ماەنامە علمى پژوھشى

مهندسی ساخت و تولید ایران www.smeir.org



## بررسی پایداری لرزه میکرو فرز دندان پزشکی در لایههای مینا و عاج

# على مختارى<sup>1</sup>، عباس مزيدى<sup>2\*</sup>، محمد مهدى جليل<sub>ه،</sub><sup>3</sup>

1- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران 2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران 3- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران \* يزد، صندوق پستى amazidi@yazd.ac.ir ،89195 -9741

چکیدہ	اطلاعات مقاله
ترمیم دندان یکی از پرکاربردترین عملیات در دندانپزشکی است. در طی این فرایند، برادەبرداری از قسمت پوسیده دندان یا ترمیمشدگیهای آسیبدیده بهکمک ابزار برش با سرعت دورانی بسیار بالا انجام میشود. ابزار برش در این فرایند بسیار شبیه به ابزار مورد استفاده در عملیات میکرو فرزکاری می،اشد. یکی از پدیده های ناخواستهای که در طول عملیات میکرو فرزکاری میتواند رخ دهد، لرزه باززا نام دارد. این پدیده نوعی از ارتعاش خودتحریک ناپایدار است. وقوع پدیده لرزه باززا و ادامه آن باعث کاهش	مقاله پژوهشی کامل دریافت: 16 مهر 1398 داوری اولیه 14 دی 1398 پذیرش: 28 بهمن 1398
میزیکی به دندان یا ابزار میشود. موضوع اصلی این پژوهش، بررسی پایداری لرزه برای ابزار میکرو فرز دندان پزشکی در دو لایه عاج و مینای دندان است. به این ترتیب که ابزار فرز دندان به عنوان یک تیر تیموشنکو یک سر گیردار دوار غیرخطی که به وسیلهی نیروهای براده برداری تحریک میشود، مدل شده است. هم چنین، پارامترهای اثرات اندازه و هندسه واقعی مته دندان پزشکی در این جا در نظر گرفته شده است. ضرایب مخصوص نیروهای براده برداری برای دو لایه اصلی دندان با استفاده از نرمافزار المان محدود به دست آمده است. در ادامه معادلات دیفرانسیل تاخیر زمانی با مشتقات جزئی مربوط به ابزار فرز دندان به صورت تحلیلی حل گردیدهاند. در نهایت، با تغییر پارامترهای قطر ابزار، تعداد دندانه، طول ابزار، و پارامترهای اثر اندازه تأثیر آنها بر وقوع پدیده لرزه باززا در دو لایه اصلی دندان بررسی قرار گرفته است. از نقطه نظر نویسندگان، برای اولین بار در این پژوهش، پایداری لرزه برای ابزار میکرو فرز دندان پزشکی در دو لایه اصلی دندان معاد تر میزار میزار میزار میزار می معاد از این برای اندازه تأثیر آنها بر وقوع پدیده لرزه باززا در دو لایه اصلی دندان براسی	<b>کلیدواژگان:</b> میکرو فرز دندانپزشکی لرزه باززا تیر تیموشنکو غیرخطی اثرات اندازه حل تحلیلی

## Chatter stability investigation of micro-milling dental bur at enamel and dentin layers

## Ali Mokhtari, Abbas Mazidi<sup>\*</sup>, Mohammad Mahdi Jalili

Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran \* P.O.B. 89195-9741 Yazd, Iran, amazidi@yazd.ac.ir

#### **Article Information** Abstract Original Research Paper Tooth restoration is the most frequent operation in dentistry. During this process, chip can be removed from Received: 8 October 2019 carious or damaged restoration part of tooth by a high-speed rotating dental bur. The dental bur used in this First Decision: 4 January 2020 process is very close to a micro-milling tool. An undesired phenomenon that can occur during micro-milling Accepted: 17 February 2020 operations is called regenerative chatter. This is a kind of unstable self-generative vibration. Incidence of this event may leads to limit the efficiency of dentistry through a diminution in the dental bur life-time and Keywords: physical harm to the tooth or dental bur. The main object of current research is chatter stability investigation Micro-Milling Dental Bur Regenerative Chatter of dental bur in enamel and dentin layers. The dental bur is modeled as a nonlinear rotating clamped-free Nonlinear Timoshenko Beam Timoshenko beam that is excited by cutting forces. In addition, the length scale parameters and real geometry Length Scale Parameters of dental bur are considered here. The specific cutting force coefficients for the two main dental layers are Analytical Solution obtained by using finite element software. The delay partial differential equations of dental bur are solved in analytical form. Finally, the effects of the tool diameter, the number of the cutter flutes, the tool length, and length scale parameter on the chatter stability in the two main layers have been investigated. To the best author's knowledge, the chatter stability for the dental bur in the two main layers is obtained for the first time in current study by using analytical procedure. 1- مقدمه می شوند.

لایههای مینا و عاج دو بخش مهم تشکیل دهنده عضو غیر همگن زمان قابل توجهی از یک دندان پزشک صرف خالی کردن دندان هستند. بافتهایی از دندان که در اثر پوسیدگی یا سایر ۷ لایههای مختلف دندان می شود که اصولاً با احساس ناخوشایند آسیبها ملتهب می شوند به کمک دندان پزشکان از دندان جدا درد و ارتعاش برای بیماران همراه است. بنابراین، مطالعه و

#### Please cite this article using:

### برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. Mokhtari, A. Mazidi, M. M. Jalili, Chatter stability investigation of micro-milling dental bur at enamel and dentin layers, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 7, No. 7, pp. 1-13, 2020 (in Persian)

برش در دندان پزشکی را منتشر کردند. آنها مشخصات موجهای فرکانسی را با آشکارسازی ارتعاشات صوتی ناشی از وسایل برش در یک بلوک عاج به کمک یک سوزن دستگاه ضبط بررسی کردند. تاکاموری و همکاران [9] ترمیم دندان را شبیه به فرایند دریل کاری دانستند و ارتعاشات ناشی از دریل کاری سرعت بالا را با ارتعاشسنج لیزری اندازه گرفتند. نتایج نشان داد فرکانس اوج در دریل کاری با شرایط آزمایشگاهی 5 KHz بود که نزدیک به حد حساسیت شنوایی انسان است. ریتکن [10] در پایاننامه خود به بررسی نویز و ارتعاشات فرکانس بالا در دندان پزشکی پرداخت. او ارتعاشات هندپیس، دست پزشک و ابزار برشی را بررسی کرد. نتایج این پایاننامه بیان میکند که فرکانس ارتعاشات هندپیس زیاد است. در مطالعهای دیگر پول و همکاران [11] تحقیق کردند که ارتعاشات هندپیس دندان پزشکی می تواند باعث ارتعاشات دست و بازو دندان یز شک و یا ترک مینای دندان شود. مقدم و همکاران [3] با نظر به تئوریهای فرزكاری فلزات، مدلی از نيروی برشی در شبيهسازی سوراخ كارى استخوان ارائه دادند. طبق تحقيقات جكسون [4] پیرامون سوراخ کاری ایمپلنت ، معادلات برش فلزات را برای ماشین کاری سرعت بالای استخوان و دندان نیز می توان به كاربرد؛ بنابراین پزشكان با كمك روش مدلسازی مكانیكی فرایندهای برش دندان نیز قادر به محاسبه نیروی برشی مورد نیاز خواهند بود. هامرسم [12] در نرمافزار شبیهسازی، از یک مته استوانه بهعنوان ابزار استفاده و نيروى ابزار را در حالت شبیهسازی با حالت واقعی مقایسه کرد. او پس از تعریف مدلی رياضي براي نيروها كه مشابه مدل نيرويي فرزكاري معمولي است نیرو را محاسبه و با نیروی بهدست آمده از آزمایشهای خود مقایسه کرد. وو و همکاران [13] یک مدل بهبود یافته برای محاسبه نیرو بر پایه تئوری سنگ زنی را برای شبیهسازی تعمیر دندان به کار بردند. نزدیک ترین نوع برش صنعتی به عمل برش دورانی استخوان فک، سوراخکاری و به عمل برش دندان فرزکاری است. ریاحی و همکاران [2] شبیهسازی نیرو و ارتعاشات فرز دندان پزشکی را مورد بررسی قرار دادند. آنها ضرایب مخصوص برش برای دو لایه اصلی دندان را با استفاده از نرمافزار المان محدود بهدست آوردند. همچنین، آنها برای اولین بار ارتعاشات و نیرو در دو لایه اصلی دندان را با استفاده از تئوری تیر تیموشنکو، معادلات نیرویی فرزکاری و در نظر گرفتن ضخامت براده دینامیکی مورد مقایسه و تحلیل قرار دادند.

موضوع اصلى اين پژوهش، بررسى پايدارى لرزه ميكرو فرز دندان پزشکی در لایههای مینا و عاج است. از نقطه نظر بررسی ارتعاشات فرز دندان پزشکی که بهدنبال برداشت بافتهای آسیبدیده و آمادهسازی حفره ترمیم ایجاد می شود از اهمیت بالايي برخوردار است [1].

عملیات میکرو فرزکاری نزدیکترین نوع برش صنعتی به عمل برش دندان است [2]. یکی از اصلی ترین عوامل مخرب در این فرایند، لرزه و ارتعاشات ناخواسته است که در دندان پزشکی باعث ایجاد درد زیاد در ناحیه دندان بیمار و آسیبدیدگی ابزار برش می گردد. لرزه عامل محدود کننده تخلیه دندان با نرخ برادهبرداری بالاست. عمق باردهی زیاد یکی از مهمترین مسائل در بهوجود آمدن لرزه است. ارتعاشات ناپایدار لرزه در واقع نوعی ارتعاش خودتحریک<sup>2</sup>است که این ارتعاشات باعث ایجاد درد بههنگام برادهبرداری زیاد میشود.

## 2- شرح مساله

ساختار دندان بسیار حساس است بهطوریکه آسیبی هرچند کوچک به بافتهای دندان غیر قابل جایگزین و ترمیم طبیعی میباشد. بنابراین، دقت در برداشت بافتهای آسیبدیده از آن در زمینه دندان پزشکی از اهمیت به سزایی برخوردار است. بنابراین، دندان پزشک بعد از تشخیص موقعیت ابزار در دندان [2] می تواند با برادهبرداری در عمق مناسب از ایجاد پدیده مخرب و ناخواسته لرزه جلوگیری نماید. تشخیص موقعیت ابزار در دندان به این معنی است که دندان پزشک بتواند تشخیص دهد که نوک فرز دندان پزشکی در کدام لایه از دندان قرار گرفته است.

در سالهای اخیر، مطالعاتی در زمینه مدلسازی تحلیلی نيروى برش در جراحى استخوان [3، 4- 6] و دندان [7] انجام شده است. با اینحال، کمتر پژوهشی را میتوان یافت که ارتعاشات و پایداری فرز دندان پزشکی را به صورت تحلیلی بررسی کرده باشد و بیشتر ارتعاشات آن به صورت آزمایشگاهی [1] مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین با توجه به قطر نوک متههای دندان پزشکی که در ابعاد یک میلیمتر و کوچکتر از آن هستند، تئوری مکانیک محیط پیوسته کلاسیک توانایی پیشبینی و تشریح درست رفتار ارتعاشی آنها را ندارد. در مورد فرز دندان-پزشکی نیز بهندرت میتوان کاری را پیدا کرد که این متهها را بر اساس تئوریهای محیط پیوسته غیر کلاسیک مدلسازی کرده باشد.

هنری و پیتون [8] محاسبات ابتدایی حول ارتعاشات ناشی از

<sup>1</sup> Chatter <sup>2</sup> Self-excited

فرض می گردد که ابزار در زمان شروع 0 = t در راستای یک خط مستقیم باشد. وضعیت تیر بعد از جابهجاییهای الاستیک مطابق شکل 1 نمایش داده شده است. در این شکل، مختصات مکانی نقطه مرجع در زمان قبل و بعد از تغییر شکل بهترتیب با  $P_0$  و q نمایش داده شده است. همه جابهجاییهای الاستیک ناشی از ارتعاشات برای نقطه مرجع در شکل 2 مشخص شدهاند.

 $w_z(x,t)$  و  $w_y(x,t)$  توابع (x,t) و  $w_y(x,t)$  و  $x_z(x,t)$  به تر تيب جابه جايى عمودى نقطه مرجع در جهات y و z در دستگاه اسپيندل هستند. در بخش (ب) از اين شکل، دستگاه مختصات xyz حول محور z به اندازه (z,t) مى چرخد تا به دستگاه x'y'z' منتقل شود. در بخش (ج) از اين شکل، دستگاه دستگاه دستگاه نود. در بخش (ج) از اين شکل، دستگاه دستگاه نمايى x'y'z' متصل به منه منتقل شود. هم چنين، دستگاه نهايى x'y'z' متصل به مته منتقل شود. هم چنين،  $\phi_0-\xi_0$  و  $\xi$ - $\eta$  به تريب فاصله نقطه مرجع از محور الاستيک مته را قبل و بعد از تغيير شکل مشخص مى کنند.

معادلات حرکت حاکم بر مته دندان پزشکی به کمک اصل هامیلتون استخراج می شوند. این قضیه برای یک سازه با انرژی جنبشی  $T^e$ ، انرژی پتانسیل  $U^e$ ، و کار نیروهای ناپایستار  $T^c$  به صورت رابطه (1) نوشته می شود:  $t_2$ 

$$\int_{t_1} \delta(U^e - T^e - W_{nc})dt = 0.$$
<sup>(1)</sup>



Fig. 2 The elastic deflection due to dental bur vibration, (a) the transverse deflections with respect to the spindle frame, (b) the rotation about z-axis of spindle frame, (c) the rotation about y'-axis ((ف) (لف)  $\mathbf{x}$  جابهجاییهای الاستیک ناشی از ارتعاشات مته دندان پزشکی (الف) جابهجاییهای عمودی نسبت به دستگاه اسپیندل، (ب) چرخش حول محور  $\mathbf{y}'$  جرخش حول محور  $\mathbf{y}'$ 

نویسندگان، برای اولین بار در این پژوهش پایداری لرزه در دو لایه اصلی دندان با استفاده از محاسبات تحلیلی بهدست آمده است. همچنین، معادلات مته دندان پزشکی با در نظر گرفتن فرضیات تئوری تیر تیموشنکو با احتساب عبارتهای غیرخطی و اثرات رفتار وابسته به اندازه که مربوط به سازههایی با ابعاد میکرو هستند (در اینجا منظور قطر فرز دندان پزشکی است که میکرو هستند (در اینجا منظور قطر فرز دندان پزشکی است. همچنین، هندسه واقعی مته دندان پزشکی لحاظ شده است. نتایج این پژوهش میتوان برای بهبود کیفیت و کارایی عملیات ترمیم دندان استفاده کرد؛ به این ترتیب که دندان پزشک بعد از تشخیص موقعیت ابزار در دندان [2] میتواند با برادهبرداری در عمق مناسب از ایجاد پدیده مخرب و ناخواسته لرزه جلوگیری

## 3- مدلسازى

نمايد.

در این پژوهش، با صرف نظر از ارتعاشات پیچشی و طولی ابزار و همچنین با در نظر گرفتن هندسه واقعی ابزار، اثرات ژیروسکوپی، اثرات اینرسی دورانی، و اثرات رفتار وابسته به اندازه، مته دندان پزشکی به صورت یک تیر تیموشنکو دوار مدل سازی می گردد. همچنین فرض می گردد که نیروهای برشی در انتهای مته به آن اعمال می گردند. با توجه به اینکه مته کاملاً محکم در اسپیندل هندپیس بسته شده است میتوان آن را به محکم در اسپیندل هندپیس بسته شده است میتوان آن را به محرت یک محور دورانی یک سر گیردار مدل سازی کرد. لازم به مورت یک محور دورانی یک سر گیردار مدل سازی کرد. لازم به معرف دستگاه مرجع اینرسی یا دستگاه ثابت  $\Re$  و دستگاه یکه با بردارهای یکه ijk بیانگر دستگاه مختصات محلی  $\Re$  است که متصل به اسپیندل هندپیس است و با سرعت دورانی ثابت  $\tilde{I}\Omega$ با بردارهای یکه مرجع اینرسی یا دستگاه مختصات محلی ته است که متصل به اسپیندل هندپیس است و با سرعت دورانی ثابت  $\tilde{I}$ 





<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Non-conservative forces

در اینجا برای در نظر گرفتن قطر میکرو مته دندان پزشکی از تئوری الاستیسیته گرادیان کرنش<sup>1</sup> [14] برای محاسبه انرژی پتانسیل استفاده میشود. طبق تئوری الاستیسیته گرادیان کرنش [14]، انرژی پتانسیل برای یک سازه متشکل از مواد الاستیک خطی که حجم ۷ از فضا را اشغال کرده باشد به صورت رابطه (2) محاسبه می شود:

$$U^{e} = \int_{\mathbb{V}} u^{e} d\mathbb{V} = \frac{1}{2} \int_{0}^{L} \iint_{A} \left( \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} + \mathcal{P}_{i} \Upsilon_{i} + \tau_{ijk}^{(1)} \eta_{ijk}^{(1)} + m_{ij}^{s} \chi_{ij}^{s} \right) d\eta d\xi dx.$$
(2)

که  $A^{e}$   $A^{e}$  و L به تر تیب چگالی انرژی پتانسیل<sup>2</sup>, مساحت سطح مقطع، و طول آزاد ابزار برش میباشد. پارامترهای  $r_{i}^{(1)}$ ,  $Y_{i}$ ,  $\epsilon_{ij}$  مشاحت و  $\chi_{ijk}^{s}$  به تر تیب درایه های تانسور کرنش<sup>3</sup>, بردار گرادیان انبساط حجم<sup>4</sup>, تانسور گرادیان کشش انحرافی<sup>5</sup>, و بخش متقارن تانسور گرادیان چرخش<sup>6</sup> میباشند. . این پارامترها در رابطه (3) تعریف شدهاند [14]:

$$Y_{i} = \varepsilon_{mm,i},$$

$$\chi_{ij}^{s} = \frac{1}{2} (\theta_{i,j} + \theta_{j,i}),$$

$$\eta_{ijk}^{(1)} = \frac{1}{3} (\varepsilon_{jk,i} + \varepsilon_{ki,j} + \varepsilon_{ij,k}) - \frac{1}{15} [\delta_{ij} (\varepsilon_{mm,k} + 2\varepsilon_{mk,m}) + \delta_{jk} (\varepsilon_{mm,i} + 2\varepsilon_{mi,m}) + \delta_{ki} (\varepsilon_{mm,j} + 2\varepsilon_{mj,m})].$$
(3)

که  $\partial_{i} \partial_{i} = \partial_{i} \partial_{i}$  و پارامترهای  $\partial_{i} \partial_{i}$  و  $\sigma_{ij}$  بهترتیب بهعنوان بردار چرخش کوچک<sup>7</sup>، دلتای کرونکر<sup>8</sup>، و تنش حاصل از تئوری کلاسیک<sup>9</sup> استفاده شدهاند. همچنین، پارامترهای  $\mathcal{P}_{i}$ ،  $\mathcal{P}_{i}$  و  $m_{ij}^{s}$  بهعنوان درایههای تنشهای مرتبه بالاتر<sup>10</sup> استفاده شدهاند. این پارامترها در رابطه (4) معرفی شدهاند:

$$\begin{aligned} \sigma_{ij} &= 2\mu \varepsilon_{ij} + \lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij}, \\ \mathcal{P}_i &= 2\mu l_0^2 \Upsilon_i, \\ \tau_{ijk}^{(1)} &= 2\mu l_1^2 \eta_{ijk'}^{(1)}, \\ m_{ij}^s &= 2\mu l_2^2 \chi_{ij}^s, \\ \lambda &= v E/(1+v)(1-2v), \\ \mu &= G &= E/2(1+v). \end{aligned}$$
(4)  
$$\begin{aligned} & \lambda &= v E/(1+v). \\ & \lambda &= v E/(1+v). \end{aligned}$$

<sup>4</sup> Dilatation gradient vector

<sup>6</sup> Symmetric part of the rotation gradient tensor

<sup>10</sup> Higher-order stresses

میباشد. با توجه به این که روابط غیرخطی برای سازه مدنظر است، انتخاب کرنش گرین -لاگرانژ<sup>14</sup> بهترین انتخاب برای محاسبه درایههای تانسور کرنش میباشد [15]. با محاسبه درایههای تانسور کرنش میتوان انرژی پتانسیل مته دندان پزشکی را استخراج نمود. استخراج نمود.  $T^e = \frac{1}{2} \int_{0}^{L} \rho V.V d\eta d\xi dx.$  (5) که  $\rho$  و V بهترتیب چگالی مته و بردار سرعت نقطه مرجع بعد

برشی $^{12}$ ، و ضریب پواسون $^{13}$  میباشند. همچنین پارامترهای  $l_0$ ،

، و  $l_2$  در واقع مشخص کننده اثرات رفتار وابسته به اندازه  $l_1$ 

از تغییر شکل میباشند.

کار مجازی نیروهای ناپایستار نیز به صورت رابطه (6) تعریف می شود:

$$\delta W_{nc} = \int_{0}^{L} \left( L_{w_{y}} \delta w_{y} + L_{w_{z}} \delta w_{z} - \mathfrak{C}_{B} w_{y,t} \delta w_{y} - \mathfrak{C}_{B} w_{z,t} \delta w_{z} - \mathfrak{C}_{R} \phi_{y,t} \delta \phi_{y} - \mathfrak{C}_{R} \phi_{z,t} \delta \phi_{z} \right) dx.$$
(6)

که  $L_{w_z} = F_z \delta_D(x - L)$  و  $L_{w_y} = F_y \delta_D(x - L)$  به ترتیب نیروهای وارد شده به نوک مته در جهات *y* و *z* میباشند. پارامترهای  $\delta_D$ ، و  $\mathcal{S}_B$ ، و  $\mathcal{S}_D$  به ترتیب تابع دلتای دیراک<sup>15</sup>، ضریب میرایی متناسب با حرکت خمشی<sup>16</sup>، و ضریب میرایی متناسب با با حرکت چرخشی<sup>17</sup> سطح مقطع ابزار میباشند. تابع با حرکت چرخشی<sup>17</sup> سطح مقطع ابزار میباشند. تابع برشی در یک نقطه به فاصله *L* از مبدا مختصات به مته وارد برشی در یک نقطه به فاصله *L* از مبدا مختصات به مته وارد می شوند. با توجه به این که *L* همان طول آزاد مته دندان پزشکی میباشد، وجود تابع (X - L) در تعریف نیروها نشان دهنده اعمال نیروها در نوک مته است.

با جایگذاری روابط انرژی پتانسیل، انرژی جنبشی، و کار نیروهای ناپایستار در رابطه اصل هامیلتون، معادلات دیفرانسیل حاکم بر ابزار برشی شامل مشتقات جزئی و تاخیر زمانی استخراج میشوند. در اینجا، تا مرتبه سه از عبارتهای غیرخطی در معادلات حاصلشده مد نظر میباشد. به این ترتیب با حذف عبارتهای غیرخطی بالاتر از مرتبه سه، معادلات دیفرانسیل پارهای غیرخطی حاکم بر ابزار برش در فرایند

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> Deviatoric stretch gradient tensor

Small rotation vector

Kronecker's delta Classical stress

<sup>&</sup>lt;sup>11</sup> Young's modulus

<sup>12</sup> Shear modulus

<sup>13</sup> Poisson's ratio

<sup>&</sup>lt;sup>14</sup> Green-Lagrange strain

<sup>&</sup>lt;sup>15</sup> Dirac delta function

 <sup>&</sup>lt;sup>16</sup> Bending motion
 <sup>17</sup> Rotary motion

مهندسی ساخت و تولید ایران، مهر 1399، دوره 7 شماره 7

برای میکرو فرزکاری مخالف، زاویه فاز آغاز درگیری دندانه ازم با دندان برابر با 0 =  $\psi_{stj} = 0$  و زاویه فاز انتهای درگیری دندانه ازم و دندان برابر با ( $\psi_{exj} = \arccos(1 - 2a_e/d)$  میباشد که  $a_e$  میزان نفوذ مته به دندان در جهت شعاعی است. همچنین نسبت  $d_e/d$  نسبت نفوذ شعاعی<sup>2</sup> نامیده میشود که اندازه زاویه زاویه خروج دندانه مته از دندان را تعیین میکند. در اینجا منظور از b همان قطر نوک مته دندان پزشکی است.

به منظور بررسی مساله و پارامترهای مؤثر بر ارتعاشات مته دندان پزشکی در حال دوران و همچنین فرایند برادهبرداری در عملیات ترمیم، به پاسخ معادلات حرکت نیاز است. به این منظور، برای حل معادلات حرکت از روش جمع مودها<sup>3</sup> استفاده شده است. بر اساس این روش، پاسخ معادلات حرکت به صورت ترکیب خطی شکل مودها فرض می شود. مشخصه های ارتعاش آزاد ابزار برش، شامل فرکانس های طبیعی و شکل مودها، را می توان به کمک اجرای روش ماتریس سفتی دینامیکی<sup>4</sup> [18، 19] بر روی معادلات خطی و غیر دورانی ابزار برش با روابط (10) به-دست آورد:

$$w_{y}(x,t) = \sum_{\substack{i=1\\n}}^{n} W_{yi}(x) T_{w_{yi}}(t),$$

$$w_{z}(x,t) = \sum_{\substack{i=1\\n}}^{n} W_{zi}(x) T_{w_{zi}}(t),$$

$$\phi_{z}(x,t) = \sum_{\substack{i=1\\n}}^{n} \Xi_{zi}(x) T_{\phi_{zi}}(t),$$

$$\phi_{y}(x,t) = \sum_{\substack{i=1\\n}}^{n} \Xi_{yi}(x) T_{\phi_{yi}}(t).$$
(10)

که  $\mathcal{W}_{z} = \mathcal{W}_{z} = \mathcal{W}_{z} = \mathcal{P}_{y} = \mathcal{P}_{z} = \mathcal{E}_{y} = \mathcal{W}_{z} = \mathcal{W}_{z}$  مودهای ارتعاشی مته دندان پزشکی و  $\mathcal{T}_{\phi_{z}}$  ،  $\mathcal{T}_{w_{z}}$  ،  $\mathcal{T}_{w_{z}}$  ،  $\mathcal{T}_{w_{y}}$  و  $\mathcal{T}_{\phi}$  ضرایب زمانی هستند. همچنین، پارامتر n تعداد کل مودهای در نظر  $\mathcal{T}_{\phi}$ فته شده را مشخص می کند.

به کمک روش گالرکین<sup>5</sup>، یعنی با جایگذاری این پاسخها در معادلات حرکت و سپس ضرب طرفین معادلات حرکت در شکل مود مربوط و انتگرالگیری در سراسر طول آزاد مته، معادلات دیفرانسیل مشتقات جزئی تبدیل به معادلات دیفرانسیل معمولی با مجهولات ضرایب زمانی می شود. به این تر تیب با انتخاب فقط با مجهولات میادلات دیفرانسیل معمولی به صورت روابط (11) به دست می آیند: دندان پزشکی حاصل میشود. یادآوری میشود که این معادلات بر اساس تئوری تیر تیموشنکو با پیروی از تئوری الاستیسیته گرادیان کرنش بهدست آمدهاند.

نیروهای برشی در جهات y و z به صورت تابعی از نیروهای مماسی  $F_t$  و شعاعی  $F_r$  بهصورت رابطه (7) بیان می شوند:

$$\boldsymbol{F} = \begin{cases} F_{y} \\ F_{z} \end{cases} = \sum_{j=1}^{N} \begin{cases} F_{yj} \\ F_{zj} \end{cases} = \sum_{j=1}^{N} \begin{cases} -F_{rj}C_{\alpha_{j}} + F_{tj}S_{\alpha_{j}} \\ -F_{rj}S_{\alpha_{j}} - F_{tj}C_{\alpha_{j}} \end{cases}$$
$$= a\mathcal{A} \begin{cases} \Delta w_{y} \\ \Delta w_{z} \end{cases},$$

$$\mathcal{A} = \sum_{j=1}^{N} \mathcal{G}(\psi_j) \mathbf{A}_{j},$$
  
$$\mathbf{A}_j = \begin{bmatrix} -K_r C_{\alpha_j}^2 + K_t C_{\alpha_j} S_{\alpha_j} & -K_r C_{\alpha_j} S_{\alpha_j} + K_t S_{\alpha_j}^2 \\ -K_r C_{\alpha_j} S_{\alpha_j} - K_t C_{\alpha_j}^2 & -K_r S_{\alpha_j}^2 - K_t C_{\alpha_j} S_{\alpha_j} \end{bmatrix}.$$
 (7)

که  $_{i}^{\alpha}$  زاویه دندانه *آ*ام در دستگاه چرخان اسپیندل میباشد که برای هر لبه مقدار ثابت و برابر با N/(1 - i) ست. در این جا پارامترهای N و n مهترایب بیانگر تعداد دندانه در انتهای مته دندان پزشکی و عمق برش در دندان میباشد. هم چنین،  $\Delta w_{z}$  و عمق برش در دندان میباشد. هم چنین، عبارتهایی چون  $[w_{y} - w_{y\tau}] \triangleq \sqrt{w}$  و  $[m_{z} - w_{z\tau}] \triangleq 2w_{z}$ مناب میارتهایی چون  $[w_{y} - w_{y\tau}] \triangleq 0$  و  $(m_{z\tau} - w_{z\tau}] \equiv 2w_{z}$ بابه جایی دینامیکی ابزار در زمان حاضر و در سیکل قبل را نشان میدهند که  $\tau$  تاخیر زمانی در عبور دو دندانه متوالی از هر نقطه ثابت میباشد و منظور از  $\tau$  و در واقع  $(\tau - \tau)$  است. مماسی و شعاعی هستند. به علاوه،  $(\psi_{j})$  تابع پلهای واحد است مماسی و شعاعی هستند. به علاوه، در آل با مته با دندان این که مشخص می کند مته و دندان با هم در گیر هستند یا خیر. این تابع بر حسب زاویه فاز آغاز در گیری دندانه مته با دندان  $\psi_{st}$  و زاویه فاز انتهای در گیری دندانه مته و دندان  $\psi_{ex}$  و این  $\psi_{ex}$  و دندانه متواد آ

$$\mathscr{G}(\psi_j) = \begin{cases} 1, & \text{if } \psi_{st_j} \le \psi_j \le \psi_{ex_j} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$
(8)

مشابه نیروهای فرزکاری، ماتریسهای وابسته به زمان  $\mathcal{A}$  هارمونیک بوده و میتواند بهصورت سری فوریه نوشته شوند [16]. با توجه به اینکه تابع پله  $(\psi_j) \, \phi$ فقط در بازه  $[\Psi_{st_j} \quad \psi_{ex_j}]$ غیر صفر میباشد، ضریب سری فوریه را میتوان بهصورت رابطه (9) نوشت:

$$\mathcal{A}_{r} = \frac{1}{2\pi} \sum_{j=1}^{N} \left( \int_{\psi_{st_{j}}}^{\psi_{ex_{j}}} A_{j} e^{-ir\psi_{j}} d\psi_{j} \right), \quad i = \sqrt{-1}.$$
(9)

برای محاسبه میانگین نیروها برای بررسی پایداری در یک دوره زمانی دوران اسپیندل هندپیس کافی است که n = 0 را در نظر گرفت [17].

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Radial immersion ratio

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Mode summation method

 <sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Dynamic stiffness matrix method
 <sup>5</sup> Galerkin method

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Shearing cutting coefficient

بهدلیل وجود ممان دوم سطح  $I_{\eta\xi}$  بر اثر در نظر گرفتن  $I_{\eta\xi}$ هندسه واقعی و نامتقارن سطح مقطع بخش دندانه در نظر گرفته شدهاند.

### 4- حل تحليلي با استفاده از روش مقياسهاي چندگانه

با بسط پاسخ معادلات دیفرانسیل معمولی بهدست آمده در بالا بر حسب توابع با مقیاسهای زمانی ( $T_0, T_1$ ), پاسخها بهصورت روابط (13) در نظر گرفته میشوند:  $T_{wy}(t, \varepsilon) = q(t, \varepsilon) = q_0(T_0, T_1) + \varepsilon q_1(T_0, T_1) + O(\varepsilon^2),$   $T_{\phi_z}(t, \varepsilon) = h(t, \varepsilon) = h_0(T_0, T_1) + \varepsilon h_1(T_0, T_1) + O(\varepsilon^2),$   $T_{w_z}(t, \varepsilon) = p(t, \varepsilon) = p_0(T_0, T_1) + \varepsilon p_1(T_0, T_1) + O(\varepsilon^2),$   $T_{\phi_y}(t, \varepsilon) = r(t, \varepsilon) = r_0(T_0, T_1) + \varepsilon r_1(T_0, T_1) + O(\varepsilon^2).$ (13)

ضرایب عبارتهای غیرخطی سازهای، میرایی ذاتی، و نیروهای ناپایستار برای انتقال به مرتبه بالاتر ع بهصورت رابطه (14) نشان داده می شوند:

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_{i} &= \varepsilon \mathbf{A}_{i}^{"}, & i = 5,6,7,...,16, \\ \mathbf{B}_{j} &= \varepsilon \mathbf{B}_{j}^{"}, & j = 4,5,6,...,24, \\ &\in_{m} &= \varepsilon \mathbf{e}_{m}^{"}, & m = 5,6,7,...,16, \\ &\mathbf{f}_{n} &= \varepsilon \mathbf{f}_{n}^{"}, & n = 4,5,6,...,22. \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_{n} &= \varepsilon \mathbf{f}_{n}^{"}, & n = 4,5,6,...,22. \end{aligned}$$

بودن عبارات معرفی شده در برابر سایر عبارتها را نشان میدهد، باعث فراهم شدن روابط مناسب برای حل مساله میشود و این کار امری عمومی در روشهای اغتشاشی است [20].

با جایگذاری این ضرایب در معادلات و جداسازی ضرایب توانهای مختلف *s* از معادلات حاصل و صرفنظر از ضرایب <sup>2</sup><sup>3</sup> و مراتب بالاتر از آن، روابط (15) حاصل می شوند:

Order  $\varepsilon^0$ :

$$\begin{aligned} &A_{1}D_{0}^{2}q_{0} + A_{2}D_{0}p_{0} + A_{3}q_{0} + A_{4}\hbar_{0} = 0, \\ &B_{1}D_{0}^{2}\hbar_{0} + B_{2}\hbar_{0} + B_{3}q_{0} + B_{25}D_{0}^{2}r_{0} + B_{26}r_{0} = 0, \\ &\varepsilon_{1}D_{0}^{2}p_{0} + \varepsilon_{2}D_{0}q_{0} + \varepsilon_{3}p_{0} + \varepsilon_{4}r_{0} = 0, \\ &E_{1}D_{0}^{2}r_{0} + E_{2}r_{0} + E_{3}p_{0} + E_{23}D_{0}^{2}\hbar_{0} + E_{24}\hbar_{0} = 0. \end{aligned}$$

$$(15)$$

و:

Order 
$$\varepsilon^{1}$$
:  

$$A_{1}D_{0}^{2}q_{1} + A_{2}D_{0}p_{1} + A_{3}q_{1} + A_{4}h_{1}$$

$$= -[2A_{1}D_{1}D_{0}q_{0} + A_{2}D_{1}p_{0}$$

$$+ A_{5}^{*}q_{0}^{3} + A_{6}^{*}q_{0}p_{0}^{2} + A_{7}^{*}q_{0}h_{0}^{2}$$

$$+ A_{8}^{*}q_{0}r_{0}^{2} + A_{9}^{*}h_{0}^{3}$$

$$+ A_{10}^{*}h_{0}r_{0}^{2} + A_{11}^{*}p_{0}h_{0}r_{0}$$

$$+ A_{12}^{*}D_{0}q_{0} + A_{13}^{*}r_{0}h_{0}^{2}$$

$$+ A_{14}^{*}q_{0}h_{0}r_{0} - A_{15}^{*}\Delta q_{0}$$

$$- A_{16}^{*}\Delta p_{0}],$$

$$\begin{aligned} A_{1}T_{w_{y,tt}} + A_{2}T_{w_{z,t}} + A_{3}T_{w_{y}} + A_{4}T_{\phi_{z}} + A_{5}T_{w_{y}}^{2} \\ &+ A_{6}T_{w_{y}}T_{w_{z}}^{2} + A_{7}T_{w_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ A_{6}T_{w_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} + A_{1}T_{w_{z}}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &+ A_{10}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} + A_{11}T_{w_{z}}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &+ A_{12}T_{w_{y,t}} + A_{13}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ A_{14}T_{w_{y}}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &+ A_{15}T_{w_{y}} + A_{13}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ A_{14}T_{w_{y}}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &= A_{15}\Delta T_{w_{y}} + B_{4}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{5}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ A_{16}T_{\phi_{z,tt}} + B_{2}T_{\phi_{z}} + B_{3}T_{w_{y}} + B_{4}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{5}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{6}T_{\phi_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} + B_{7}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{10}T_{\phi_{z,tt}}T_{\phi_{y}}^{2} + B_{11}T_{\phi_{y,t}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{10}T_{\phi_{z,tt}}T_{\phi_{y}}^{2} + B_{11}T_{\phi_{y,t}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{16}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{10}T_{\phi_{y,tt}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{16}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{10}T_{\phi_{y,tt}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{16}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} + B_{12}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{16}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{10}T_{\phi_{y,tt}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{20}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{12}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{20}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{12}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ B_{20}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + B_{25}T_{\phi_{y,tt}} \\ &+ B_{26}T_{\phi_{y}} = 0. \\ \hline \varepsilon_{1}T_{w_{z,tt}} + \varepsilon_{2}T_{w_{y,t}} + \varepsilon_{3}T_{w_{z}} + \varepsilon_{4}T_{\phi_{y}} + \varepsilon_{5}T_{w_{z}}^{3} \\ &+ \varepsilon_{6}T_{w_{z}}T_{\phi_{z}}^{2} + \varepsilon_{1}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}}^{2} \\ &+ \varepsilon_{6}T_{w_{z}}T_{\phi_{z}}^{2} + \varepsilon_{1}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &+ \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + \varepsilon_{12}T_{w_{z,t}} \\ &+ \varepsilon_{13}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}} + \varepsilon_{14}T_{w_{z}}T_{\phi_{y}} \\ &+ \varepsilon_{15}T_{w_{y}} + \varepsilon_{15}T_{w_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ \varepsilon_{6}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} + \varepsilon_{1}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}} \\ &+ \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} + \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{z}}^{2} \\ &+ \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} + \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}} \\ &+ \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}}^{2} + \varepsilon_{10}T_{\phi_{y}}T_{\phi_{y}} \\ &+ \varepsilon$$

$$\Delta T_{w_{z}} = T_{w_{y}} - T_{w_{y\tau}},$$

$$\Delta T_{w_{z}} = T_{w_{z}} - T_{w_{z\tau}}.$$
(12)  

$$\cdot A_{3}T_{w_{y}} \cdot A_{2}T_{w_{z,t}} = \tau_{w_{z,t}},$$

$$\cdot A_{3}T_{w_{y}} \cdot A_{2}T_{w_{z,t}} = t_{2}T_{\phi_{y}},$$

$$\cdot A_{3}T_{w_{z}} \cdot C_{2}T_{w_{y,t}} \cdot B_{2}T_{\phi_{z}},$$

$$\cdot B_{2}T_{\phi_{$$

$$q_{0} = \sum_{r=1}^{4} \mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{r}T_{0}) + cc,$$

$$h_{0} = \sum_{r=1}^{4} \Lambda_{1r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{r}T_{0}) + cc,$$

$$p_{0} = \sum_{r=1}^{4} \Lambda_{2r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{r}T_{0}) + cc,$$

$$T_{0} = \sum_{r=1}^{4} \Lambda_{3r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{r}T_{0}) + cc.$$
(19)
$$\lambda_{0} = \sum_{r=1}^{4} \Lambda_{3r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{r}T_{0}) + cc.$$

$$\sum_{r=1}^{4} \lambda_{1r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}) \exp(iw_{1}T_{0}) + cc.$$

$$\sum_{r=1}^{4} \lambda_{1r}\mathbb{Q}_{0r}(T_{1}$$

Real parts:

$$\gamma_{1\Re} \aleph_{1} + \gamma_{2\Re} \aleph_{1} \aleph_{2}^{2} + \gamma_{3\Re} \aleph_{1} \aleph_{3}^{2} + \gamma_{4\Re} \aleph_{1} \aleph_{4}^{2} + \gamma_{5\Re} \aleph_{1}^{3} + \gamma_{6\Re} \aleph_{1} = 0, \lambda_{1\Re} \aleph_{2} + \lambda_{2\Re} \aleph_{2} \aleph_{1}^{2} + \lambda_{3\Re} \aleph_{2} \aleph_{3}^{2} + \lambda_{4\Re} \aleph_{2} \aleph_{4}^{2} + \lambda_{5\Re} \aleph_{2}^{3} + \lambda_{6\Re} \aleph_{2} = 0, \mu_{1\Re} \aleph_{3} + \mu_{2\Re} \aleph_{3} \aleph_{1}^{2} + \mu_{3\Re} \aleph_{3} \aleph_{2}^{2} + \mu_{4\Re} \aleph_{3} \aleph_{4}^{2} + \mu_{5\Re} \aleph_{3}^{3} + \mu_{6\Re} \aleph_{3} = 0, \chi_{1\Re} \aleph_{4} + \chi_{2\Re} \aleph_{4} \aleph_{1}^{2} + \chi_{3\Re} \aleph_{4} \aleph_{2}^{2} + \chi_{4\Re} \aleph_{4} \aleph_{3}^{2} + \chi_{5\Re} \aleph_{4}^{3} + \chi_{6\Re} \aleph_{4} = 0,$$

$$\vdots_{9}$$

Imaginary parts:

$$\begin{split} \gamma_{1\mathfrak{X}}\aleph_{1} + \gamma_{2\mathfrak{X}}\aleph_{1}\aleph_{2}^{2} + \gamma_{3\mathfrak{X}}\aleph_{1}\aleph_{3}^{2} + \gamma_{4\mathfrak{X}}\aleph_{1}\aleph_{4}^{2} \\ &+ \gamma_{5\mathfrak{X}}\aleph_{1}^{3} + \gamma_{7\mathfrak{X}}\aleph_{1} \dot{\mathsf{h}}_{1} = 0, \\ \lambda_{1\mathfrak{X}}\aleph_{2} + \lambda_{2\mathfrak{X}}\aleph_{2}\aleph_{1}^{2} + \lambda_{3\mathfrak{X}}\aleph_{2}\aleph_{2}^{3} + \lambda_{4\mathfrak{X}}\aleph_{2}\aleph_{4}^{2} \\ &+ \lambda_{5\mathfrak{X}}\aleph_{2}^{3} + \lambda_{7\mathfrak{X}}\aleph_{2}\dot{\mathsf{h}}_{2} \dot{\mathsf{h}}_{2} \\ &+ \lambda_{5\mathfrak{X}}\aleph_{3}^{3} + \mu_{7\mathfrak{X}}\aleph_{3}\kappa_{4}^{2} \\ &+ \mu_{5\mathfrak{X}}\aleph_{3}^{3} + \mu_{7\mathfrak{X}}\aleph_{3}\kappa_{4}^{2} \\ &+ \mu_{5\mathfrak{X}}\aleph_{3}^{3} + \mu_{7\mathfrak{X}}\aleph_{3}\kappa_{4}^{2} \\ &+ \chi_{5\mathfrak{X}}\aleph_{3}^{3} + \mu_{7\mathfrak{X}}\aleph_{4}\aleph_{3}^{2} \\ &+ \chi_{5\mathfrak{X}}\aleph_{4}^{3} + \chi_{7\mathfrak{X}}\aleph_{4}\aleph_{3}^{2} \\ &- \chi_{5\mathfrak{X}}\aleph_{4}^{3} + \chi_{7\mathfrak{X}}\aleph_{4}\kappa_{4}^{2} \\ &- \chi_{5\mathfrak{X}}\aleph_{4}^{3} + \chi_{7\mathfrak{X}}\aleph_{4}\lambda_{4} = 0. \end{split}$$
(21)  

$$\cdot \chi_{1\mathfrak{X}} &+ \chi_{2\mathfrak{X}} &+ \chi_{2\mathfrak{X}} &+ \chi_{3\mathfrak{X}} \\ &+ \chi_{5\mathfrak{X}} &+ \chi_{7\mathfrak{X}} &+ \dot{\mathfrak{h}}_{4} \\ &- \chi_{00} &- \chi_{00} \\ &- \chi_{00} &- \chi_{00} \\ &- \chi_{00} &- \chi_{00} \\ &- \chi_{00}$$

<sup>1</sup> Secular terms
 <sup>2</sup> Solvability conditions
 3 Straightforward expansion

بررسی پایداری لرزه میکرو فرز دندانپزشکی در لایههای مینا و عاج

$$B_{1}D_{0}^{2}A_{1} + B_{2}A_{1} + B_{3}g_{1} + B_{25}D_{0}^{2}r_{0} + B_{26}r_{0}$$

$$= -[2B_{1}D_{1}D_{0}A_{0}$$

$$+ 2B_{25}D_{1}D_{0}r_{0} + B_{4}^{2}A_{0}^{3}$$

$$+ B_{5}^{2}A_{0}r_{0}^{2} + B_{6}^{2}A_{0}g_{0}^{2}$$

$$+ B_{7}A_{0}p_{0}^{2} + B_{6}^{2}A_{0}g_{0}^{2}$$

$$+ B_{1}^{2}D_{0}r_{0} + B_{13}^{2}A_{0}p_{0}r_{0}^{2}$$

$$+ B_{11}(D_{0}r_{0})r_{0}^{2}$$

$$+ B_{12}p_{0}q_{0}r_{0} + B_{13}^{2}A_{0}p_{0}r_{0}$$

$$+ B_{14}(D_{0}A_{0})(D_{0}r_{0})r_{0}$$

$$+ B_{15}D_{0}A_{0} + B_{16}r_{0}(D_{0}r_{0})r_{0}^{2}$$

$$+ B_{12}r_{0}a_{0}^{2} + B_{19}^{2}(D_{0}^{2}r_{0})r_{0}^{2}$$

$$+ B_{12}r_{0}a_{0}^{2} + B_{19}^{2}(D_{0}^{2}r_{0})r_{0}^{2}$$

$$+ B_{12}r_{0}a_{0}^{2} + B_{19}^{2}(D_{0}^{2}r_{0})r_{0}^{2}$$

$$+ B_{22}r_{0}p_{0}^{2} + B_{23}q_{0}A_{0}r_{0}$$

$$+ B_{24}r_{0}q_{0}^{2}],$$

$$\pounds_{1}D_{0}^{2}p_{1} + \xi_{2}D_{0}q_{1} + \xi_{3}p_{1} + \xi_{4}r_{1}$$

$$= -[2\xi_{1}D_{1}D_{0}p_{0} + \xi_{2}D_{1}q_{0}$$

$$+ \xi_{5}p_{0}^{3} + \xi_{0}^{2}n_{0}r_{0}^{2}$$

$$+ \xi_{7}p_{0}r_{0}^{2} + \xi_{8}p_{0}A_{0}^{2}$$

$$+ \xi_{7}r_{0}r_{0}^{2} + \xi_{8}p_{0}A_{0}^{2}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}a_{0}r_{0}A_{0} + \xi_{1}r_{0}D_{0}h_{0}$$

$$+ \xi_{13}A_{0}r_{0}^{2} + \xi_{14}p_{0}A_{0}r_{0}$$

$$- \xi_{15}\Delta q_{0} - \xi_{16}\Delta p_{0}],$$

$$E_{1}D_{0}^{2}r_{1} + E_{2}r_{1} + E_{3}p_{1} + E_{23}D_{0}^{2}A_{0} + E_{2}A_{0}$$

$$= -[2\xi_{1}D_{1}D_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}r_{0}^{2} + \xi_{1}r_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}r_{0}^{2} + \xi_{1}r_{0}p_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0}a_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0}a_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0}a_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}a_{0}r_{0}$$

$$+ \xi_{1}r_{1}r_{0}A_{0}p_{0}a_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0}^{2}$$

$$+ \xi_{1}r_{0}r_{0}A_{0}p_{0} + \xi_{1}r_{0}A_{0}p_{0}^{2}].$$
(16)

$$\Delta q_{0} = q_{0} - q_{0\tau},$$

$$\Delta p_{0} = p_{0} - p_{0\tau}.$$
(17)
$$h_{0} \cdot q_{0} = g_{0} - g_{0\tau},$$

$$h_{0} \cdot q_{0} = g_{0} - g_{0\tau},$$
(17)

بر اساس هندسه واقعی مته دندان پزشکی، ممان های دوم سطح در بخش دندانه متغیر و تکرار شونده در طول این بخش هستند. برای محاسبه روابط این ممان ها بر اساس متغیر x ابتدا تصویر سهبعدی ابزار تهیه شد، سپس ممان ها به صورت عددی در سطح مقطعهای مختلف در طول بخش دندانه استخراج گردید، و در نهایت معادلات چند جملهای به کمک روش برازش منحنی به عنوان معادلات نهایی برای  $(x) _{\eta} I (x) _{\xi}$ و  $(x) _{\eta \xi} I برای بخش دندانه در$ نظر گرفته شده است (شکل 3). حال نمودار دالان پایداری پیش-بینی شده به کمک مدل برای مته دندان پزشکی در گیر با لایه مینا وعاج دندان به ترتیب در شکل های 4 و 5 رسم شدهاند.

پایداری مته دندان پزشکی در سرعت 300 هزار دور بر دقیقه در هنگام درگیری با لایه مینا در مرجع [2] بررسی شده است. مقایسه نتایج مرجع [2] و کار حاضر نشان دهنده دقت بالا مدل ارائه شده میباشد. لایه مینا سختی بیشتری نسبت به لایه عاج دارد و این واقعیت در مقایسه دو شکل 4 و 5 مشخص است که مته دندان پزشکی در لایه مینا در مقایسه با لایه عاج در عمق برش کمتری دچار ناپایداری می گردد.



شکل 3 ممان های دوم سطح برای بخش دندانه



**شکل 4** نمودار دالان پایداری برای لایه مینا

$$+\frac{\gamma_{4\Re}\aleph_{10}\aleph_{40}^{2}}{\gamma_{1\Re}-\left(\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}+2\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right)\gamma_{6\Re}}\exp\left[-\left(\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}+2\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right)T_{1}\right]$$
$$+\frac{\gamma_{5\Re}\aleph_{10}^{3}}{\gamma_{1\Re}-3\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}\gamma_{6\Re}}\exp\left(-3\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}T_{1}\right)\right\}$$
(22)

سایر پاسخ ۲۸ها نیز بهطور مشابه محاسبه می شوند که از نوشتن آنها به دلیل نوشتار طولانی صرفنظر شده است با جایگذاری ۲۸ها در قسمت موهومی معادلات، پاسخ ۲⊂ها نیز به سادگی مطابق قابل محاسبه هستند. بنابراین، مته دندان پزشکی به ازای برآورده شدن تمام شرایط زیر دچار پدیده لرزه باززا نمی شود:

$$\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}} \ge 0, \quad \frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}} \ge 0, \quad \frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}} \ge 0, \quad \frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}} \ge 0, \\
\left(\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}} + 2\frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}} + 2\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}}\right) \ge 0, \\
\left(\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}} + 2\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}} + 2\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}\right) \ge 0, \\
\left(\frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}} + 2\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}} + 2\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right) \ge 0, \\
\left(\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}} + 2\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}} + 2\frac{\lambda_{1\Re}}{\lambda_{6\Re}}\right) \ge 0, \\
\left(\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}} + 2\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}} + 2\frac{\gamma_{1\Re}}{\gamma_{6\Re}}\right) \ge 0, \\
\left(\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}} + 2\frac{\lambda_{1\Re}}{\chi_{6\Re}}\right) \ge 0, \quad \left(\frac{\chi_{1\Re}}{\chi_{6\Re}} + 2\frac{\mu_{1\Re}}{\mu_{6\Re}}\right) \ge 0. \quad (23)$$

**5- بحث و بررسی نتایج** در اینجا، ابزار فرز دندان پزشکی مدل فیشور مستقیم شرکت تیزکاوان که در جدول 1 معرفی گردیده است [2] برای بررسی پایداری در نظر گرفته شده است. همچنین، ضرایب مخصوص نیروهای برشی که در مرجع [2] محاسبه گردیدهاند، در جدول 2 آورده شدهاند.

جدول **1** مشخصات مته دندان پزشکی مورد استفاده در مرجع [2]

Table I Specifications of dental bur used in Ref. [2]			
مشخصه	توضيحات	مشخصه	توضيحات
قطر	1 ميلىمتر	جنس ابزار	كاربيد تنگستن
طول کل ابزار	20 ميلىمتر	جنس قطعهكار	دندان
L طول آزاد ابزار	10 مىلىمتر	ت <b>ع</b> داد دندانه <i>N</i>	6

<b>جدول 2</b> ضرایب مخصوص برش برای مینا و عاج Table 2 Specific cutting coefficient for enamel and dentin				
ضريب	مينا	عاج		
$K_t$ (N/mm <sup>2</sup> )	800/1	667/7		
$K_r$ (N/mm <sup>2</sup> )	293/46	206/06		



Fig. 5 Stability lobe diagram for dentin layer

**شکل 5** نمودار دالان پایداری برای لایه عاج

همچنین، بهمنظور اعتبارسنجی نتایج بهدست آمده از تخمین حدود پایداری، تعدادی آزمایش تجربی انجام گرفته است. شکل 6 بستر آزمایش انجامشده در این پژوهش برای تشخیص پدیده لرزه باززا در هنگام برادهبرداری از مینای دندان را نشان میدهد. برای ثابت نگهداشتن دندان در این آزمایشات، قالبی از جنس چسب پودری پرسلان<sup>1</sup> تهیه گردیده و دندان تا ریشه درون آن تعبیه شده است. همچنین، در این آزمایشها از میکروفون مدل National WM-330N با پهنای باند 50 هرتز الی 13 کیلو هرتز برای ضبط صوت ارتعاشات برادهبرداری جهت تشخیص پدیده لرزه استفاده شده است.

سیگنال صوت ضبطشده توسط میکروفون که در حوزه زمان است، به کمک تبدیل فوریه سریع به حوزه فرکانس تبدیل شده است تا تشخیص لرزه بر اساس فرکانس غالب صورت پذیرد. در این روش، تشخیص لرزه در حوزهی فرکانس بوده و بر اساس مقایسه پیکهای نمودار در فرکانسهای مختلف انجام می شود. در حالت برادهبرداری پایدار، فرکانس غالب مربوط به فرکانس سرعت اسپیندل، فرکانس عبور دندانه و هارمونیکهای آنها است. ولی در حالت ناپایدار، فرکانس دیگری که عموما نزدیک به فرکانس طبیعی سیستم است در نمودار فرکانسی سیگنال ظاهر می شود. این فرکانس به فرکانس لرزه معروف است.

قبل از انجام آزمایشها، سطح دندان ابتدا به کمک یک مرحله برادهبرداری صاف گردیده و طول آزاد آن تا سطح گیردار به کمک کولیس اندازه گیری شده است که به آن طول اولیه گویند. بعد از برادهبرداری در هر تست تجربی، دوباره طول آزاد دندان به کمک کولیس محاسبه شده است که به آن طول ثانویه گویند. به این ترتیب، عمق برش در هر تست از تفاضل طول های

<sup>1</sup>Porcelain

در این آزمایش تعدادی فرایند برادهبرداری در عمقهای برشی تقریبی  $a \cong 0.3, 0.7 \, {
m mm}$ و سرعتهای برشی  $\Omega = 100, 160 \, {
m krpm}$ انجام شده است.

شکل 7 (الف) مربوط به سیگنال ضبط شده در حوزه فرکانس به ازای 100 krpm و  $\Omega = 0.3 \text{ mm}$  میباشد. در این حالت، فرکانس غالب مربوط به فرکانس سرعت اسپیندل، فرکانس عبور دندانه و هارمونیکهای آنها است که نشاندهنده برادهبرداری پایدار است. در همین سرعت و mm 0.7  $\cong a$ مطابق با شکل 7 (ب)، فرکانس غالب دیگری که نزدیک به فرکانس طبیعی سیستم است، در نمودار حوزه فرکانس سیگنال ظاهر می شود که نشاندهنده برادهبرداری ناپایدار است.

برای سرعت  $\Omega = 160$  krpm نیز بههمین صورت است و برای خلاصهنویسی از آوردن شکلهای مربوط به سری فوریه صوت مته دندان پزشکی در این سرعت صرفنظر شده است. در این سرعت، فرایند به ازای عمق برش 0.3 mm a = 0.3 mm ازای عمق برش ایایدار است.

در شکل 8، نمودار دالان پایداری پیشبینی شده به کمک مدل برای لایه مینا، که قسمتی انتخاب شده از شکل 4 نیز میباشد، با نقاطی که پایداری و ناپایداری آنها از طریق آزمایش تعیین شدهاند مقایسه شده است که مطابقت نتایج تجربی با تئوری را نشان میدهد.



شکل **6** بستر آزمایش تشخیص پدیده لرزه باززا

اولیه و ثانویه دندان قابل محاسبه است. ثابت نگاه داشتن عمق برش در این آزمایشها وابسته به دقت دست دندان پزشک در انجام برادهبرداری میباشد. با این حال در هر تست بعد از برادهبرداری، طول آزاد دندان در چند نقطه مختلف به کمک کولیس اندازه گیری شده و از یکسان بودن تقریبی آنها اطمینان حاصل گشته است.



Fig. 7 The FFT of sound signal at  $\Omega = 100$  krpm, (a) stable at<br/>a = 0.3 mm, (b) unstable at a = 0.7 mm $\Omega = 100$  krpm سكل 7 تبديل فوريه سريع از سيكنال صوت در سرعت 7<br/>(lie) پايدار در عمق برشى  $a \cong 0.3$  mm(lie) (lie)  $\alpha \cong 0.7$  mm



Fig. 8 Comparison predicted lobe diagram against the experimental chatter test data (circle points: experiment stable, cross points: experiment chatter, solid line: analytical solution) شکل 8 مقایسه نتایج مدل و دادههای آزمایش تجربی (نقاط دایرهای نشان دهنده نقاط پایدار تجربی، نقاط ضربدر نشاندهنده نقاط ناپایدار تجربی و خط پیوسته برای مدل تحلیلی)

بهمنظور بررسی تأثیر قطر مته در پایداری فرایند ترمیم، نمودار پایداری سیستم به ازای دو قطر مختلف برای لایههای مینا و عاج در شکل 9 رسم شده است. مشاهده می شود که قطر مته رابطه مستقیمی با سطح پایداری فرایند ترمیم دارد و دلیل

آن این است که این قطر روی سفتی مته تاثیر مستقیم دارد. بهمنظور بررسی تأثیر طول مته در پایداری فرایند ترمیم، نمودار پایداری سیستم به ازای دو طول مختلف برای لایههای مینا و عاج در شکل 10 رسم شده است. مشاهده می شود که طول مته رابطه معکوسی با سطح پایداری فرایند ترمیم دارد و دلیل آن این است که این طول روی سفتی مته تاثیر عکس دارد.

بهمنظور بررسی تأثیر تعداد دندانه مته در پایداری فرایند ترمیم، نمودار پایداری سیستم به ازای دو تعداد دندانه مختلف برای لایههای مینا و عاج در شکل 11 رسم شده است.

شکل 11 نشان میدهد که افزایش تعداد دندانه باعث کشیدگی افقی دالانهای پایداری و کاهش سطح پایداری فرایند ترمیم میشود. در واقع، تعداد دندانه ارتباط مستقیمی با دامنه نیروهایی که باعث ناپایداری سیستم میشود دارد؛ بهطوریکه این دامنه نیرو میتواند محل قرار گرفتن دالانهای پایداری را در نمودار پایداری تعیین کند.

بهمنظور بررسی تأثیر در نظر گرفتن پارامترهای اثر اندازه در حل ارائه شده در این پژوهش، نمودار پایداری سیستم در دو حالت استفاده از تئوری گرادیان کرنش و استفاده از تئوری کلاسیک در شکل 12 رسم شده است.



Fig. 9 The effect of dental bur diameter on stability region, (a) enamel layer, (b) dentin layer



Fig. 12 The effect of considering strain gradient theory on stability region, (a) enamel layer, (b) dentin layer (b) dentin layer (منظر گرفتن تئوری گرادیان کرنش بر سطح پایداری مته،

این شکل نشان میدهد که تئوری کلاسیک توانایی شبیه سازی مته دندان پزشکی مورد استفاده در فرایند ترمیم دندان را ندارد. هم چنین، این شکل نشان میدهد که تئوری غیر کلاسیک نسبت به تئوری کلاسیک سطح بالاتری از پایداری را پیش بینی می کند. دلیل این امر این است که تئوری گرادیان کرنش نسبت به تئوری کلاسیک سفتی بیشتری را برای میکرو سازه ها پیش بینی می کند.

## 6- نتيجەگىرى

(الف) لابه مينا، (ب) لابه عاج

در این پژوهش، پایداری لرزه برای مته دندانپزشکی در فرایند ترمیم دندان مورد بررسی قرار گرفته است. عملیاتی برادهبرداری از دندان که در آن مته دندانپزشکی با سرعت زیاد میچرخد اغلب بهعنوان سوراخکاری و فرزکاری شناخته میشود. با توجه به شباهت هندسی مته دندانپزشکی مورد نظر در این مطالعه به میکرو فرز انگشتی، این فرایند بهعنوان میکرو فرزکاری در نظر گرفته و نیروهای برشی در زمان عملیات میکرو فرزکاری بهعنوان نیروهای خارجی وارد معادلات شد. ابزار با استفاده از یک مدل سهبعدی غیرخطی سازهای تیر تیموشنکو مدلسازی



Fig. 10 The effect of dental bur length on stability region, (a) enamel layer, (b) dentin layer

**شکل 10** تاثیر طول مته بر سطح پایداری، (الف) لایه مینا، (ب) لایه عاج



**Fig. 11** The effect of dental bur flutes number on stability region, (a) enamel layer, (b) dentin layer (b) dentin layer (لف) لايه مينا، (ب) لايه مينا، (ب) لايه مينا، (ب) النه الله مينا، (ب) النه مينا، (ب

عاج

شده است. در مدل سازی ابزار پارامترهای مهمی همچون گشتاور ژیروسکوپی، اینرسی چرخشی، و اثرات رفتار وابسته به اندازه در نظر گرفته شدهاند. معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی ابزار که دارای عبارتهای تاخیر زمانی هستند، با استفاده از روش مودهای فرضی به صورت معادلات دیفرانسیل معمولی با تأخیر زمانی درآمده و سپس با استفاده از روش مقیاسهای چندگانه به صورت تحلیلی حل شدهاند. با تغییر سرعت دورانی ابزار، احتمال وقوع پدیده لرزه در دو لایه مینا و عاج دندان به ازای عمقهای برشی مختلف بررسی و نمودارهای نواحی پایداری رسم شده اند. هم چنین، تأثیر پارامترهای اثرات اندازه، تعداد دندانه، طول ابزار، و قطر ابزار بر وقوع پدیده لرزه در این دو لایه مورد بررسی قرار گرفته اند. نتایج به دست آمده به شرح زیرند:

- در نظر گرفتن اثرات اندازه سطح بالاتری از پایداری را پیشبینی میکند.

- فرایند ترمیم دندان در برخی از سرعتهای دورانی پایدار و بدون رخداد پدیده لرزه و در سرعتهای دورانی دیگر ناپایدار است. بنابراین در یک عمق برش معین، با تغییر سرعت دورانی مته دندانپزشکی میتوان از حالت میکرو فرزکاری ناپایدار به حالت پایدار رسید و برعکس.

- در خصوص تأثیر افزایش یا کاهش هر یک از پارامترهای تعداد دندانه، طول ابزار، قطر ابزار بر پایداری عملیات ترمیم دندان در یک سرعت دورانی و عمق برادهبرداری مشخص، بهطور قطع نمیتوان صحبت کرد و با افزایش و یا کاهش هر یک از این پارامترها ممکن است فرایند چندین بار بین حالت پایدار و ناپایدار نوسان کند.

- افزایش قطر، کاهش تعداد دندانه، و کاهش طول باعث افزایش سطح پایداری فرایند ترمیم دندان می گردد.

- افزایش عمق برادهبرداری باعث می شود که فرایند ترمیم دندان به ناپایداری میل کند. در نتیجه برای جلوگیری از پدید لرزه پیشنهاد می شود که عمق برادهبرداری از یک مقدار معین تجاوز نکند.

- در لایه مینا به دلیل سختی زیاد آن به عنوان سختترین عضو بدن، عملیات ترمیم دندان در عمقهای برادهبرداری کمتری نسبت به لایه عاج دچار ناپایداری می گردد.

7- فهرست علايم

XYZ دستگاه مرجع اینرسی  $\Re$ IJK بردارهای یکه دستگاه مرجع اینرسی  $\Re$  دستگاه مختصات محلی  $\Re$ 

 ${\mathfrak V}$  بردارهای یکه دستگاه مختصات محلی ijk Ω سرعت دورانی مته دندان پزشکی t زمان مكان طولي هر نقطه از مته x y جهت y جهت مرجع در جهت  $w_v(x,t)$ Z جابه جایی عمودی نقطه مرجع در جهت  $w_z(x,t)$ دوران ناشی از خمش حول محور Z دوران ناشی از خمش حول محور Z y' دوران ناشی از خمش حول محور  $\phi_v(x,t)$ فاصله نقطه مرجع از محور الاستیک  $\eta - \xi$ انرژی جنبشی مته  $T^e$ U<sup>e</sup> انرژی پتانسیل مته کار نیروهای ناپایستار *W<sub>nc</sub>*  $u^e$  چگالی انرژی پتانسیل مساحت سطح مقطع مته Α L طول آزاد مته انسور کرنش *E<sub>ii</sub>* بردار گرادیان انبساط حجم  $\gamma_i$ تانسور گرادیان کشش انحرافی  $\eta_{iik}^{(1)}$ بخش متقارن تانسور گرادیان چرخش  $\chi_{ij}^s$ بردار چرخش کوچک  $\theta_i$ دلتای کرونکر  $\delta$ تنش حاصل از تئوری کلاسیک  $\sigma_{ii}$ درایههای تنشهای مرتبه بالاتر  $\mathcal{P}_i, au_{iik}^{(1)}, m_{ij}^s$ E مدول يانگ G مدول برشی v ضريب پواسون vاثرات رفتار وابسته  $l_0, l_1, l_2$ ρ چگالی مته V بردار سرعت نقطه مرجع y نيروهاى وارد شده به نوک مته در جهت  $L_{w_{n}}$ Z نیروهای وارد شده به نوک مته در جهت  $L_{w_z}$ تابع دلتای دیراک  $\delta_{D}$ ضریب میرایی متناسب با حرکت خمشی  $\mathfrak{C}_{R}$ ضریب میرایی متناسب با حرکت چرخشی  $\mathfrak{C}_R$ زاویه دندانه **ز**ام در دستگاه اسپیندل  $\alpha_i$ N تعداد دندانه در انتهای مته a عمق برش در دندان تاخیر زمانی در عبور دو دندانه متوالی auضرایب برشی مخصوص  $K_t, K_r$ زاویه فاز آغاز درگیری دندانه مته با دندان  $\psi_{st}$ زاویه فاز انتهای در گیری دندانه مته و دندان  $\psi_{
hox}$ 

A, B, €, £ ضرايب معادلات حاصل از اجراي گالركين

on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er: YAG laser irradiation. Lasers in Surgery and Medicine: *The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 32(1), pp.25-31.

- [10] Rytkönen, E., 2005. *High-frequency vibration and noise in dentistry*. University of Kuopio.
- [11] Poole, R.L., Lea, S.C., Dyson, J.E., Shortall, A.C. and Walmsley, A.D., 2008. Vibration characteristics of dental high-speed turbines and speed-increasing handpieces. *Journal of dentistry*, 36(7), pp.488-493.
- [12] Hamersma, I.W.J., 2010. Implementation of A Cylindrical Drill in A Haptic Simulation Environment. Eindhoven University of Technology.
- [13] Wu, J., Wang, D., Wang, C.C. and Zhang, Y., 2010. Toward stable and realistic haptic interaction for tooth preparation simulation. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, 10(2), p.021007.
- [14] Lam, D.C., Yang, F., Chong, A.C.M., Wang, J. and Tong, P., 2003. Experiments and theory in strain gradient elasticity. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 51(8), pp.1477-1508.
- [15] Asghari, M., Kahrobaiyan, M.H., Nikfar, M. and Ahmadian, M.T., 2012. A size-dependent nonlinear Timoshenko microbeam model based on the strain gradient theory. *Acta Mechanica*, 223(6), pp.1233-1249.
- [16] Altintaş, Y. and Budak, E., 1995. Analytical prediction of stability lobes in milling. *CIRP annals*, 44(1), pp.357-362.
- [17] Moradi, H., Movahhedy, M.R. and Vossoughi, G., 2012. Bifurcation analysis of milling process with tool wear and process damping: regenerative chatter with primary resonance. *Nonlinear Dynamics*, 70(1), pp.481-509.
- [18] Tajalli, S.A., Movahhedy, M.R. and Akbari, J., 2013. Size dependent vibrations of micro-end mill incorporating strain gradient elasticity theory. *Journal of Sound and Vibration*, 332(15), pp.3922-3944.
- [19] Tajalli, S.A., Movahhedy, M.R. and Akbari, J., 2014. Chatter instability analysis of spinning micro-end mill with process damping effect via semidiscretization approach. *Acta Mechanica*, 225(3), pp.715-734.
- [20] Nayfeh, A.H., 1979. *Nonlinear oscillations*. John Wiley and Sons, New York, pp. 56-59, 387-402.

ممان دوم سطح 
$$I$$
 ممان دوم سطح  $T_0, T_1$  مقیاسهای زمانی  $w_r$  فرکانسهای طبیعی خطیسازی شده  $w_r$ 

8- مراجع

- [1] Poole, R.L., 2010. Vibrations of high-speed dental handpieces measured using laser vibrometry (Doctoral dissertation, University of Birmingham).
- [2] Riyahi, F., Mazidi, A., Jalili, M.M., Mokhtari, A., "Simulation and modeling of dental bur force and vibration at enamel and dentin layers". *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, 2019. (In Persian)
- [3] Moghaddam, M., Nahvi, A., Arbabtafti, M. and Mahvash, M., 2008, June. A physically realistic voxel-based method for haptic simulation of bone machining. In International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications (pp. 651-660). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [4] Jackson, M.J., Robinson, G.M., Sein, H., Ahmed, W. and Woodwards, R., 2005. Machining cancellous bone prior to prosthetic implantation. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 14(3), pp.293-300.
- [5] Xu, L., Wang, C., Jiang, M., He, H., Song, Y., Chen, H., Shen, J. and Zhang, J., 2014. Drilling force and temperature of bone under dry and physiological drilling conditions. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 27(6), pp.1240-1248.
- [6] Yeniyol, S., Jimbo, R., Marin, C., Tovar, N., Janal, M.N. and Coelho, P.G., 2013. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. *Oral* surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology, 116(5), pp.550-555.
- [7] Wu, J., Wang, D., Wang, C.C. and Zhang, Y., 2010. Toward stable and realistic haptic interaction for tooth preparation simulation. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, 10(2), p.021007.
- [8] Henry, E.E. and Peyton, F.A., 1950. Vibration characteristics of the rotating dental instrument. *Journal of dental research*, 29(5), pp.601-615.
- [9] Takamori, K., Furukawa, H., Morikawa, Y., Katayama, T. and Watanabe, S., 2003. Basic study