4. บทวิจารณ์ (Discussion) วิจารณ์ได้ตั้งแต่วัตถุประสงค์ สมมุติฐานของการวิจัย ผลที่ได้จากการศึกษาเหมือนหรือแตกต่างไปจากผลงานที่มีผู้รายงานไว้ก่อนหรือไม่ อย่างไร เพราะเหตุใดจึงเป็นเช่นนั้น เพื่อให้มีความเข้าใจหรือเกิดความรู้ใหม่ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนั้น รวมทั้งข้อดี ข้อเสียของวัสดุอุปกรณ์และวิธีการ เสนอแนะความคิดเห็นใหม่ ๆ ปัญหาต่าง ๆ ที่ได้จากการศึกษาทดลองครั้งนี้

5. บทสรุป (Conclusion) ผลโดยย่อของการศึกษา ผลที่ได้ตรงกับวัตถุประสงค์การวิจัยหรือไม่

6. กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgements) กล่าวขอบคุณต่อองค์กร หน่วยงาน หรือบุคคลที่ให้ความช่วยเหลือร่วมมือในการวิจัย

7. เอกสารอ้างอิง (References) ใส่ตัวเลขอารบิกหลังข้อความหรือหลังชื่อบุคคลเจ้าของข้อความที่อ้างถึง ให้อ้างอิงด้วยตัวเลขที่**เป็นตัวยก** (superscript) หลังข้อความ ซึ่งเรียงหมายเลข 1, 3, 6 หรือหมายเลข 1-3 ชิดซ้ายเสมอและไม่ต้องใส่วงเล็บ เรียงตามลำดับก่อนหลังที่กล่าวถึงในบทความ ถ้าต้องการอ้างอิงซ้ำให้ใช้หมายเลขเดิม

การเขียนเอกสารอ้างอิง ใช้การอ้างอิงตามระบบแวนคูเวอร์ (Vancouver system) ชื่อวารสารให้ใช้ชื่อย่อตามรูปแบบการเขียนอ้างอิงใน Pubmed (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi) ในกรณีที่ชื่อย่อวารสารไม่ปรากฏใน PubMed ให้ใช้ชื่อย่อวารสารตาม Index Medicus โดยมีตัวอย่างดังนี้

7.1 การอ้างอิงวารสาร

ถ้าผู้นิพนธ์ไม่เกิน 6 คน ให้ใส่ชื่อทุกคนถ้ามากกว่า 6 คนให้ใส่ 6 คนแรกตามด้วย “et al.” ถ้าเป็นภาษาอังกฤษ หรือ **“และคณะ”** ถ้าเป็นภาษาไทย

7.1.1 วารสารภาษาอังกฤษ ชื่อผู้นิพนธ์. ชื่อบทความ. ชื่อวารสาร ปีที่พิมพ์; ปีที่: หน้าที่อ้างอิง. ตัวอย่าง (ขึ้นต้นด้วยนามสกุล ตามด้วยอักษรตัวแรกของชื่อต้นและชื่อกลาง ส่วนปีที่พิมพ์เป็นปีคริสต์ศักราช)

ตัวอย่าง Harnirattisai C, Inokoshi S, Shimada Y, Hosada H. Interfacial morphology of an adhesive composite resin and etched caries-affected dentin. Oper Dent 1992; 17: 222-8.

7.1.2 วารสารภาษาไทย ชื่อผู้นิพนธ์. ชื่อบทความ. ชื่อวารสาร ปีที่พิมพ์; ปีที่: หน้าที่อ้างอิง. ตัวอย่าง (ชื่อผู้นิพนธ์ให้ใช้ชื่อเต็มทั้งชื่อตัวและนามสกุล และปีที่พิมพ์เป็นปีพุทธศักราช)

ตัวอย่าง ธีรลักษณ์ สุทธเสถียร, สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, ณัฐพงศ์ สิรินทวัฒน์, วีระศักดิ์ ไพรัชเวทย์, ประภากร จำนงประสาทพร. ประสิทธิภาพของยาชาอาร์ติเคนและยาชาลิโดเคนในการผ่าตัดฟันกรามคุดล่างซี่ที่สาม. ว ทันต มหิดล 2548; 25: 59-66.

7.1.3 ผู้นิพนธ์ที่เป็นองค์กร ชื่อองค์กร. ชื่อบทความ. ชื่อวารสาร ปีที่พิมพ์; ปีที่: หน้าที่อ้างอิง.

ตัวอย่าง คณะผู้เชี่ยวชาญจากสมาคมอุรเวชแห่งประเทศไทย. เกณฑ์การวินิจฉัยและแนวทางการประเมินการสูญเสียสมรรถภาพของโรคระบบการหายใจเนื่องจากการประกอบอาชีพ. แพทยสภาสาร 2538; 24: 190-204.

Council on Dental Materials and Devices. New American Dental Association Specification No. 27 for direct filling resins. J Am Dent Assoc 1977; 94: 1191-4.

7.2 การอ้างอิงหนังสือ

7.2.1 ผู้นิพนธ์ที่เป็นผู้เขียน ชื่อผู้นิพนธ์. ชื่อหนังสือ ครั้งที่พิมพ์. เมืองที่พิมพ์: สำนักพิมพ์; ปีที่

ตัวอย่าง มนัส โรจน์วนาการ, สุทัศ รักประสิทธิ์กูล. ฟันคุด พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์สุทธิ-สารการพิมพ์; 2530: 14-15.

Ringsven MK, Bond D. Gerotology and leadership skills for nurses. 2nd ed. Albany (NY): Delmar Publishers; 1996: 215-30.

7.2.2 ผู้นิพนธ์ที่เป็นองค์กร ชื่อองค์กร. ชื่อหนังสือ. เมืองที่พิมพ์: สำนักพิมพ์; ปีที่พิมพ์.

ตัวอย่าง องค์กรผู้บริหารคณะทันตแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย. ฟันดีมีใช้ตลอดชีวิต. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์บริษัทซัตเตอร์แอนด์อิงค์; 2538.

Virginia Law Foundation. The medical and legal implication of AIDS. Chalottevill: The Foundation; 1987.

7.2.3 ผู้นิพนธ์ที่เป็นผู้เขียนและบรรณาธิการในตำรา ชื่อผู้นิพนธ์. ชื่อบทที่อ้างอิง. ใน: ชื่อบรรณาธิการ, (ถ้าเป็นภาษาอังกฤษใช้ in) บรรณาธิการ. ชื่อหนังสือ. ครั้งที่พิมพ์. เมืองที่พิมพ์: สำนักพิมพ์; ปีที่พิมพ์.หน้าที่อ้างอิง.

ตัวอย่าง สุทัศ รักประสิทธิ์กูล. ภาวะแทรกซ้อนเฉพาะที่จากการฉีดยาชาเฉพาะที่. ใน: สุทัศ รักประสิทธิ์-กูล, บรรณาธิการ. ตำรายาชาเฉพาะที่@ทันตกรรม. พิมพ์ครั้งที่หนึ่ง. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์เท็กซ์แอนด์เจอร์นัลพับลิเคชั่นจำกัด; 2548: 333-50.

Yamada KM. Fibronectin and other cell interactive glycoproteins. In: Hay ED, editor. Cell biology of extracellular matrix. 2nd ed. New York: Plenum Press; 1991: 111-46.

7.2.4 ผู้นิพนธ์หลายคนโดยแยกเขียนเฉพาะบทและมีบรรณาธิการของหนังสือ ชื่อผู้นิพนธ์. ชื่อบทที่อ้างอิง. ใน: ชื่อบรรณาธิการ, (ถ้าเป็นภาษาอังกฤษใช้ In) บรรณาธิการ. ชื่อหนังสือ. ครั้งที่พิมพ์. เมืองที่พิมพ์: สำนักพิมพ์; ปีที่พิมพ์. หน้าที่อ้างถึง.

ตัวอย่าง สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, ธีรลักษณ์ สุทธเสถียร. กายวิภาคในการฉีดยาชาเฉพาะที่. ใน: สุทัศ รัก-ประสิทธิ์กูล, บรรณาธิการ. ตำรายาชาเฉพาะที่@ทันตกรรม. พิมพ์ครั้งที่หนึ่ง. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์เท็กซ์-แอนด์เจอร์นัลพับลิเคชั่นจำกัด; 2548: 99-146.

Philipps SJ, Whisnant JP. Hypertension and stroke. In:Largh JH, Brenner BM, editors. Hypertension:patophysiology, diagnosis, and management. 2nd ed. New York:Raven Press; 1995: 465-78.

การพิจารณากลั่นกรอง

บทความจะได้รับการพิจารณากลั่นกรองโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาวิชานั้น ๆ อย่างน้อย 2 ท่าน โดยใช้เวลาประมาณ 4 ถึง 8 สัปดาห์ จากนั้นจะแจ้งผลการพิจารณาให้ผู้เขียนทราบ

ต้นฉบับที่ได้รับการพิจารณาเพื่อจะตีพิมพ์ในวิทยาสาร บรรณาธิการจะจัดส่งบทความให้ผู้รับผิดชอบแก้ไขงานในกรณีที่ผู้ทรงคุณวุฒิเสนอแนะให้แก้ไขให้แก้ไขหรือชี้แจงเพิ่มเติมจนเป็นที่เรียบร้อยก่อนจึงจะตีพิมพ์ และต้องส่งเอกสารทั้งหมดกลับคืนมาตามเวลาที่กำหนดมิฉะนั้นจะถือว่าท่านไม่ต้องการลงตีพิมพ์

กรณีที่บทความได้รับการพิจารณาให้ตีพิมพ์ บรรณาธิการจะแจ้งให้ผู้นิพนธ์ส่งบทความต้นฉบับที่แก้ไขครั้งสุดท้าย พร้อมแผ่นซีดีรอม (CD ROM) ที่บรรจุเนื้อหาและข้อมูลที่มีอยู่ในบทความทั้งหมดที่ได้แก้ไขแล้ว ทั้งนี้ผู้นิพนธ์ต้องมีสำเนาเก็บไว้ด้วยเพื่อการอ้างอิงและยืนยันในภายหลัง

กรณีที่อยู่ในขั้นตอนการจัดพิมพ์ ทางบรรณาธิการจะส่งต้นฉบับ (artwork) ให้ผู้รับผิดชอบตรวจพิสูจน์อักษรและความถูกต้องทางวิชาการ (หากผู้รับผิดชอบไม่ส่งคืนตามเวลาที่กำหนด จะถือว่าท่านไม่ต้องการลงตีพิมพ์)

สำหรับบทความที่ไม่ได้รับการตีพิมพ์จะมีการแจ้งผลพร้อมคืนต้นฉบับบทความนั้นแก่ผู้นิพนธ์ ทางกองบรรณาธิการขอสงวนสิทธิ์ที่จะไม่พิจารณาบทความซึ่งมีการเตรียมบทความไม่ถูกต้อง และไม่แก้ไขตามผู้ทรงคุณวุฒิ

Mahidol Dental Journal

Information for Authors

Objectives of the Journal

1. To disseminate knowledge gained from academic research in dentistry and other related medical sciences;
2. To promote valued research for academic advancement;
3. To create an academic network and to build relationships among dentists and others in related fields in order to keep up with constantly developing knowledge;
4. To enhance the reputation of the Faculty of Dentistry and Mahidol University Dentistry Alumni Association.

Mahidol Dental Journal is financially supported by the Faculty of Dentistry, Mahidol University.

Submission of Manuscripts

Manuscripts for publication should be addressed to

The Editor, *Mahidol Dental Journal*
Academic Promotion and Development Unit, Bld. 4, Fl. 9
Faculty of Dentistry, Mahidol University
6 Yothi Road, Ratchathewi District
Bangkok 10400

Tel. 0-2660-7769 Fax. 0-2660-7767
Email: dtrstp@diamond.mahidol.ac.th

Manuscript Types

Mahidol Dental Journal publishes several types of articles. These include the following:

1. Original articles are articles including new research reports, survey reports in epidemiology, relevant case reports, and reports concerning new dental materials and technical procedures. These articles should be useful to the profession of dentists and must be previously unpublished.

2. Review Articles are articles that derive knowledge from new textbooks and journals or from the author's own work and experience. They should be composed in an analytical, critical, and comparative style for the advancement of knowledge.

3. Miscellany encompasses the following:

3.1 Special reports are short academic reports pertinent to dentists. These may be analyses; discussions; summaries of other useful academic papers; articles reviewing aspects of the body of knowledge; summarized translations from international journals; commentaries; reviews; papers introducing medical appliances or interesting books and textbooks; or reports of both national and international conferences.

3.2 Current concepts are concepts or knowledge in any certain areas that are useful. They can be translated or composed from other journals recognized for their high standard.

3.3 Ask the expert are responses to readers' academic or clinical problems by experts in a particular field. Interesting questions and answers from conferences may also be published for the benefit of those who have not attended the conferences.

3.4 Letters to the editor are questions or academic comments valuable to readers and the profession.

3.5 Research summaries or book reviews that are noteworthy.

Preparation of Manuscripts
(effective from Volume 27 Number 1 2007)

1. Manuscripts must not be folded. One original and four copies of the manuscript as well as three copies of illustrations and tables must be submitted along with a submission form for consideration for publication via a registered mail to protect against loss. Each copy of the manuscript should be clipped, not stapled. The manuscript should be 10-20 pages including illustrations and tables of no more than 10 pages. The manuscript must be double-spaced on one-sided portrait A4 paper with an equal margin of 2.5 centimeters at all sides and paginated with the number on the top right corner. The manuscript file must be operated on Microsoft Word with the Cordia New 16 font.

2. The Thai spelling must conform to the Dictionary of the Royal Academy (1999 edition). English technical terms must be translated into Thai with the original words provided in parentheses only the first time they appear. Words that have been coined by the Royal Academy must be used. Words that have not been coined must be transliterated in accordance with the criteria for transliteration set by the Royal Academy with the original words parenthesized for their first time use. (See www.royin.go.th for more information.) Only Arabic notation can be used in the manuscript.

3. Units of length, weight, volume, etc. should be given in metric measures. A measurement of temperatures must be in Celsius. Pressure must be in mercury millimeter. A hematologic measurement and a measurement of clinical chemistry should also be in metric unit. Other measurements should follow the universal standard. Only standard abbreviations and symbols must be employed. No abbreviations should appear in the title or abstract. When an abbreviation is used, its full form should be provided after its first use in the text, with an exception of units of measurement. For manuscripts written in English, a tooth may be identified either by its name such as upper left canine or with FDI two-digit notations followed by its name in parenthesis the first time it is mentioned, for instance, Tooth #31 (lower left central incisor).

Manuscript Format and Structure

Part One must contain the following headings written in Thai and sequentially ordered.

1. Title: The title should be written in as much Thai as possible, be concise, and convey the main objective of the study. It must contain no abbreviations and should not exceed 100 letters in length.

2. Name of the author: Only first name and last name should be given. If there are many authors, their names should be organized according to their contributions to the research with the most important one listed first.

3. Degree of education: A maximum of two highest degrees should be provided after the author's name in their official abbreviated forms. If the author has graduated from a university outside Thailand, the degree must be given in the language of the country from which he or she has obtained the degree.

4. Address: All authors should provide the detailed address of their organization. If they are not affiliated with any institution, their clinic address must be given.

5. Corresponding author: One author must be designated as the corresponding author. The last name, position, professional affiliation, office phone, cell phone, fax, and e-mail address must be provided for the corresponding author for fast and convenient contact.

6. Research grant: If the study is financially supported, specify grant citing in a sequence name of the grant, organization awarding the grant, year the grant is awarded, and grant number (if any).

7. Received: Write the date appearing in the editor's acknowledgement upon the receipt of the manuscript.

8. Accepted: Write the date appearing in the editor's letter confirming the manuscript will be published.

9. Abstract: The abstract is a summary of the whole paper. However, no conclusion should be drawn from the discussion. Neither must there be any references, illustrations and tables. A tooth must be identified by its name rather than symbols. No English terminologies can be used. Instead they may be either translated or transliterated into Thai. No originals are needed.

The following are to be included in the abstract:

Objectives along with the hypotheses of the study must be given.

Materials and Methods provide information on materials or patients employed in the study, number, type, method of the study or experiment, and statistics utilized in the study.

Results present findings of the study including experimental study and statistical study (in case there is an analysis).

Conclusion.

10. Key words: 3-6 key words from the abstract are to be provided in alphabetical order and separated from one another with commas (,).

Part Two presents the information from Part One written in English.

1. Title: The first letter of each word in the English title must be capitalized while the rest, except for proper names, are written in lower case letters.

2. Name of the author: Use the author's first name followed by last name only.

3. Degree of education: Use universal abbreviated forms of degrees.

4. Address: Provide an address of every author. Add the country "Thailand" after area code.

5. Corresponding author: Give name and address of the corresponding author for later contact regarding the manuscript.

6. Research grant: Cite source of funding.

7. Received: Write the date appearing in the editor's acknowledgement upon the receipt of the manuscript.

8. Accepted: Write the date appearing in the editor's letter confirming the manuscript will be published.

9. Abstract: The abstract should not exceed 250 words and include objectives, materials and methods, results and conclusion.

10. Key words: There should be 3-6 key words whose meanings match the Thai key words and arranged in alphabetical order.

Part Three can be written in Thai or in English.

Headings of Part Three must not be indented. Use a new page for each heading. The headings are ordered sequentially as follows:

1. Introduction

This first section introduces the whole paper by reviewing literature presenting knowledge and evidence from research as well as books or journals related to the study. In addition, the introduction provides rationale or significance, hypotheses, objectives, scope and methods of the study with references to other articles to relate the present study to the known prior knowledge. In other words, it should address reasons leading to the study and inform readers what questions the study is trying to answer. Thus, the introduction should review only pertinent literature and leave out those outside the scope and objectives of the study. Neither should it report results and conclusion of the study.

2. Materials and Methods

Under this second heading, two subheadings are to be included.

2.1 Materials

The material section imparts on details of the materials employed in the study citing chemical names, sources, characteristics or specifications of materials, and experimental samples of animals and patients. Experimentation involving human and animal subjects requires the presentation of relevant details, for instance, whether the samples are patients or normal persons, animal and plant types, number of samples as well as other specific characteristics such as gender, age, weight, and so on.

Research involving experimental procedure on humans and animals must be conducted in full accordance with ethical principles. In this case, the author must be able to identify that the research has been conducted as such and supply evidence that it has been approved by the organization's ethical board.

2.2 Methods

The method section explains experimental methodology, observations or techniques for securing data, experimental procedures, measures of study, data collection, data analyses, and statistics utilized in the analysis of data. The explanation should be adequately detailed so as to allow for repeated experimentation.

3. Results

This part presents findings obtained from experiments and analyses categorized into sections based on objectives of the study. Straightforward findings without too many numbers can be descriptively presented. Complicated findings with numerous numbers and variables should be presented using illustrations, tables, graphs, or charts with the interpretation of the findings in comparison with the suggested hypotheses. (Be careful not to reiterate the results given in the illustrations or tables in the text.)

4. Discussion

Discussion can be drawn from objectives, hypotheses, and findings of the study. It can be discussed whether the present study reveals findings similar to or different from those previously presented, how they are alike or differ, and reasons for such similarities and differences in order for readers to understand and obtain novel knowledge created by the study. The author may discuss advantages and disadvantages of materials and methods employed in the study. New ideas or problems from the study can also be put forward. The author should discuss unexpected findings candidly and offers recommendations on how those findings can be of any use.

5. Conclusion

The conclusion part encompasses the following: a summary of the findings of the study, a statement to show whether the findings correspond with the hypotheses, a conclusion drawn from the discussion, and suggestions for further use of the results as well as further study.

6. Acknowledgements

This one-paragraph section is where the author acknowledges organizations and persons who have made substantive contributions to the study. (It should be remarked, however, that citing in the acknowledgements too many organizations and persons can undermine the article as readers may assume that most of the study has been carried out with assistance from others.)

7. References

References include the list of documents the author has cited in the text. References are indicated by superscript Arabic numbers right after the cited names or statements and should be numbered consecutively (for example, [1,3,6] or [1-3]. They should be neither indented nor parenthesized. The same numbers must be used for repeated references. Using abstracts as references and unpublished data must be avoided.

All references in the list should be numbered consecutively as they appear in the text, following the Vancouver system. Abbreviated names of journals must follow the reference style in the PubMed (http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi). If a journal name does not appear in the PubMed, then the Index Medicus should be applied.

7.1 Journal references

Names of all authors must be included if there are no more than six authors. If there are more than six authors, only the first six names are included followed by 'et al.' in English and 'และคณะ' in Thai.

7.1.1 English Journals

References of English journals should contain the following: name of author. title of article. title of journal followed by year of publication;volume:page numbers. (As for the author's name, last name precedes first initials of first and middle names. Christian calendar is used for publication year.) Below is an example:

Harnirattisai C, Inokoshi S, Shimada Y, Hosada H. Interfacial morphology of an adhesive composite resin and etched caries-affected dentin. Oper Dent 1992;17:222-8.

7.1.2 Thai Journals

References of Thai journals must have the following: name of author. title of article. title of journal followed by year of publication;volume:Page numbers. (Both first and last names are written in full forms. Buddhist calendar is used for publication year.) An example is given below:

ธีรลักษณ์ สุทธเสถียร, สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, ณัฐพงศ์ สิรินทวัฒน์, วีระศักดิ์ ไพรัชเวทย์, ประภากร จำนงประสาทพร. ประสิทธิภาพของยาชาอาร์ติเคนและยาชาลิโดเคนในการผ่าตัดฟันกรามคุดล่างซี่ที่สาม. ว ทันต มหิดล 2548;25:59-66.

7.1.3 Organizational authors

Journal references with organizational authors should have the following: name of organization. title of article. title of journal followed by year of publication;volume:page numbers., e.g.,

คณะผู้เชี่ยวชาญจากสมาคมอุรเวชแห่งประเทศไทย. เกณฑ์การวินิจฉัยและแนวทางการประเมินการสูญเสียสมรรถภาพของโรคระบบการหายใจเนื่องจากการประกอบอาชีพ. แพทยสภาสาร 2538;24:190-204.

Council on Dental Materials and Devices. New American Dental Association Specification No. 27 for direct filling resins. J Am Dent Assoc 1977;94:1191-4.

7.2 Book references

7.2.1 Book references with individual authors

Book references with individual authors must be written as follows: name of author. title of book followed by edition. city of publication:publisher; year of publication:page numbers., e.g.,

มนัส โรจน์วราการ, สุทัศ รักประสิทธิ์กูล. ฟันคุด พิมพ์ครั้งที่หนึ่ง. กรุงเทพมหานคร:โรงพิมพ์สุทธิสารการพิมพ์;2530:14-15.

Ringsven MK, Bond D. Gerotology and leadership skills for nurses 2nd ed. Albany (NY):Delmar Publishers;1996:215-30.

7.2.2 Book references with organizational authors

Book references with organizational authors should be written as follows: name of organization. title of book. city of publication:publisher; year of publication., e.g.,

องค์กรผู้บริหารคณะทันตแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย. ฟันดีมีใช้ตลอดชีวิต. กรุงเทพมหานคร:โรงพิมพ์บริษัทชัตเตอร์แอนด์อิงค์;2538.

Virginia Law Foundation. The medical and legal implication of AIDS. Chalottevill:The Foundation;1987.

7.2.3 Book or textbook references with authors and editors

References of books with authors and editors must contain the following: name of author. title of cited chapter. In:name of editors, (use the word ใน in Thai) editor. title of book. edition. city of publication: publisher;year of publication.page numbers.,e.g.,

สุทัศ รักประสิทธิ์กูล. ภาวะแทรกซ้อนเฉพาะที่จากการฉีดยาชาเฉพาะที่. ใน:สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, บรรณาธิการ. ตำรายาชาเฉพาะที่@ทันตกรรม. พิมพ์ครั้งที่หนึ่ง. กรุงเทพมหานคร:โรงพิมพ์เท็กซ์แอนด์เจอร์นัลพับลิเคชั่นจำกัด;2548:333-50.

Yamada KM. Fibronectin and other cell interactive glycoproteins. In: Hay ED, editor. Cell biology of extracellular matrix. 2nd ed. New York:Plenum Press;1991:111-46.

7.2.4 Book references with editors and several authors writing separate chapters

The following are needed for references of books with editors and several authors writing separate chapters: name of author. title of cited chapter. In:name of editors, (use the word ใน in Thai) editor. title of book. edition. city of publication: publisher;year of publication.page numbers.,e.g.,

สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, ธีรลักษณ์ สุทธเสถียร. กายวิภาคในการฉีดยาเฉพาะที่. ใน:สุทัศ รักประสิทธิ์กูล, บรรณาธิการ. ตำรายาชาเฉพาะที่@ทันตกรรม. พิมพ์ครั้งที่หนึ่ง. กรุงเทพมหานคร:โรงพิมพ์เท็กซ์แอนด์เจอร์นัลพับลิเคชั่นจำกัด;2548:99-146.

Philipps SJ, Whisnant JP. Hypertension and stroke. In:Largh JH, Brenner BM, editors. Hypertension:pathophysiology, diagnosis, and management. 2nd ed. New York:Raven Press;1995:465-78.

7.3 Dissertation references

Dissertation references should be written as follows: name of author. title of dissertation (type of degree). department,faculty. city:university;year of degree conferring.,e.g.,

ชุติมา สว่าง. ผลของยาสีฟันฟลูออไรด์ที่ผสมไซลิทอลต่อปริมาณเชื้อมิวแทนส์ สเตร็พโตคอกไซและแลคโตแบซิไล (ประกาศนียบัตรบัณฑิต). ทันตกรรมสำหรับเด็ก, มหาวิทยาลัยมหิดล. กรุงเทพมหานคร:มหาวิทยาลัยมหิดล;2547-2548.

Rassameemasmaung S. Effects of porphyromonas gingivalis on human gingival fibroblasts (Doctor of Philosophy). Oral biology, Mahidol University. Bangkok:Mahidol University;2002.

7.4 Conference paper references

7.4.1 Conference documents

References of conference documents are written as follows: name of author. title of document. title of conference. year month date;venue;year of publication.,e.g.,

Royce JC. Finches of Du page County. Page read at 2nd Annual conference on bird-watching. 1986 May 24-26;Midland University, Illinois:Flat Prairie;1986.

7.4.2 Reports published in series

The following must be included for references of reports published in series: name of author. title. country of publication. publisher;year of publication.,e.g.,

กองทันตสาธารณสุข, กรมอนามัย, กระทรวงสาธารณสุข. รายงานผลการสำรวจสภาวะทันตสุขภาพแห่งชาติครั้งที่ 5 พ.ศ. 2543-2544. ประเทศไทย. กรุงเทพมหานคร. โรงพิมพ์บริษัทสามเจริญพาณิชย์ (กรุงเทพ) จำกัด;2545.

Fluoride and human health. WHO Monograph;1970. Series no. 59.

7.4.3 Proceedings

References of proceedings should contain the following: name of author. itle. In:ame of editors, (use the word ใน in Thai) editors. title of proceedings;year month date of conference; venue. city of publication:publisher;year of publication:page numbers.,e.g.,

Hotz PR. Dental plaque control and caries. In:Lang PN, Attstrom R, Loe H, editors. Proceedings of European Workshop on Mechanical Plaque Control;1998 May 9-12;Berne, Switzerland. Chicago:Quintessence publication; 1998:35-49.

7.5 Newspaper article references

Newspaper article references contain the following: name of author. title of article. title of newspaper followed by date month year of publication;section:page numbers (column number).,e.g.,

เพลิงมรกต. หมอ. หนังสือพิมพ์ไทยรัฐ วันที่ 30 สิงหาคม 2539;23. (คอลัมน์ 5)

Rensberger B, Specter B. CFCs may be destroyed by natural process. The Washington Post 1989 Aug 7;Sect. A:2(col.5).

7.6 Electronic references

Electronic references are of two groups:

7.6.1 Online references from homepages and websites

Online references must be written as follows: name of author. title of article. title of journal (media type) followed by year of publication (date month year of retrieval); volume (number): (illustration). source.,e.g.,

Morse SS. Factors in the emergence of infections disease. Emerg Infect Dis (serial online) 1995 Jan-Mar (cited 1996 Jun 5);1(1):(24 screens). Available from:URL:http://www/cdc.gov/ncidod/EID/eid.htm.

7.6.2 Other electronic references including CD-ROM, diskettes, other computer databases

An example of other electronic references is given below:

CDI,clinical dematology illustrated (monograph on CD-ROM). Reeves JRT, Maibach H. CMEA Multimedia Group, producers. 2nd ed. Version 2.0 San Diego:CMEA;1995.

7.7 Audio-visual aid references

Audio-visual aid references should be written as follow: title of article (videocassette). city of manufacturing: manufacturer;year of manufacturing.,e.g.,

HIV+/AIDS: the facts and the future (videocassette). St. Louis (MO):Mosby-year Book;1995.

Illustrations

1. All illustrations must be concisely titled in English and numbered in order of appearance in the text using Arabic notation. They can be drawings, photographs, diagrams or graphs.
2. Titles and legends must be typed underneath the illustrations which are submitted on separate pages. Color names, dying techniques, and magnification rates may be provided after legends or designated as bars within the illustrations. Symbols, arrows, or letters within the illustrations must be clearly identified.
3. A box must be left in the text to indicate the area where each illustration will be put and marked within the illustration "Illustration 1", e.g.,

Illustration 1

4. Both color and black & white photographs can be used. As for color photographs, high-quality glossy prints of 8.9×14 cm. (postcard) are required. The title, number and author's name should be indicated on the back of each photograph lightly in pencil so as not to leave any unwanted mark on the front. Also indicate the top edge of each photograph. All illustrations should not be adhered to anything and must be placed in a separate envelop. Digital photographs should not be embedded in the text. Instead they should be separately filed. High resolution photographs of no less than 300 dpi must be saved on a diskette or a CD-ROM. They can be in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tiff, gps, fpg, etc.). To avoid blur and fuzz, polaroids should not be used.

5. Radiographs should not be printed directly from the x-rays as the prints may be different from their originals. Black & white prints should be obtained from copies of the original x-rays. Scans of radiographs should not be used either.

6. Line drawings, graphs or charts must be drawn or printed with explanatory ordinate and abscissa in black & white on glossy paper.

7. Prints from slides are required.

8. If all or parts of previously published illustrations are used, permissions must be obtained from the copyright holder concerned and the permissions must be indicated.

Tables

1. Each table should be typed on a separate page. A box must be left in the text to indicate the area where each table will be put and marked within table "Table 1".

2. Tables should be numbered consecutively and should have a concise explanatory title in English written over each table. Tables should be kept to the minimum essential for proper presentation of the results.

3. Each table must be typed with the footnote explaining abbreviations, symbols, or statistical values (if any) appearing on the table. Table footnotes should not be numbered using Arabic numerals as they may be mixed up with the references. To avoid such confusions, symbols such as *, +, #, ** may be used instead.

4. Tables should contain no vertical lines, horizontal lines, and borderlines.

Review Process

It is imperative that authors prepare manuscripts in accordance with the format guidelines of the Journal. The manuscripts must be checked and proofread for accuracy before being submitted to the editor.

Manuscripts will be reviewed by at least two experts in the field. Review process generally takes two to eight weeks. The Journal then informs the corresponding author of the result of the review process.

Manuscripts with potential for publication will be sent to the authors for revision. When all revisions and changes are made according to the referees' comments, revised manuscripts must be submitted to the editor within a set period. **Otherwise, the Journal will assume the author no longer wants to publish his or her manuscript**.

The Editor will notify the author when the manuscript is accepted for publication. The final version of revised manuscript must be saved on diskette or CD-ROM and submitted along with the diskette or CD-ROM. The author must keep a copy of the manuscript for later reference or confirmation.

During the printing process, the Editor will send the artwork of the manuscript to the corresponding author once for proofreading and checking for academic accuracy. **(If the author does not return the proofread manuscript within a set period, the Journal will assume the author no longer wants to publish his or her manuscript.)** The Editor will not send the manuscript to the author for proofreading again but more proofreading will be carried out by the editorial board to enable faster printing process.

Authors will be informed of review results and manuscripts unaccepted for publication will be returned to the authors. The Journal reserves the right not to consider manuscripts that have not been prepared in accordance with the Journal's guidelines.

Copyright

To conform to the copyright law, all authors are required to assign and transfer the copyright on their articles and original manuscripts to *Mahidol Dental Journal*. Authors must also attest that the manuscript is previously unpublished and that the manuscript is submitted to the Journal only and is not currently under consideration elsewhere and the research reported will not be submitted for publication elsewhere no matter in what languages the manuscript is prepared. Manuscripts under multiple publication policy are exempt from the said practice.

Articles published in *Mahidol Dental Journal* are the copyright of the Journal. No part of the articles may be copied, modified, reproduced or utilized in any form for any purposes without permission from the Journal.

The contents and opinions presented in the articles published in *Mahidol Dental Journal* belong specifically to the author, not necessarily shared by the Journal's editorial board.

Permission and Waivers

Permission of the copyright holders must be obtained in writing for the direct use of illustrations or tables previously published and under copyright (except for reference use). Written permission must be submitted to the Editor before the manuscript can be published.

Quotations must be written in quotation marks and references must be identified for each quotation. Permission of author is required for quotations exceeding 5 lines.

Waivers must be obtained in writing for photographs showing potentially identifiable persons and waivers must be presented to the Editors.

Reprints

Authors will be given 20 copies of reprints and 1 copy of the Journal. If additional reprints and journal or reprints with color illustrations are desired, they must be ordered when the final revised version of the article is submitted to the Editor. An extra amount will be charged for additional reprints, journals, and color illustrations based on the price fixed by the publishing house.

Readers' Comments

Readers' comments on articles or other matters are welcome. These should be sent to the Editor via mail, fax or e-mail at the address given above.

Advertising and Subscription

Contact the Editor at the above address for advertising, order and subscription.

Subscription Rates

Mahidol Dental Journal is published as one volume of three issues annually (January-April, May-August, and September-December). Subscription rates for one issue are: 150 Baht for domestic order and 400 Baht for international order (including shipping and handling).

Subscription and Membership Payment

Please mail an order form with money order payable to "Ms. Sirilux Promvisut" to the Editor at the address provided above.

วิทยาสารทันตแพทยศาสตร์มหิดล
Mahidol Dental Journal
ปีที่ ๓๐ ฉบับที่ ๑ ม.ค.-เม.ย. ๒๕๕๓ Volume 30 Number 1 Jan-Apr. 2010

สารบัญ

Contents