

tuyển trung ương và tuyển tỉnh, lượng CTYT phát sinh chỉ khác biệt ở chất thải không lây nhiễm [4]

V. KẾT LUẬN

Kết quả nghiên cứu trên 40 bệnh viện đa khoa công lập cho thấy thực trạng phát sinh chất thải y tế tại các bệnh viện đa khoa công lập với tỷ lệ các loại chất thải: chất thải y tế thông thường 90%, chất thải y tế lây nhiễm 9,7%, chất thải y tế. Lượng chất thải phát sinh tại các bệnh viện trung vị 1,2707 kg/ngày/giường, trung bình $2,4793 \pm 4,1131$ kg/giường/ngày. Trong đó chất thải rắn nguy hại không lây có lượng thấp nhất với trung vị 0,0007 kg/ngày/giường, trung bình $0,0068 \pm 0,0139$ kg/giường/ngày, chất thải lây nhiễm trung vị 0,1677 kg/ngày/giường, trung bình $0,2405 \pm 0,2749$ kg/ngày/giường. So sánh lượng chất thải phát sinh theo kg/ngày/giường cho thấy tuyển trung ương phát sinh nhiều nhất, tiếp đến là tuyển tỉnh và tuyển huyện có lượng phát sinh ít nhất. Từ nghiên cứu cho thấy cần có các biện pháp giảm thiểu lượng phát sinh chất thải đặc biệt là các bệnh viện tuyển tỉnh, cần có các biện pháp trong việc giảm thiểu lượng chất thải lây nhiễm.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. **Bộ Y tế** (2021). Quy định quản lý chất thải y tế trong phạm vi khuôn viên cơ sở y tế. Ban hành kèm theo Thông tư 20/2021/TT-BYT.

2. **Nguyễn Huy Nga and Nguyễn Thanh Hà** (2015), Quản lý chất thải y tế cho cán bộ quản lý, Nhà xuất bản Y học, Bộ Y tế.
3. **Chartier, Y, Emmanuel, J, Pieper, U, et al.** (2014), Safe management of wastes from health-care activities, World Health Organization.
4. **Đàm Thương Thương** (2021), Thực trạng quản lý chất thải y tế tại bệnh viện tuyến trung ương, tuyển tỉnh năm 2015-2016 và hiệu quả giải pháp giám sát chủ động, Học viện Quân Y.
5. **Phạm Minh Khuê and Khuê P.Đ.** (2015). Thực trạng quản lý chất thải y tế tại các bệnh viện huyện thành phố Hải Phòng năm 2013. Tạp Chí Tế Công Cộng, (35), 17–22.
6. **Akter N., Chowdhury A., and Kazi N.** (1998), Hospital Waste Disposal in Bangladesh with Special Reference to Dhaka City and its Environmental Evaluation, .
7. **Debere M.K., Gelaye K.A., Alamdo A.G., et al.** (2013). Assessment of the health care waste generation rates and its management system in hospitals of Addis Ababa, Ethiopia, 2011. BMC Public Health, 13, 28.
8. **Sorsa M., Hemminki K., and Vainio H.** (1985). Occupational exposure to anticancer drug--potential and real hazards. Mutat Res, 154(2), 135–149.
9. **Bazrafshan E. and Mostafapoor F.K.** (2011). Survey of medical waste characterization and management in Iran: a case study of Sistan and Baluchestan Province. Waste Manag Res J Int Solid Wastes Public Clean Assoc ISWA, 29(4), 442–450.
10. **Eker H.H. and Bilgili M.S.** (2011). Statistical analysis of waste generation in healthcare services: a case study. Waste Manag Res J Int Solid Wastes Public Clean Assoc ISWA, 29(8), 791–796.

TÍNH KHÁNG MỖI CHU KỲ TỈNH VÀ ĐỘNG CỦA HỆ THỐNG TRÂM QUAY NICKEL – TITANIUM

Trần Thuận Lộc¹, Lê Hoàng Lan Anh¹,
Nguyễn Thu Thủy¹, Phạm Văn Khoa¹

TÓM TẮT

Mục tiêu: Nghiên cứu so sánh đặc tính kháng mỏi chu kỳ tỉnh và động của hệ thống trâm quay NiTi ProTaper Universal F2 khi cho quay trong ống tủy cong kép hình chữ S ở nhiệt độ 37°C. **Đối tượng và phương pháp nghiên cứu:** thử nghiệm nghiên cứu in vitro trên 20 trâm PTU F2 có độ kích thước 25 và độ xoắn 6% (25/0.06) tất cả đều ở chiều dài 25mm. Trâm được cho quay trong ống tủy nhân tạo bằng thép không gỉ có hình dạng cong kép hình chữ S cho

đến khi gãy. Cả hai nhóm đều được điều khiển bởi máy motor nội nha X-Smart Plus với chế độ quay liên tục và tốc độ quay 250 vòng/phút. Trong thử nghiệm tỉnh, trâm quay tại một chiều dài làm việc cố định, không kèm theo chuyển động theo trục dọc của trâm. Trong thử nghiệm động, trâm quay kèm theo chuyển động tới lui theo trục dọc của trâm với biên độ cố định. Ở cả hai thử nghiệm trên, hệ thống ống tủy đều được ổn định ở nhiệt độ 37°C ($\pm 0,5^\circ\text{C}$). Thời gian từ lúc bắt đầu quay đến khi gãy được ghi nhận lại bằng đồng hồ bấm giờ điện tử. Giá trị thể hiện tính kháng mỏi chu kỳ là số vòng quay được đến khi gãy, được xác định bằng cách nhân thời gian quay được đến khi gãy và tốc độ quay. **Kết quả:** Số vòng quay được đến khi gãy của trâm PTU F2 ở thử nghiệm động ($499,33 \pm 176,68$) cao hơn có ý nghĩa so với thử nghiệm tỉnh ($95,48 \pm 33,49$). **Kết luận:** Hệ thống trâm quay NiTi PTU F2 có tính kháng mỏi chu kỳ động cao hơn tính kháng mỏi chu kỳ tỉnh.

¹Đại học Y Dược TP. Hồ Chí Minh

Chịu trách nhiệm chính: Lê Hoàng Lan Anh

Email: lhanh@ump.edu.vn

Ngày nhận bài: 29.9.2022

Ngày phản biện khoa học: 28.10.2022

Ngày duyệt bài: 10.11.2022

Từ khóa: Tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh; tính kháng mỏi chu kỳ động; ống tủy cong kép.

SUMMARY

STATIC AND DYNAMIC CYCLIC FATIGUE OF NICKEL -TITANIUM ROTARY FILE

Objectives: Comparative study on static and dynamic cyclic fatigue resistance of the ProTaper Universal F2 rotary file system when rotated in an S-shaped double-curved canal at 37°C. **Materials and methods:** An in vitro research on 20 PTU F2 files with size 25 and taper 6% (25/0.06) all at 25mm in length. The file is rotated in a stainless steel artificial root canal with a double curved S-shape until it breaks. Both groups are operated by the X-Smart Plus endodontic motor with continuous rotational mode and 250 rpm speed. In the static test, the file rotates at a fixed working length, with no movement in the longitudinal axis of the file. In the dynamic test, the file rotates with an in-and-out motion along the longitudinal axis of the file with a fixed amplitude. In both tests, the root canal system was stabilized at 37°C ($\pm 0.5^\circ\text{C}$). The operating time from the start of the rotation to the separation was recorded with an electronic chronograph. The value representing the cyclic fatigue resistance is the number of cycles to failure (NCF), determined by multiplying the rotational time until fracture and the rotational speed. **Results:** The number of cycles to failure NCF of the PTU F2 file in the dynamic test ($499.33 \pm 176,68$) was significantly higher than in the static test (95.48 ± 33.49).

Keywords: static and dynamic cyclic fatigue; S-shape artificial canal.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Dụng cụ quay nội nha Nickel – Titanium cho thấy những ưu điểm vượt trội so với dụng cụ bằng thép không gỉ, chẳng hạn như tốc độ quay, tính đàn hồi vượt trội và ít khiếm khuyết hơn[2]. Gãy dụng cụ trong ống tủy là biến chứng thường gặp trong quá trình sửa soạn ống tủy. Sự căng và nén lặp đi lặp lại theo chu kỳ tại điểm có độ uốn cao nhất trong suốt quá trình dụng cụ quay trong lúc dụng cụ quay trong ống tủy cong dần đến gãy do mỏi chu kỳ[6]. Thử nghiệm tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh (trâm quay tại một chiều dài làm việc cố định) và tính kháng mỏi chu kỳ động (có sự thay đổi chiều dài làm việc trong lúc trâm quay) được sử dụng nhiều để đánh giá khả năng kháng mỏi chu kỳ của trâm nội nha[1],[4]. Thử nghiệm tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh được thực hiện không kèm theo chuyển động theo trục dọc trâm nội nha, nghĩa là trâm quay trong ống tủy nhân tạo với một chiều dài làm việc cố định đến khi trâm gãy. Trong khi đó thử nghiệm kháng mỏi chu kỳ động có kết hợp thêm chuyển động theo trục dọc của trâm trong ống tủy nhân tạo, mô phỏng theo động tác sửa soạn ống tủy sử dụng trên lâm sàng[3]. Động tác đưa tay

khoan nội nha tới và lui theo trục dọc của trâm được cho rằng kéo dài thời gian trâm bị gãy do mỏi chu kỳ[3],[5], do lực ứng suất được phân bố dọc theo chiều dài của dụng cụ, trong khi thử nghiệm quay tại chỗ thì ứng suất tập trung tại một điểm[3]. Vì vậy động tác đưa dụng cụ tới lui trong ống tủy được kì vọng có hiệu quả trong việc giảm sự mỏi chu kỳ[4].

Cho đến nay, đã có nhiều nghiên cứu so sánh tính kháng mỏi chu kỳ của các hệ thống trâm, nhưng đa phần các thử nghiệm đều thực hiện ở thử nghiệm tĩnh. Trên cơ sở đó, đề tài này tiến hành nghiên cứu so sánh tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh và động của hệ thống trâm quay NiTi ProTaper Universal F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Thụy Sĩ). Qua đó, nghiên cứu này cung cấp cho bác sĩ Răng Hàm Mặt những thông tin cần thiết và thao tác đúng nhằm đạt được sự an toàn cao nhất trong công việc điều trị nội nha.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

Đối tượng nghiên cứu. 20 Trâm quay NiTi nội nha Protaper Universal F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Thụy Sĩ) chiều dài 25 mm (25/0.06) chưa qua sử dụng, bề mặt trâm nguyên vẹn, không có bất kỳ khiếm khuyết nào khi quan sát dưới kính hiển vi quang học. Được chia thành 2 nhóm: thử nghiệm tĩnh (n=10) thử nghiệm động (n=10).

Phương tiện nghiên cứu: Máy nội nha X-Smart Plus (Dentsply Sirona, Mỹ).

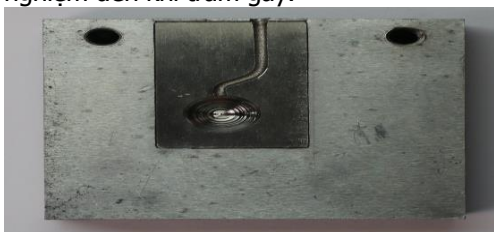
Một ống tủy cong nhân tạo làm bằng thép không gỉ được thiết kế theo mô tả của Koray Yilmaz và cộng sự (2017): một ống hình trụ, có đường kính trong 1,5 mm; tổng chiều dài 18 mm; có hai đoạn cong tạo hình hình chữ S, một đoạn cong ở thân và một đoạn cong ở đoạn chóp. Đoạn cong thân có góc 60° , bán kính đoạn cong 5 mm và tâm đoạn cong cách chóp 8 mm. Đoạn cong chóp có góc 70° , bán kính đoạn cong 2 mm và tâm đoạn cong cách chóp 2 mm (Hình 1)[8].

Hệ thống bàn thử nghiệm gồm có hai phần: phần di động và phần cố định. Phần di động là nơi gắn tay khoan nội nha X-Smart Plus (Dentsply Sirona, Mỹ). Phần cố định là nơi gắn ống tủy làm bằng thép không gỉ được thiết kế theo mô tả của Koray Yilmaz và cộng sự (2017)[8]. Dầu bôi trơn silicone ShinEtsu KF-96-10CS (Japan); Đồng hồ bấm giờ điện tử GC với độ chính xác 1/100 giây. Kính hiển vi điện tử quét SEM (JEOL, JSM-IT100; JEOL Ltd, Tokyo, Japan).

Phương pháp nghiên cứu:

Thiết kế nghiên cứu. Nghiên cứu in vitro, người đánh giá độc lập.

Phương pháp thực hiện. Cho trâm quay trong ống tủy thép với tốc độ quay 250 vòng/phút cho đến khi trâm gãy, thời gian trâm quay được đến khi gãy được ghi nhận lại bằng đồng hồ bấm giờ với độ chính xác 1/100 giây. Ở thử nghiệm tĩnh, điều chỉnh vị trí tay khoan cố định sao cho đầu dụng cụ ở vị trí cuối cùng của ống tủy và thực hiện thử nghiệm đến khi trâm gãy.



Hình 1: Ống tủy thép được thiết kế theo mô tả của Koray Yilman (2017)[8]

Ở thử nghiệm động, điều chỉnh vị trí tay khoan sao cho đầu dụng cụ ở vị trí bắt đầu đoạn cong đầu tiên của ống tủy, tức là các chóp 10 mm và thực hiện thử nghiệm kèm theo vận động tới lui liên tục của tay khoan về phía chóp với biên độ vận động 10 mm.

Hệ thống bàn vận động thử nghiệm được ngâm trong bể thủy tinh chứa dầu silicone bôi trơn sao cho phần ống tủy thép được ngâm hoàn toàn trong dầu bôi trơn. Đảm bảo trong suốt quá trình thử nghiệm, trâm luôn được bôi trơn, hạn chế tối đa việc sinh nhiệt do ma sát và luôn ổn định nhiệt độ 37°C ($\pm 0,5^{\circ}\text{C}$). Nhiệt kế điện tử độc lập có màn hình hiển thị và đầu dò nhiệt ngâm trong dầu để kiểm tra nhiệt độ dầu trong bể. Toàn bộ quá trình của từng thử nghiệm được ghi lại bằng máy ghi hình kỹ thuật số Canon 70D để xác định chính xác thời điểm gãy của trâm. Số vòng quay được đến khi gãy là đại lượng thể hiện khả năng kháng mỏi của dụng cụ và được tính bằng cách nhân thời gian quay được đến khi gãy và tốc độ quay. Bề mặt gãy được khảo sát bằng kính hiển vi điện tử quét SEM (JEOL, JSM-

IT100; JEOL Ltd, Tokyo, Japan) sau khi được làm sạch bằng cồn.



Hình 2: Hệ thống thử nghiệm tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh và động

Mỗi trâm của từng nhóm được đưa vào hệ thống thử nghiệm và cho quay với tốc độ 250 vòng/phút cho đến khi gãy. Thời gian quay được đến khi gãy được ghi nhận bằng đồng hồ bấm giờ với độ chính xác 1/100 giây. (hình 2)



Hình 3: Trâm PTU F2 trước (hình A) và sau (hình B) khi thực hiện thử nghiệm

Xử lý và phân tích số liệu. Số liệu được nhập và xử lý bằng phần mềm Microsoft Excel 2019 và phân tích bằng phần mềm Stata 14.2. Sử dụng phép kiểm Shapiro – Wilk để kiểm tra phân phối chuẩn của số liệu và phép kiểm t cho hai mẫu độc lập để so sánh số vòng quay được giữa hai thử nghiệm tĩnh và động với mức ý nghĩa của $p < 0,05$.

III. KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

Giá trị nhỏ nhất, giá trị lớn nhất, giá trị trung bình và độ lệch chuẩn của số vòng quay được đến khi gãy của trâm PTU F2 ở hai thử nghiệm tĩnh và động được thể hiện trong bảng 1. Nghiên cứu sử dụng phép kiểm t để so sánh giá trị trung bình của hai mẫu độc lập có phân phối chuẩn.

Bảng 1: Số vòng quay được đến khi gãy của trâm PTU F2 ở thử nghiệm tĩnh và động.

Nhóm	n	Trung bình	Độ lệch chuẩn	Giá trị nhỏ nhất	Giá trị lớn nhất
Thử nghiệm tĩnh	10	95,48	33,49	53,71	139,13
Thử nghiệm động	10	499,33	176,68	280,16	858,29

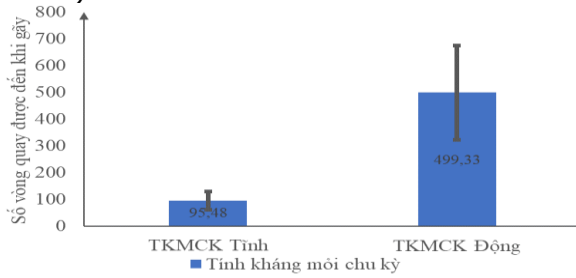
Phép kiểm t với hai mẫu độc lập, $p < 0,05$

Kết quả cho thấy số vòng quay được ở thử nghiệm động (trung bình: 499,33; độ lệch chuẩn: 176,68) cao hơn so với số vòng quay được đến khi gãy ở thử nghiệm tĩnh (trung bình: 95,48; độ lệch chuẩn 33,49). Sự khác biệt này có

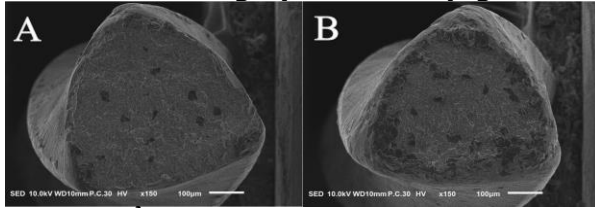
ý nghĩa thống kê ($p < 0,05$).

Khi quan sát dưới kính hiển vi điện tử quét (SEM), bề mặt trâm trong thử nghiệm kháng mỏi chu kỳ thể hiện những đặc trưng: vùng khởi phát gãy và vùng gãy nhanh do quá tải. Trên thân

trâm không phát hiện những vùng biến dạng dẻo (Hình 4).



Biểu đồ: Số vòng quay được của trâm PTU F2 ở thử nghiệm tĩnh và động



Hình 4: Ảnh khảo sát bề mặt gãy của trâm PTU F2 ở thử nghiệm tĩnh (A) và thử nghiệm động (B) dưới kính hiển vi điện tử quét SEM.

IV. BÀN LUẬN

Kết quả cho thấy số vòng quay được đến khi gãy của trâm PTU F2 ở thử nghiệm động cao hơn ở thử nghiệm tĩnh. Kết quả này tương tự với nhiều nghiên cứu khác trên thế giới[3],[7]. Keles và cộng sự kết luận rằng 4 hệ thống trâm với chế độ quay qua lại WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc, Reciproc Blue đều cho thấy tính kháng mỏi chu kỳ động cao hơn có ý nghĩa so với tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh khi cho quay trong ống tùy cong chữ J ở nhiệt độ 37 °C[3]. Myint và cộng sự (2020) cũng đã kết luận với hai hệ thống trâm quay liên tục ProTaper Gold và HyFlex EDM đều có tính kháng mỏi chu kỳ động cao hơn có ý nghĩa so với tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh. Nhưng với hai hệ thống trâm với chế độ quay qua lại là Reciproc Blue và WaveOne Gold, không có sự khác biệt về khả năng kháng mỏi chu kỳ tĩnh và động[7].

Điều này được giải thích rằng trong thử nghiệm tĩnh, trâm quay không kèm theo chuyển động theo trục dọc của trâm, nên ứng suất bởi lực nén và lực kéo dẫn luân phiên và tập trung tại điểm cong nhất của trâm. Những tác động này được tích lũy và tạo ra những cấu trúc vi mô trong liên kết của hợp kim. Trong khi ở thử nghiệm động, ứng suất của lực nén và kéo dẫn được phân bố dọc trên thân trâm theo đường xoắn ốc, do chuyển động theo trục dọc của trâm

trong quá trình quay trong ống tùy cong. Vì vậy, bằng cách hạn chế tập trung ứng suất tại một vị trí trên trâm, khả năng kháng mỏi chu kỳ của dụng cụ được tăng cường đáng kể.

Trên hình ảnh khảo sát bề mặt gãy bằng kính hiển vi điện tử quét (SEM) của trâm PTU F2 ở cả thử nghiệm tĩnh và thử nghiệm động đều hiện diện vùng khởi phát gãy và vùng gãy nhanh do quá tải. Sự hiện diện của các vân lan truyền nứt gãy đặc trưng cho kiểu gãy do mỏi chu kỳ. Hình ảnh này tương tự với kết quả của các tác giả trước đó[3],[4],[5],[7].

V. KẾT LUẬN

Chúng tôi thực hiện nghiên cứu so sánh tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh và động của trâm PTU F2 bằng cách cho trâm quay trong ống tùy thép với hình dạng cong kép hình chữ S ở nhiệt độ 37°C đến khi trâm gãy. Kết quả cho thấy trâm PTU F2 có tính kháng mỏi chu kỳ động cao hơn tính kháng mỏi chu kỳ tĩnh. Sự khác biệt này có ý nghĩa thống kê.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Ferreira F., Adeodato C., Barbosa I., et al. (2017). "Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review". *Int Endod J*, 50 (2), pp. 143-152.
2. Gluskin A. H., Brown D. C., Buchanan L. S. (2001). "A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators". *Int Endod J*, 34 (6), pp. 476-84.
3. Keleş A., Eymirli A., Uyanik O., et al. (2019). "Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures". *Int Endod J*, 52 (6), pp. 880-886.
4. Lopes H. P., Britto I. M., Elias C. N., et al. (2010). "Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110 (3), pp. 401-4.
5. Lopes H. P., Elias C. N., Vieira M. V., et al. (2013). "Fatigue Life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests". *J Endod*, 39 (5), pp. 693-6.
6. Shen Y., Cheung G. S., Peng B., et al. (2009). "Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study". *J Endod*, 35 (1), pp. 133-6.
7. Thu M., Ebihara A., Maki K., et al. (2020). "Cyclic Fatigue Resistance of Rotary and Reciprocating Nickel-Titanium Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests". *J Endod*.
8. Yılmaz K., Uslu G., Özyürek T. (2017). "In vitro comparison of the cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, One G, and ProGlider nickel titanium glide path instruments in single and double curvature canals". *Restor Dent Endod*, 42 (4), pp. 282-289.