

**CONTRIBUȚII TEORETICE ȘI
EXPERIMENTALE PRIVIND
STAREA DE TENSIUNI ȘI
DEFORMAȚII CE APAR ÎN
CAZUL PREPARĂRII
CANALELOR RADICULARE
DREPTE PRIN TEHNICI
TRADIȚIONALE**

Acad.Prof.dr.Andrei ILIESCU,
*Universitatea de Medicină și Farmacie
"Carol Davila" București*
As.drd.Oana Elena AMZA
*Universitatea de Medicină și Farmacie
"Carol Davila" București*

Rezumat: Forțele aplicate instrumentului endodontic în timpul prelucrării canalului radicular introduc tensiuni interne în dentină, care suprapunându-se peste tensiunile din timpul masticației pot conduce la fisurarea sau chiar fracturarea structurii dentare. Cunoașterea mărimii acestor tensiuni poate conduce la stabilirea unor măsuri de prevenire a apariției acestora sau la aplicarea unor tratamente de detensionare a zonelor dentinare.

Cuvinte cheie: forțe, instrument endodontic, fractură, tratament

1. CONSIDERAȚII GENERALE

Tratamentul endodontic are ca obiectiv principal recuperarea funcției inițiale a sistemului dentar, succesul tratamentului fiind marcat de funcționarea corectă și timp îndelungat a dintelui supus tratamentului.

Nu puține sunt cazurile în care, chiar în timpul tratamentului, sau cel mai adesea, după terminarea cu succes a tratamentului să apară fisuri sau chiar fracturi în anumite zone ale dintelui, care complică foarte mult tratamentul în continuare. Sunt situații și mai complicate, când se produce fracturarea dintelui deși tratamentul endodontic a fost făcut corespunzător.

Se pune problema care este cauza acestor fracturări care apar la diferite nivele și

**THEORETICAL AND
EXPERIMENTAL
CONTRIBUTIONS ON THE
STATE OF TENSION AND
DEFORMATIONS THAT
OCCURS IN THE PREPARATION
OF ROOT CANALS RIGHT BY
TRADITIONAL TECHNIQUES**

Acad.Prof.dr.Andrei ILIESCU,
*Universitatea de Medicină și Farmacie
"Carol Davila" București*
As.drd.Oana Elena AMZA
*Universitatea de Medicină și Farmacie
"Carol Davila" București*

Abstract: Forces applied during processing endodontic instrument root canal dentin introduce internal tensions that overlapping tensions during chewing can lead to cracking or fracture of tooth structure. Knowing the size of these tensions may lead to measures to prevent their occurrence or the application of stress relieving treatments dentine areas.

Key words: forces, endodontic instrument, fracture, treatment

1. GENERAL CONSIDERATION

Endodontic treatment is mainly aimed at recovering the original function of the dental system, treatment success and marked by the proper functioning of the tooth subjected to prolonged treatment.

There are few cases where, even during treatment, or most often after successful treatment of cracks or fractures occur in certain areas of the tooth, which further complicates treatment are more complicated situations, when endodontic treatment of tooth fracture occurs even though it was done properly.

The question is what is causing these fractures occurring at different levels and in different parts of the tooth.

Obviously fracture arises from a crack in

în diferite zone ale dintelui.

Evident că fractura se naște dintr-o fisură prin dezvoltarea acesteia în timp sub acțiunea anumitor forțe apărute în timpul preparării canalului radicular sau în timpul masticației.

Fisura se dezvoltă dintr-o microfisură, prin propagarea acesteia în timp, sub acțiunea anumitor forțe ce apar în momentele preparării canalului sau în timpul unor șocuri ce apar în timpul masticației sau în alte condiții.

Prin urmare, a apărut ca necesară analiza stării de tensiuni și deformații ce apare în timpul preparării canalelor radiculare și în timpul masticației.

Cercetările cuprinse în această lucrare și-au propus, în vederea acestei analize, următoarele obiective:

- Analiza și determinarea stării de tensiuni și deformații ce apar în timpul tratamentului endodontic;
- Analiza stării de tensiuni și deformații ce apar în timpul masticației;
- Găsirea unor tehnici de tratament care să scadă foarte mult starea de tensiuni și deformații astfel încât să fie eliminat riscul apariției fisurilor și fracturilor.

Determinarea practică a stării de tensiuni și deformații ce apare în timpul preparării canalului este o problemă foarte complicată și aproape imposibil de realizat. Poate că ar fi posibilă făcând analiza termografică secvențială, în fiecare moment al preparării canalului și găsind o relație de legătură între starea de tensiuni introduse mecanic și tensiunile termice care apar, dar această tehnică durează și este foarte costisitoare.

De aceea s-a încercat determinarea teoretică a stării de tensiuni prin modelarea procesului folosind analiza cu elemente finite și facilitățile programului ANSYS.

Pentru ca rezultatele să fie cât mai aproape de realitate s-au făcut încercări experimentale în diferite ipostaze ale preparării canalului și folosind diferite tehnici de preparare, astfel:

- cazul pregătirii pereților canalului radicular

its development while the action of certain forces occurring during root canal preparation or during chewing.

A crack develops cracks, the propagation time, the action of certain forces that occur at times during the preparation of the canal or shocks that occur during chewing or other conditions.

It therefore appears necessary to analyze the state of stress and strain that occurs during root canal preparation and during chewing.

Research contained in this paper have proposed for this analysis, the following objectives:

- Analyzing and determining the state of tension and strain that occur during endodontic treatment;
- Analysis of the tensions and deformations that occur during chewing;
- Finding treatment techniques to greatly reduce tension and strain so that it eliminated the risk of cracks and fractures.

Practical determination of the state of tension and strain that occurs during preparation of the canal is a very complicated and almost impossible. Perhaps it would be possible by analysis of sequential thermography, in every moment of canal preparation and finding a relationship between the state of tension brought about mechanical and thermal stresses that occur, but this technique is lasting and very costly.

There fore attempted to determine the state of tension by theoretical modeling using finite element analysis program ANSYS and facilities.

For results to be as close to real experimental tests were made in different aspects of canal preparation using different preparation techniques, as follows:

- If root canal preparation techniques traditional walls;
- If root canal obstruction by traditional techniques;
- When preparing the root canal walls using ultrasonic activated endodontic instruments;
- If root canal obstruction by ultrasonic condensation of gutta-percha cones;

prin tehnici tradiționale;

- cazul obturării canalului radicular prin tehnici tradiționale;
- cazul pregătirii pereților canalului radicular folosind instrumente endodontice activate ultrasonic;
- cazul obturării canalului radicular prin condensarea ultrasonică a conurilor de gutapercă;

Pentru fiecare caz în parte s-au luat în considerare două tipuri de canale – canalul radicular drept și canalul radicular curb – folosind o anumită mărime a forțelor determinată "în vitro".

2. ANALIZA STĂRII DE TENSIUNI ȘI DEFORMAȚII ÎN CAZUL PREPARĂRII CANALULUI RADICULAR FOLOSIND TEHNICI TRADIȚIONALE.

Prepararea canalului radicular presupune două etape distincte și anume:

- pregătirea pereților cavității canalului radicular;
- obturația cavității canalului radicular

S-a făcut această distincție deoarece forțele aplicate pe pereții canalului sunt diferite în cazul pregătirii pereților față de obturația și etanșarea canalului radicular.

Sunt foarte multe tehnici tradiționale folosite pentru această operație, diferența dintre ele fiind dată de instrumentul folosit și tehnica corespunzătoare mărimea forțelor utilizate fiind diferită, dar într-o gamă foarte mică de valori. În acest studiu nu este personalizată tehnica tradițională, dar oricare ar fi ea, studiul procesului folosind metoda de analiză cu elemente finite se face la fel.

Pentru că sunt diferențe mari între tratamentul endodontic al cavităților radiculare drepte și cel al canalelor radiculare curbe se va analiza separat fiecare caz în parte.

Pentru a realiza un studiu comparativ s-au stabilit trei stări de încărcări, ținând cont de forțele posibile a fi aplicate de clinician

For each case were considered two types of channels - as a root canal and root canal curve - with a certain amount of force determined "in vitro".

2. ANALYSIS OF THE STRESS AND STRAIN FOR ROOT CANAL PREPARATION USING TRADITIONAL TECHNIQUES.

Preparation of root canal involves two distinct phases, namely:

- Preparing the root canal cavity walls;
- Filling the root canal cavity

To make this distinction because the forces applied to the channel walls are different for preparation and sealing walls to root canal fillings.

There are many traditional techniques used to accomplish this, the difference between them being given by the instrument used and the technique used is different corresponding to the size of forces, but in a very small range of values. In this study traditional technique is not personalized, but any kind, the study process using finite element analysis is the same.

Because there are large differences between endodontic treatment of root cavities straight and curved root canals will analyze each case separately.

To do a comparative study of three states settled the charges, bearing in mind possible to be applied to clinical endodontic instruments introduced into the channel, taking into account cases: $F1 = 1.0 \text{ N}$, $F2 =$

prin instrumentele endodontice introduse în canal, luând în considerare cazurile: F1=1,0 N; F2=2,0 N; F3=4,0 N.

2.0 N , F3 = 4.0 N.

3.REZULTATE EXPERIMENTALE

Pentru simplificare s-a considerat că mărimea forțelor aplicate pe pereții canalului este constantă, indiferent că este vorba de treimea coronară, treimea medie sau treimea apicală.

Acționând cu aceste forțe introduse de instrumentele endodontice în dentină vor apare tensiuni corespunzătoare, care se opun acestor forțe și respectiv îndepărtării stratului de dentină afectată (conform principiului acțiunii și reacțiunii din mecanică). Cunoașterea mărimii acestor tensiuni este necesară deoarece în momentul în care tensiunea introdusă în dentină depășește rezistența la rupere, corespunzătoare modulului de elasticitate (tab.1) în aceasta vor apare fisuri sau microfisuri.

3. EXPERIMENTAL RESULTS.

For simplicity it was considered that the size of forces applied on the walls of the channel is constant, whether it's third crown, third apical third medium.

Acting with these forces in dentin endodontic instruments introduced strains will be appropriate to oppose these forces and that the removal of affected dentin layer (the principle of mechanical action and reaction). Knowing the size of these tensions is necessary because when the voltage exceeds introduced in dentin tensile strength, modulus of elasticity corresponding (Table 1) will appear in the cracks or crazing.

Tabelul 1. Mărimile caracteristice dentinei

Proprietăți	Valoare
Modulul lui Young [daN/m ²]	20E9
Coeficientul lui Poisson	0.29
Densitatea [daN/m ³]	2400

Table 1. Sizes characteristic of dentin

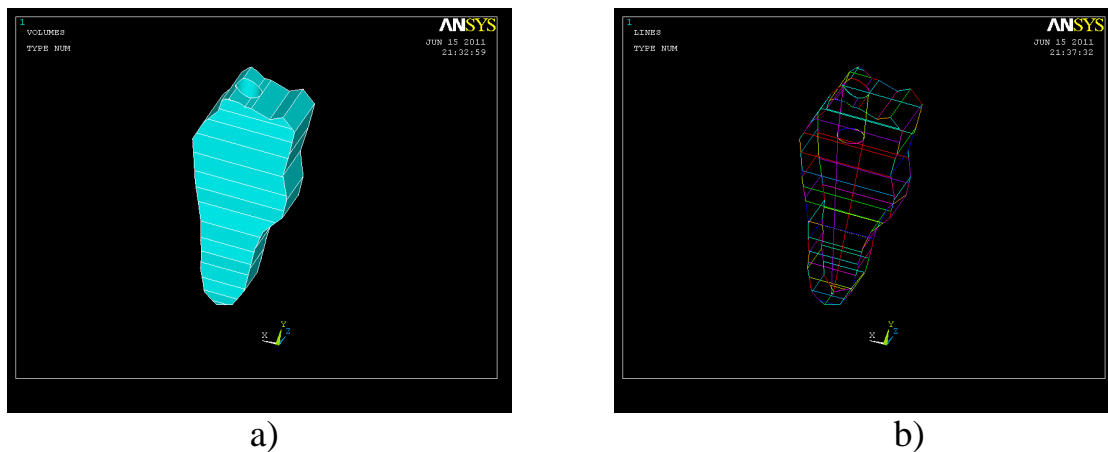
Value Properties	Value
Young's modulus [daN/m ²]	20E9
Poisson's ratio	0.29
Density [daN/m ³]	2400

Pentru aceasta se parcurg etapele:

- se generează geometria volumelor dintelui (fig.1, a) și geometria canalului radicular (fig.1, b);
- se face analiza structurală. Pentru aceasta se introduc în program mărimile caracteristice țesutului dentar;

For it is through the steps:

- Is generated tooth geometry volumes (Fig. 1 a) and root canal geometry (Fig. 1, b);
- Is structural analysis. For this program be placed in your teeth characteristic sizes;



a)

b)

Fig.1 Reprezentarea dintelui:

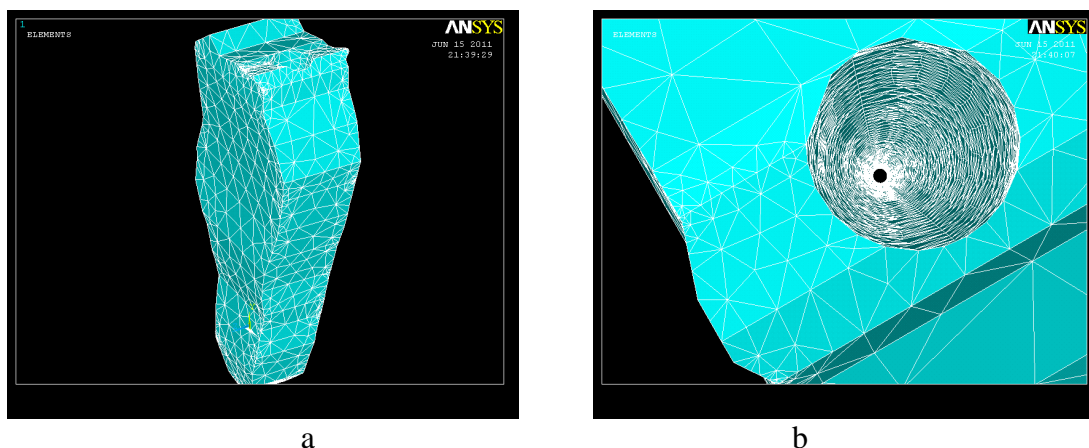
a – geometria volumelor dintelui; b – geometria canalului radicular

Fig.1. Representation of tooth:

a - volume tooth geometry, b - root canal geometry

- se face discretizarea dintelui și a canalului radicular folosind elementul de discretizare SOLID 45 (3D cu 10 noduri tetraedral solid), așa cum se vede în figura 2.

- Is a root canal tooth mesh using mesh element SOLID 45 (3D tetrahedral solid 10 knots), as shown in figure 2.



a

b

Fig.2 Discretizarea structurii studiate:

a – discretizarea dintelui; b – vedere din interior a canalului radicular discretizat

Fig.2 . Mesh structure studied:

a - tooth mesh, b - view from inside the root canal discretized

- simularea și studierea condițiilor funcționale ale dintelui este cea mai importantă etapă în realizarea analizei cu elemente finite. Pentru aceasta s-a realizat analiza comparativă a înălțimii medii de încăstrare în structura osoasă pentru un astfel de dinte cu canalul radicular drept și s-a făcut reprezentarea grafică a acestei încăstrări care se prezintă în figura 3.

- Simulation and study of functional conditions of the tooth is the most important step towards realizing the finite element analysis. This was done for comparative analysis of average height for a recessed bone structure such as a tooth root canal and was recessed graphical representation of this is shown in Figure 3.

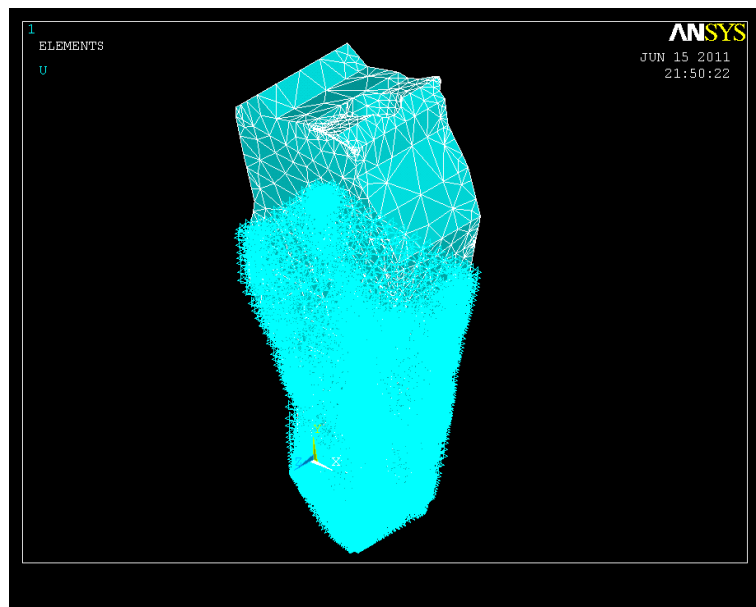


Fig.3 Încadrarea dintelui în structura osoasă
Fig.3 Tooth embedding in bone structure

- aplicarea sistemului de forțe ce acționează pe pereții canalului radicular în timpul introducerii instrumentului endodontic ce face răzuirea și curățarea stratului de dentină afectată. Din analiza tipurilor de canale și a tehnicilor de pregătire a acestora a rezultat că zona cea mai puternic solicitată este treimea apicală. Întotdeauna, în treimea apicală este spațiul cel mai mic, iar frecarea dintre pereții treimii apicale și instrumentul endodontic este cea mai mare.

În oricare tehnologie de pregătire a canalului, în momentul în care se ajunge în treimea apicală, treimea coronară și chiar treimea mediană au secțiunile mult mai mari iar frecarea dintre pereții canalului și instrumentul endodontic este prin comparație, mai mică.

Prin urmare, în treimea apicală, volumul cavității de prelucrat este mai mic, are forma conică și predispune la apariția unui concentrator de tensiune.

De remarcat este și faptul că mișcarea instrumentului pe direcție verticală produce în tubulii dentinari tensiuni alternative de întindere-compresiune $S_i - S_{co}$.

La deplasarea instrumentului endodontic spre treimea apicală, acesta produce tensiuni de compresiune și o tasare a

- Application of the forces acting on the root canal walls during endodontic instrument introduction makes scraping and cleaning the affected dentin layer. The analysis of the types of channels and their preparation techniques showed that the most highly requested apical third. Always, the apical third is the smallest gap and friction between the walls and apical third of endodontic instrument is highest.

In any technology training channel when it reaches the apical third, third and even third median crown-sections much larger and the friction between the channel walls and endodontic instrument is comparatively lower.

There fore, apical third of the volume processed cavity is smaller, has conical concentrator predisposes to the appearance of a voltage.

Noteworthy is the fact that the move tool vertically tubulii produce dentin tensile-compressive $S_i - S_{co}$.

To move to third apical endodontic instrument, it produces compressive stresses and compaction of the material while moving in reverse, it produces tensile stresses with a tendency for portions of dentine removal of

materialului în timp ce la deplasarea în sens invers, acesta produce tensiuni de întindere odată cu tendința de eliminare de porțiuni de dentină din structura dintelui (fig. 4).

tooth structure (Fig. 4).

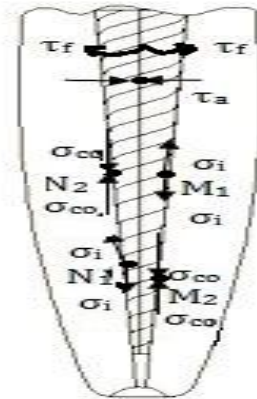


Fig.4 Tensiunile introduse de instrumentul endodontic, în timpul preparării canalului radicular drept

Fig.4 Endodontic instrument input voltages during root canal as preparation

În fiecare punct de contact M_i și N_i dintre instrumentul endodontic și pereții canalului vor apărea tensiuni de întindere S_i și de compresiune S_{co} , tensiuni care sunt variabile ca mărime pe cele trei axe deoarece instrumentul endodontic se deplasează nu numai pe verticală ci poate să aibă și o anumită rotație în jurul axei sale t_f .

Each contact point M_i and N_i of endodontic instrument and the channel walls is stretching S_i and compression S_{co} stresses, tensions that are variable in size on the three axes as endodontic instrument not only move vertically but can also have some rotation around its axis t_f .

În figura 5 se prezintă forțele ce acționează în treimea apicală în cazul în care asupra instrumentului endodontic se acționează cu forțe $F_1=1N$.

Figure 5 presents the forces acting on apical third where the endodontic instrument is operating with forces $F_1 = 1N$.

Ca urmare a aplicării acestei forțe, în zona vârfului treimii apicale materialul tinde să se deplaseze cu preponderență pe direcția aplicării forței (axa OY) cu deplasare UY.

As a result of applying this force, in the apical third of the material tip tends to move in the direction of force mainly (OY axis) UY shift.

În figura 6 se constată că modificarea structurii datorită deplasării instrumentului endodontic se face cu o deformare $UY=0,016$ mm.

Figure 6 shows that changing the structure resulting from displacement of endodontic instrument is made with a strain $UY = 0.016$ mm.

Aceste deformări de ordinul sutimilor de mm, nu sunt foarte importante, dar există și trebuie luate în considerare mai ales când se face și operația de obturare a acestei zone, care se face cu forțe mai mari.

These deformations of the order of hundredths of a mm, not very important, but there should be considered especially when the shutter is made and operation of this area, which is done by larger forces.

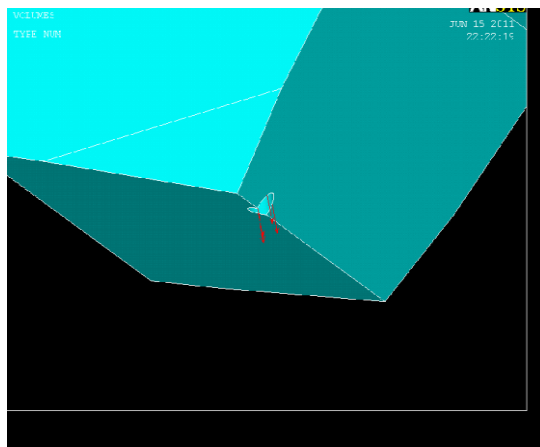


Fig. 5. Aplicarea forței F1=1,0N, în zona treimii apicale

Fig. 5. F1 = 1,0 N of force in the apical third

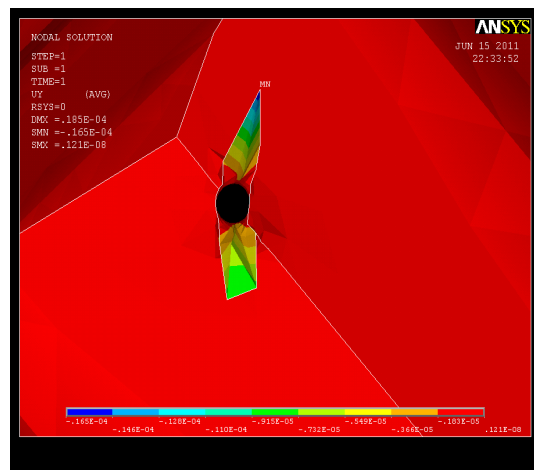


Fig. 6. Deplasările și respectiv deformațiile pe axa OY, în cazul aplicării forței F1=1,0N; UY=0.016mm

Fig. 6. Displacements and deformations that the axis OY, where F1 = 1,0 N of force, UY = 0,016 mm

Ca urmare a aplicării acestei forțe $F_1=1,0N$ și apariției sistemului de forțe din figura 5 (în treimea apicală), în structura dintelui apare o stare de tensiuni caracterizată de prezența tensiunilor axiale de tip Von Mises, care sunt tensiuni de forfecare (fig. 7). Sunt prezentate tensiunile de întindere ce pleacă de la o valoare minimă la una maximă, în figură tensiunea maximă fiind $\tau_{max} = 12 \cdot 10^9 N/m^2$, valoare destul de departe de rezistența maximă a dentinei, dar care poate provoca deformarea materialului în funcție de lărgimea canalului.

În figura 8 sunt prezentate tensiunile care apar în structură de-a lungul axei OY, axa de-a lungul căreia acționează forțele de debridare în timpul pregătirii canalului. După cum se observă, în structura materialului există posibilitatea apariției unei stări de tensiuni de compresiune, în timp ce în alte zone tensiunile sunt de întindere și au o valoare maximă $\tau_{i,max} = 1,3 \cdot 10^{10} N/m^2$. Această valoare implică o comportare elastică a structurii dintelui dar este mai aproape de valoarea modulului de elasticitate, ceea ce poate conduce la îndepărtarea de material și lărgirea canalului.

As a consequence of such forces $F_1 = 1.0 N$ and the occurrence of power system in Figure 5 (in the apical third), the tooth structure is one characterized by the presence of tension type axial stress Von Mises shear stress which (Figure . 7).

Tensile stresses are presented which starts from a minimum to maximum, the maximum voltage in the figure, $\tau_{max} = 12 \cdot 10^9 N/m^2$, a value far enough from the maximum resistance of dentin, but can cause deformation of the material according to the channel width.

Figure 8 summarizes the tensions that arise in the structure along the axis OY, the axis along which the forces acting during the preparation of canal debridement. As shown, the material structure is the possibility of a state of compressive stress, while other areas are the tensile stress and maximum value $\tau_{i,max} = 1,3 \cdot 10^{10} N/m^2$. This value implies an elastic behavior of the structure of the tooth but is closer to the value of modulus of elasticity, which can lead to removal of material and channel widening.

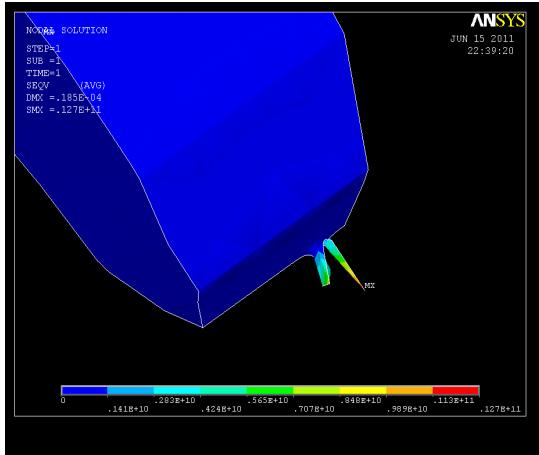


Fig. 7. Tensiunile Von Mises în cazul încărcării instrumentului endodontic cu forțele F1=1,0N,

$$\tau_{\max} = 12 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

Fig. 7. Von Mises tensions for endodontic instrument loaded with forces F1 = 1.0 N

$$\tau_{\max} = 12 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

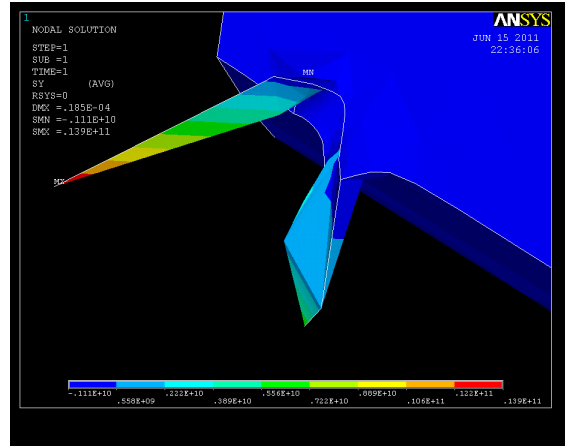


Fig. 8. Tensiunile apărute pe axa OY în cazul

încărcării cu forțe F1=1,0N, $\tau_{\max} = 1,3 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2$

Fig. 8. Tensions occurred when loading axis OY forces F1 = 1.0 N

$$\tau_{\max} = 1,3 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2$$

În cazul în care în treimea apicală acționează același sistem de forțe dar încărcarea se face cu F₂=2,0N (fig. 9) în zona vârfului treimii apicale apar deformații ale acestuia UY=0,031 mm, deformații care sunt mult mai mari decât în primul caz (fig. 10). Ca urmare a acțiunii acestui sistem de forțe (se consideră aplicată aceeași forță în toate punctele nodale) tensiunile din zona studiată sunt atât de întindere cât și de compresiune.

If the apical third of the same system of forces acting but is loaded with F₂ = 2,0 N (Fig. 9) in the apical third of peak deformations occur UY = 0.031 mm thereof, deformations that are much higher than in the first case (fig. 10). Following the action of this system of forces (applied the same force is considered in all nodal points) tensions in the study area are both tensile and compressive.

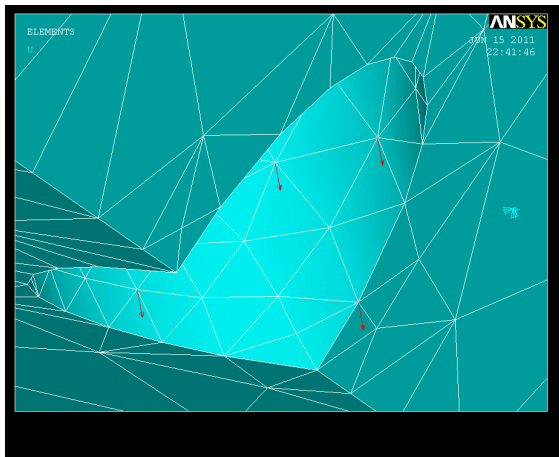


Fig. 9. Aplicarea forțelor în treimea apicală în cazul încărcării cu forța F2=2,0N

Fig. 9. Applying forces in apical third for load force F2 = 2,0 N

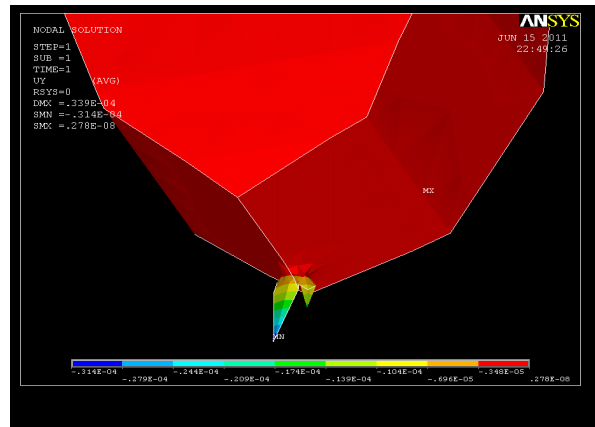


Fig. 10. Starea de deformații a dintelui în cazul încărcării cu forțe F2=2,0N; UY=0.031mm

Fig. 10. The state of deformation of the tooth when loaded with forces F2 = 2,0 N, UY = 0,031mm

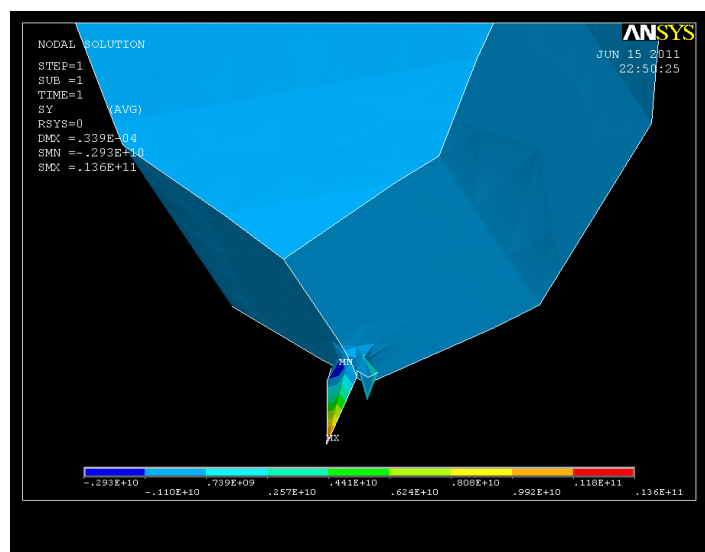


Fig. 11. Starea de tensiuni pe direcția OY, în cazul în care încărcarea instrumentului endodontic se face cu forțe $F_2=2,0N$

Fig. 11. Tension in the direction OY, where endodontic instrument is loaded with force $F_2 = 2,0 N$

Tensiunile de compresiune au o valoare mai mică decât tensiunile de întindere și anume $\sigma_{co} = 2 \cdot 10^9 N/m^2$, în timp ce tensiunea de întindere maximă are valoarea $\sigma_{i\max} = 13 \cdot 10^9 N/m^2$. Valoarea este superioară tensiunii similare din primul caz de încărcare, dar se află în zona tensiunilor ce implică o comportare elastică a dintelui. Această valoare este însă mai apropiată de valoarea modulului Young, ceea ce implică, de asemenea, posibilitatea deformării canalului, respectiv a lărgirii acestuia.

Cel de-al treilea caz de încărcare constă în aplicarea unui sistem de 4 forțe în treimea apicală (sunt 4 noduri rezultate în urma discretizării) însă valoarea acestora este $F_3=4,0N$. În figura 12 sunt prezentate deplasările din zona studiată ce ajung la o valoare pe direcția OY notată $UY=0,06 mm$, valoare sensibil mai mare decât în cazurile precedente.

Voltagile au o compresiune mai mică decât tensiunile, anume $\sigma_{co} = 2 \cdot 10^9 N/m^2$, în timp ce tensiunea de întindere maximă are valoarea $\sigma_{i\max} = 13 \cdot 10^9 N/m^2$.

But this value is closer to the value of Young module, which also involves the possibility of channel distortion, namely its enlargement.

The third case load consists of applying a system of four forces in the apical third (4 knots are resulting from the mesh) but their value is $F_3 = 4,0 N$. In Figure 12 are presented in the study area reaching movements in the direction OY value denoted $UY = 0.06 mm$, a value significantly higher than in previous cases.

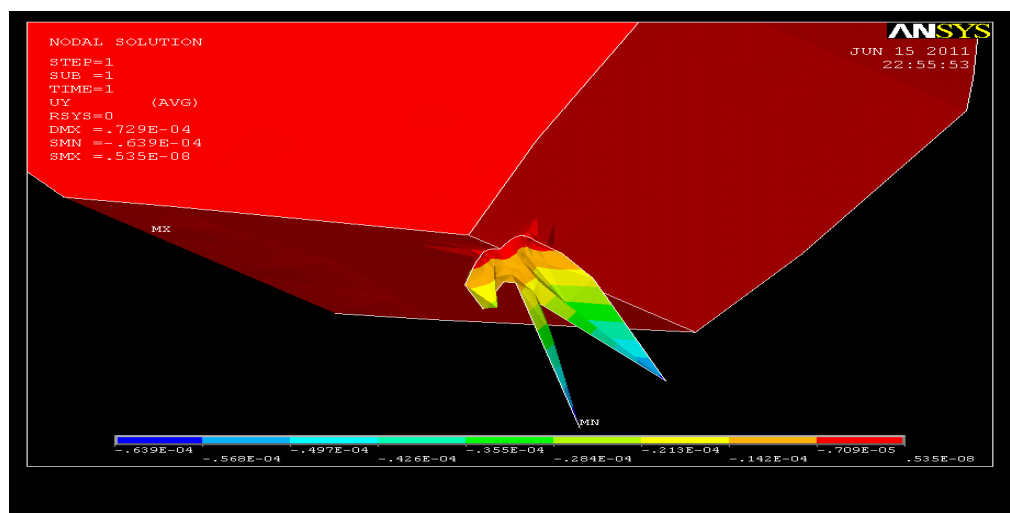


Fig. 12. Deplasările din zona treimii apicale în cazul încărcării instrumentului endodontic cu forța $F_3=4,0N$; $UY=0,06mm$

Fig. 12. Movements in the apical third of endodontic instrument for forcibly loading $F_3 = 4,0 N$, $UY = 0,06mm$

În figura 13 sunt prezentate tensiunile corespunzătoare pe axa OY, atunci când sistemul de forțe acționează spre peretele canalului (fig. 13, a) și cele care apar în pereții canalului și rămân în structura dintelui după pregătire (fig. 13, b). Tensiunile introduse spre pereți sunt de forfecare și au valoarea maximă $\tau_{f \max} = 51 \cdot 10^9 N/m^2$, (fig. 14) mult mai mare decât valoarea modulului de elasticitate a dentinei (cazul în care se desprinde stratul de dentină de pe pereți). Aceasta implică o comportare elasto-plastică a structurii, ceea ce înseamnă că dintele se va deforma în timpul lucrului fără a mai reveni la forma inițială.

În structură apar tensiuni și pe alte direcții nu numai pe direcția OY de acționare a forțelor. De exemplu, în figura 14, este prezentată starea de tensiuni pe direcția OX, în cazul încărcării cu forțe $F_3=4,0N$. În acest caz, tensiunea este de întindere, cu o valoare maximă $\sigma_{i \max} = 16 \cdot 10^9 N/m^2$, valoare foarte apropiată de rezistența de rupere a dentinei.

Tensiunile de tip Von Mises s-au studiat folosind imaginea din figura 15, unde se vede că valoarea maximă este cea a tensiunii de forfecare valoare superioară modulului de elasticitate a materialului. Această valoare confirmă deformarea elasto-plastică a structurii în timpul pregătirii

Figure 13 presents the corresponding strains OY axis, when the system of forces acting to channel wall (Fig. 13, a) and those appearing in the walls of the channel and remain in the structure of the tooth after preparation (Fig. 13, b). Tensions are introduced to the shear walls and maximum value (Fig. 14) much higher than the modulus of elasticity of dentin (where dentin layer detaches from the wall). It involves elastic-plastic behavior of the structure, which means that the tooth will deform during operation without return to original form.

The structural tensions in other directions not only in the direction OY driving forces. For example, in Figure 14, is the present state of tension in the direction OX, where load force $F_3 = 4.0 N$. In this case, the tension is tension, with a maximum value

$$\sigma_{i \max} = 16 \cdot 10^9 N/m^2,$$

a value very close to breaking resistance of dentin.

Von Mises type tensions were studied using the image in Figure 15, which shows that the maximum voltage is the higher value $\tau_{f \max} = 42 \cdot 10^9 N/m^2$ of shear modulus of the material. This figure confirms the elasto-plastic deformation of the structure during the preparation of the canal by removing the material to the appropriate extension of apical

canalului prin îndepărtarea de material până la lărgirea corespunzătoare a zonei apicale.

area.

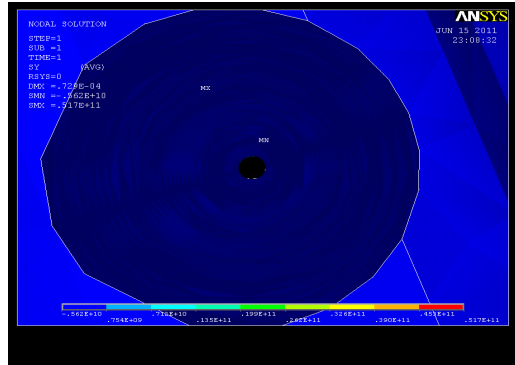
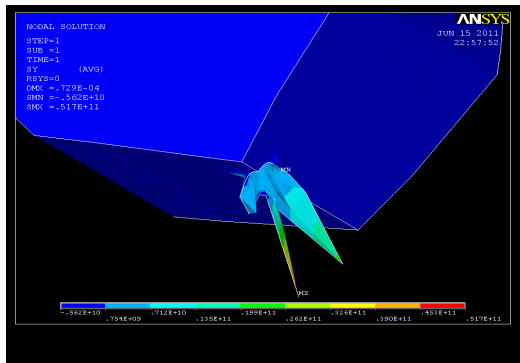


Fig. 13. Starea de tensiuni pe axa OY, în cazul încărcării cu forța F3=4,0N: a-tensiunile introduse de instrumentul endodontic; b-tensiunile rămase în pereți
 Fig. 13. Tension on the axis OY, where load force F3 = 4.0 N: input voltages to endodontic instrument, b-tension remaining walls

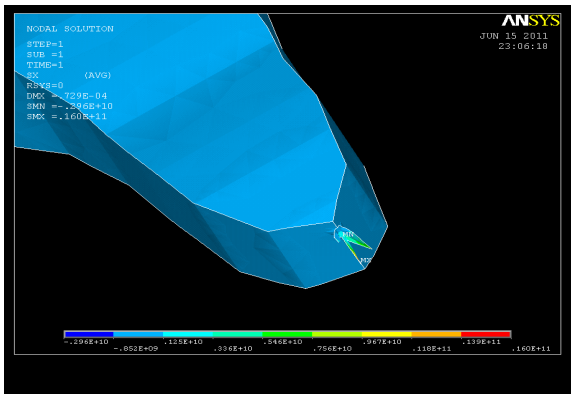


Fig. 14. Starea de tensiuni pe axa OX, în cazul încărcării cu o forță F3=4,0N; $\tau_{f \max} = 16 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$

$$\tau_{f \max} = 51 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

Fig. 14. OX-axis tension, when loading with a force F3 = 4.0 N

$$\tau_{f \max} = 16 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

$$\tau_{f \max} = 51 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

4. CONCLUZII

Forțele aplicate instrumentului endodontic în timpul prelucrării canalului radicular introduc tensiuni interne în dentină, care suprapunându-se peste tensiunile din timpul masticăției pot conduce la fisurarea sau chiar fracturarea structurii dentare.

Cunoașterea mărimii acestor tensiuni poate conduce la stabilirea unor măsuri de prevenire a apariției acestora sau la aplicarea

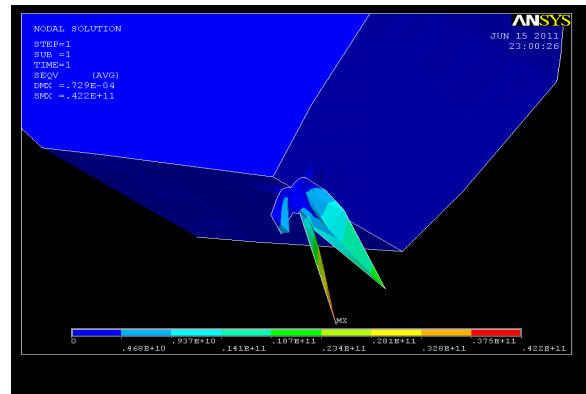


Fig. 15. Tensiunile Von Mises în cazul încărcării cu forțe F3=4,0N; $\sigma_{i \max} = 0,5 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2$

$$\tau_{f \max} = 42 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

Fig. 15. Von Mises tensions when load forces F3 = 4.0 N;

$$\sigma_{i \max} = 0,5 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2$$

$$\tau_{f \max} = 42 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$$

4.CONCLUSIONS

Forces applied during processing endodontic instrument root canal dentin introduce internal tensions that overlapping tensions during chewing can lead to cracking or fracture of tooth structure.

Knowing the size of these tensions may lead to measures to prevent their occurrence or the application of stress relieving treatments dentine areas.

unor tratamente de detensionare a zonelor dentinare.

BIBLIOGRAFIE

1. Amza, Oana Elena – Contribuții privind utilizarea ultrasunetelor în endodonție, Referat Științific nr.2, catedra de Endodonție, Universitatea de Medicină și Farmacie, Carol Davila, București, aprilie, 2011.
2. Ahmad M et al: Ultrasonic debridement of root canals: acoustic activation and its relevance, J Endod 14:486, 1989.
3. Peters L: Prevention and management in endodontic surgery, Dent Clin North Am 41(3):513, 1997.
4. Radocea (Amza) O.E., Iliescu A. - A study about internal root canal morphology of mandibular incisors, premolars and molars in roumanian patients. ABSTD 5-th European Meeting 15-17 apr. 2010.
5. Saw L-P, Messer HH: Root strains associated with different obturation techniques, J Endod 21:314, 1995.
6. Vire DE: Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation, J Endod 17:338, 1991.
7. Zakariasen KL, Zakariasen KA, McMinn MM: Today's sonics, J Am Dent Assoc 123:67, 1992.

BIBLIOGRAPHY

1. Amza, Oana Elena - Contributions on the use of ultrasound in endodontics, reports Scientific No. 2, Department of Endodontics, University of Medicine and Farmacie, Carol Davila, Bucharest, April, 2011.
2. Ahmad M et al: Ultrasonic debridement of root Canals: Acoustic activation and ITS relevance, J Endod 14:486, 1989.
3. Peters L: Prevention and management in endodontic surgery, Dent Clin North I 41 (3): 513, 1997.
4. Radocea O.E, Iliescu A. - A study about internal root canal of mandibular incisors Morphology, and molars in Roumanian premolars patients. 5-th European Meeting ABSTD April 15 to 17. 2010.
5. Saw LP, Messer HH: Root strains with different obturation Associated Techniques, J Endod 21:314, 1995.
6. Vire D.E: Failure of endodontically Treated teeth: classification and evaluation, J Endod 17:338, 1991.
7. Zakariasen K.L, K.A Zakariasen, McMinn MM: Today's Sonics, J Dent Assoc 123:67 I, 1992.