

PRINCIPIILE DE FOLOSIRE A ARCURILOR CA ELEMENT INDISPENSABIL ÎN TRATAMENTUL ORTODONTIC

Solomon Oleg, *dr, în științe medicale.*
Jarovlea-Bejenari Mihaela, *doctorand.*

Catedra de stomatologie ortopedică „Iarion Postolachi“ a USMF „Nicolae Testemițanu“

PRINCIPLES OF USING ARCHWIRES AS AN ESSENTIAL ELEMENT IN ORTHODONTIC TREATMENT

Solomon Oleg, *PhD, assoc., prof.*
Jarovlea-Bejenari Mihaela, *doctorand.*

“Iarion Postolachi” Department of Orthopaedic Stomatology, “Nicolae Testemițanu” State University of Medicine and Pharmacy of the Republic of Moldova

Rezumat

Tratamentul ortodontic prin metoda adezivă fixă implică în sine o serie de manipulații ce au drept scop rezolvarea problemelor favorizate de malocluziile dento-alveolare de diferită etiologie. Varietatea arcurilor se datorează proprietăților acestora, calității aliajului și componenta propriu-zisă.

Articolul implică în sine cercetarea variațiilor și analiza periodicității clinice de aplicare a elementelor active — arcurile ortodontice. S-au identificat calitatea de origine, formele, aliajele și particularitățile de ultimă oră. În realizarea acestui studiu au fost folosite informațiile din protocoalele individuale, anamneza, datele clinice și paraclinice înregistrate pentru fiecare pacient în parte. S-au cercetat peste 100 de arcuri în tratament, metoda directă de acțiune, din fișa medicală și fotoprotocol, s-au efectuat comparațiile dintre situația inițială și la toate etapele de tratament. S-au luat în calcul gradul de înghesuire și sectorul de influență, timpul de acțiune și malocluzia în cauză. În laborator, sub formă experimentală s-au creat condiții la care au fost supuse cercetării o serie de manipulații: (temperatura), conform prescripțiilor de utilizare, crearea deformărilor pe arc și revenirea acestora la forma inițială fiind ales aleator producătorul.

Cuvinte cheie: arcuri, aliaj, tratament, proprietăți.

Actualitatea temei

Tratamentul ortodontic prin metoda adezivă fixă implică în sine o serie de manipulații ce au drept scop rezolvarea problemelor favorizate de malocluziile dento-alveolare de diferită etiologie. Un accent major în acest sens îl deține: arcurile- elementele active ale aparatelor fixe, care declanșează forță ortodontică, proprietățile lor contribuind la corectarea malpozițiilor dentare, deplasarea dinților în ocluzie stabile și

Summary

Orthodontic treatment using the fixed adhesive method involves a series of manipulations aimed to solve the problems caused by dento-alveolar malocclusions of different aetiologies. The variety of archwires is due to their properties, the quality of the alloy and the component itself.

The article itself involves the research of variations and analysis of the clinical periodicity of application of the active elements — archwires. The quality of origin, shapes, alloys and the latest features were identified. The information from individual protocols, anamnesis, clinical and paraclinical data recorded for each patient was used in this study. More than 100 arches were investigated in the treatment, the direct method of action, from the medical record and photoprotocol, some differentiations were done between the initial situation and the one at all stages of treatment. It was also considered the degree of tightness and sector of influence, the time of action and the malocclusion. In the laboratory, in experimental form, were created some conditions under which a series of manipulations were subjected to research: temperature, according to the instructions, the creation of deformations on the archwires and their return to the original form, the manufacturer being chosen randomly.

Keywords: archwires, alloys, treatment, properties.

Introduction

Orthodontic treatment using the fixed adhesive method involves a series of manipulations aimed to solve problems caused by dento-alveolar malocclusions of different aetiologies. A key role in this regard is held by: the archwires — active elements of the fixed units, which activates orthodontic force, their properties contributing to the correction of

obținerea unei forme ideale a arcașelor dentare. Pe parcursul tratamentului ortodontic se folosește o secvență de arcuri, diferite ca și structură, proprietăți, dimensiuni și formă pe secțiune. [6]

Variatatea arcurilor se datorează proprietăților acestora, calității aliajului și componenta aliajului propriu-zis din care face parte proprietatea elastică și plastică, cât și indicațiile terapeutice conform etapelor necesare pentru rezolvarea malocluziei în cauză. Principiul de lucru s-ar diviza în trei faze de acțiune. Prima etapă se declanșează prin efectul de „Nivelare”, fiind întrebuințate arcuri de o elasticitate înaltă și forțe continue ușoare pentru a corecta malpozițiile dentare. Urmată de faza ce ține de mișcări dentare propriu zise, împreună cu componența adezivă fixă fac controlul de torque, corectarea curbei ocluziei și închiderea spațiilor, iar sfârșitul tratamentului este adus de corecția finală a ocluziei. [4]

Pe parcursul deceniilor s-au cercetat și propus mai multe aliaje demne de a-și induce efectele biomecanice necesare, respectiv, arcurile pot fi confecționate din : Aur, Fier, oțel inoxidabil, aliaj de Crom-Cobalt, Titan-Molibden, Titan-Nichel. Aurul a fost declarat ca fiind un material cu o duritate scăzută, moale, ușor suportă îndoituri și pierde efectul de elasticitate.

Oțelul și aliajul Crom -Cobalt spre exemplu au caracteristici asemănătoare în ceea ce privește rezistența. Formula tipică cunoscută reprezintă Crom 18% și Nickel 8% [5]. Desigur, aceste proporții sunt mereu în schimbare pentru a identifica cea mai ideală componență. O popularitate are și aliajul „Elgiloy”(SUA) promovat încă din 1950 de către Elgin Watch Company: Cobalt 40%, Crom-20%, Nickel 15 %, Molibden 7%, Mangan 2%, Carbon 0,015%, Beriliu 0,04%. Această formulă prezintă interes prin caracteristicile ce le deține de: rezistența înaltă la deformare, prelucrare termică simplă, sudarea ușoară a elementelor auxiliare, prelucrare electrolitică necomplicată, coeficientul de rezistență la coroziune majoră și nu are proprietăți magnetice. [fig.nr.1]

	Module de elasticitate (GPa)	Rigiditatea materialelor relative cu Oțelul	Stabilit de Angle (Degradare*)
Aur (prelucrat termic)	83	0.41	12
Oțel (stainless steel-	200	1.00	NA
Oțel Australian (TP Labs)	193	0.97	12
Crom-Cobalt (aliajul Rocky-Mountain)	193	0.97	16
Crom-Cobalt (prelucrat termic)	200	1.00	35
Beta-titanium TMA	72	0.36	87
#A-NiTi(Nitinol SE)	83**	0.41	NA
#M-NiTi (Nitinol)	33	0.17	42

*Gradul de îndoire în inch înainte de o deformare finală
#A- forma Austenită ; M- forma Martensită

Fig.nr.1 Proprietăți comparative a arcurilor ortodontice

dental malpositions, displacement of teeth in stable occlusion and obtaining an ideal shape of the dental arches. During orthodontic treatment a sequence of springs is used, different in structure, properties, size and shape per section. [6]

The variety of archwires is due to their properties, to the quality of the alloy and the composition of the alloy itself, of which the elastic and plastic properties are a part, as well as the therapeutic indications according to the steps necessary to solve the malocclusion. The working method would be divided into three phases of action. The first one starts by the „Levelling” effect, using springs of high elasticity and continuous gentle forces to correct dental malpositions. This is followed by the dental movement phase, together with the fixed adhesive component controls the torque, corrects the curve of the occlusion and closes the gaps, and the end of the treatment is the final correction of the occlusion. [4]

Over the decades, have been researched and proposed several alloys able to induce necessary biomechanical effects, i.e. archwires can be made from: Gold, Iron, Stainless Steel, Chromium — Cobalt alloy, Titanium — Molybdenum, TitaniumNickel. Gold was declared as a material with low hardness, soft, easy to bend and loses elasticity effect.

Steel and Chromium-Cobalt alloy, for example, have similar strength characteristics. Typical known formula is Chromium 18% and Nickel 8% [5]. Of course, these proportions are always changing to identify the best component. The „Elgiloy” alloy (USA) promoted since 1950 by the Elgin Watch Company is also popular: Cobalt 40%, Chromium 20%, Nickel 15%, Molybdenum 7%, Manganese 2%, Carbon 0.015%, Beryllium 0.04%. This formula is of interest because of its characteristics: high resistance to deformation, simple heat processing, easy welding of auxiliary elements, simple electrolytic processing, the corrosion resistance coefficient and do not have magnetic properties. [fig.no.1]

	Elasticity modules (GPa)	Rigidity of materials relative to steel	Determined by Angle (Degradation*)
Gold (heat-treated)	83	0.41	12
Steel (stainless steel-	200	1.00	NA
Australian Steel (TP Labs)	193	0.97	12
Chrome-Cobalt (Rocky-Mountain alloy)	193	0.97	16
Chrome-Cobalt (heat-treated)	200	1.00	35
Beta-titanium TMA	72	0.36	87
#A-NiTi(Nitinol SE)	83**	0.41	NA
#M-NiTi (Nitinol)	33	0.17	42

* Degree of bending in inches before final deformation
#A- Austenite shape ; M- Martensite shape

Fig.no.1 Comparative properties of orthodontic archwires

Aliajul bine cunoscut în programele spațiale inventat încă din 1960 de către Wiliam F. Buehler, a fost preluat și implementat în ortodonție, poartă numele de „NiTiNol“ (Ni-Nichel, Ti-Titan, Nol- Naval Ordnance Laboratory) sau Nickel-Titan. Această descoperire a adus cu sine o etapă nouă în tratamentul ortodontic, deoarece conține efectul de memorie a formei și supraelasticitate. El preia orice formă la o anumită temperatură și revine la forma inițială, poate suporta o deformare de 8-10 % comparativ cu arcul de oțel cu doar 0.1%. [7]

Proprietățile aliajului de NiTi se datorează faptului că el poate exista în mai multe structuri cristaline: la temperaturi mai mari și stres mai mic ia forma cubică numită *Austenită* (amestec de fier și carbon cu structură cristalină cubică cu fețe centrate-paramagnetice); la temperaturi mai mici și stres mai mare este o formă mai stabilă în faza monoclinică- *Martensită* (o soluție suprasaturată de fier și carbon, ce rezultă prin răcirea bruscă a austenitei, cu o structură cristalină, tetragonală) [1]

Din aliajele modern tangent cu NiTi classic este CuNiTi, aliajul la care s-a mai alipit și cuprul. Ca rezultat acest aliaj este înzestrat cu proprietăți auxiliare care sunt mai avantajoase prin ceea ce este mai rezistent la deformare, cu o însemnătate importantă la aplicarea primelor arcuri ce sunt supuse numeroaselor curburi din cauza iregularităților de poziții dentare. Conține o gamă mai largă de forțe de diferit nivel, influențat de temperatura de transformare. Dacă pentru arcurile marca NiTi temperatura este definită ca fiind cea de cameră, atunci pentru CuNiTi ea poate fi diferită, dar se știe, cu cât este mai mică cu atât arcul este considerat cu o duritate mai mare și vice versa. Dacă arcurile respective sunt supuse unor temperaturi mai mici decât temperatura de transformare atunci ea devine moale și plastică și mai ușor este manipulată.

Aliajul Titan-Molibden (TMA) are Titan în proporție de 79%, Molibden 11%, Zinc 6% și Staniu 4%, este confecționat din materialul β - titanium care se prezintă prin proprietățile sale fizico-mecanice ca fiind de 42 % mai puțin dur decât oțelul.

Aliajul β -titan cu adaos de molibden, unde component chimică de molibden stabilizează metalul, iar componenta β caracterizează faza fizică a metalului. Astfel, elasticitatea β -titanului este de două ori mai mari decât celelalte aliaje de oțel inoxidabil și oțelul propriu-zis.

Arcurile TMA se atribuie arcurilor din grupa așa ziselor „dure“ și prezintă o alternativă datorită priorităților: ele nu „obosesc“ aproape că nu au nevoie de o reactivare (prin îndoieturi timpurii etc); duritatea mică permite arcurilor să acționeze mai fin și eficiente îndoieturile de ordinal unu, doi și trei.

Arcurile NBT³ relativ noi pe arena mondială sunt propuse și elaborate de către Prof. Dr. Ravindra Nanda (Connecticut, SUA), a căror nume le poartă — Nanda BT₃ Beta Titanium). Este ultima generație de arcuri Beta Titanium, care se încadrează perfect

The alloy well known in space programs, invented since 1960 by Wiliam F. Buehler, has been taken up and implemented in orthodontics, bearing the name „NiTiNol“ (Ni-Nickel, Ti-Titan, Nol- Naval Ordnance Laboratory) or NickelTitan. This discovery brought with it a new stage in orthodontic treatment, as it contains the shape memory effect and super elasticity. It takes on any shape at a certain temperature and returns to its original shape, it can withstand a deformation of 8-10% compared to the steel spring with only 0.1% [7].

The properties of NiTi alloy are due to the fact that it can exist in several crystalline structures: at higher temperatures and lower stress it takes the cubic shape called-Austenite (a mixture of iron and carbon with a cubic crystalline structure with paramagnetic-centered faces); at lower temperatures and higher stress it is a more stable form in the monoclinic phase-Martensite (a supersaturated solution of iron and carbon, resulting from the sudden cooling of austenite, with a crystalline, tetragonal structure) [1].

CuNiTi is part of the modern alloys tangent classic NiTi, to which copper has also joined. As a result this alloy is endowed with auxiliary properties that are more advantageous in that it is more resistant to deformation, with an important significance in the application of the first springs that are subject to numerous bends due to the irregularities of dental positions. It contains a wider range of strengths of different levels, influenced by the transformation temperature. If for NiTi springs the temperature is defined as being ambient temperature, then for CuNiTi it can be different, but it is known that the lower the temperature, the higher the hardness of the spring and vice versa. If these archwires are subjected to lower temperatures than the transformation temperature, then it becomes soft and plastic and easier to handle.

Titan-Molybdenum Alloy (TMA) has 79% Titanium, 11% Molybdenum, 6% Zinc and 4% Tin, it is made of β - titanium material which is described by its physico-mechanical properties being 42% less rigid than steel.

Alloy β -titanium with added molybdenum, where the chemical component of molybdenum stabilizes the metal and the β -component characterizes the physical phase of the metal. Thus, the elasticity of β -titanium is twice as high as the other stainless steel alloys and steel itself.

TMA archwires are assigned to the so-called „hard“ group of archwires and present an option due to their priorities: they do not „get tired“ and almost do not need reactivation (by early bends etc.); the low hardness allows the springs to act more smoothly and effectively on bends of ordinal one, two and three.

The relatively new NBT³ springs in the world arena are proposed and developed by Prof. Dr. Ravindra Nanda (Connecticut, USA), whose name they bear — Nanda BT³ Beta Titanium). It is the latest generation of Beta Titanium archwires, which

pentru inițierea fazei terminale de tratament. Caracteristicile sale remarcabile prin care se deosebește și oferă un parcurs mai bun și rapid în tratament sunt: mai sigure pentru pacienții alergici la nickel; formabilitate și conductibilitate superioară care permite îndoieturi complicate fără rupere; elasticitatea sa este mai mică decât oțelul inoxidabil cu 60-65% însă, nivelul de lucru este dublu; suprafața arcului este bine lustruită pentru o alunecare mecanică îmbunătățită, ce permite astfel finisajul în tempouri mai rapide.

Scop

Sistematizarea caracteristicilor și proprietăților de tratament prin arcurile ortodontice de diferit tip și includerea într-o clasificare unică.

Obiective

1. Identificarea tipurilor de arcuri ortodontice
2. Aprecierea proprietăților și caracteristicilor acestora
3. Formarea concluziilor.

Materiale si metode

În realizarea acestui studiu au fost folosite informațiile din protocoalele individuale, anamneza, datele clinice și paraclinice înregistrate pentru fiecare pacient în parte.

Pentru aprecierea calităților de funcție și aplicabilitatea acestora s-au examinat toate tipurile de arcuri ce aparțin diferitor țări producătoare precum : China, SUA, Italia, Coreea și Germania, opt reprezentanți la număr. S-au luat în considerație proprietatea „de memorie” în faza unu de tratament a arcurilor din aliaj NiTi și Cu NiTi de aceeași mărime: .012”; .013”; .014”; .016”; .018”; .020”; faza doi. 016”×.016”; .016”×.022”; .014”×.025”; .018”×.018” iar pentru faza trei. 016”×.025”; .017”×.025”; .019”×.025”; .021”×.025” SS și TMA.

S-au cercetat peste 100 de arcuri în tratament, metoda directă de acțiune, din fișa medicală și fotoprotocol, s-au efectuat comparațiile dintre situația inițială și la toate etapele de tratament. S-au luat în calcul gradul de înghesuire și sectorul de influență, timpul de acțiune și malocluzia în cauză. În laborator, sub formă experimentală s-au creat condiții la care au fost supuse (temperatura), conform prescripțiilor de utilizare, crearea deformărilor de arc, a fost ales aleator producătorul pentru a nu intenționa o promovare de produs. S-a înregistrat timpul de revenire la forma inițială, studierea metodei indirecte de acțiune. Pentru arcurile SS și TMA, BT, NBT, s-au evaluat rezistența la stress prin aplicarea unor îndoieturi repetate și formare de bucle, mișcarea repetată pe aceeași porțiune de arc cu vectorul forței în direcție și invers a arcului.

Rezultate și discuții

Conform obiectivelor propuse s-au studiat proprietățile firului continuu aplicate unde se poate de menționat și evidențiat cele mecanice, pe care le de-

are perfectly suited for initiating the terminal phase of treatment. Its outstanding features that make it stand out and provide a better and faster treatment path are: safer for nickel allergic patients; superior formability and conductivity allowing complicated bends without breakage; its elasticity is lower than stainless steel by 60-65% but, the working level is double; the spring surface is well polished for improved mechanical glide, thus allowing finishing in faster times.

Purpose of the study

Systematization of treatment characteristics and properties by orthodontic archwires of different types and inclusion in a single classification.

Objectives of the study

1. Identifying types of orthodontic archwires
2. Appreciation of their properties and characteristics
3. Conclusions

Materials and methods

In this study, was used the information from individual protocols, history, clinical and paraclinical data recorded for each patient.

In order to assess the function qualities and their applicability, all types of archwires belonging to different producing countries were examined, such as : China, USA, Italy, Korea and Germany, eight representatives in total. The „memory” property in first phase of treatment of NiTi and Cu NiTi alloy archwires of the same sizes were taken into account: .012”; .013”; .014”; .016”; .018”; .020”; phase two. 016”×.016”; .016”×.022”; .014”×.025”; .018”×.018” and for phase three. 016”×.025”; .017”×.025”; .019”×.025”; .021”×.025” SS and TMA.

More than 100 arches in treatment were investigated, also direct method of action, from the medical record and photoprotocol, and comparisons between baseline and all stages of treatment were made. The degree of tightness and sector of influence, time of action and the malocclusion were taken into account. In the laboratory, in experimental form, were created conditions to which were subjected (temperature), according to the instructions, the creation of spring deformations, the manufacturer being chosen randomly. It was recorded the time of return to the original form, study of the indirect method of action. For SS and TMA, BT, NBT archwires, it was evaluated stress resistance by applying repeated bending and looping, repeated movement on the same portion of the spring with the force vector in the direction and reverse of the arches.

Results and discussions

According to the proposed objectives, have been studied the properties of the continuous thread applied, where the mechanical properties of the alloys used in orthodontic archwires can be mentioned and

ține aliajele utilizate în arcurile ortodontice, și pot fi divizate cel puțin în trei nivele. Cel mai superficial ar fi nivelul *observational* de care dă dovadă ortodontul în practica sa. La acest nivel forțele și abaterile pot fi măsurate și fixate, cu alte cuvinte, fiecare cantitate în grame aplicată pe arc va induce la devieri de milimetri.

Al doilea nivel ar fi *solicitarea la stress*, ceea ce ar însemna tratarea pe centimetru pătrat direct proportional cu abaterea pe unitate de lungime. Aceste valori nu pot fi măsurate direct, dar se bazează pe observările anterioare care presupun schimbările așteptate într-un corp posesor de tratament.

Al treilea nivel ar fi la cel *atomic-molecular*, schimbările cărora ar estima abilitatea predictibilă de răspuns și remodelarea structurală. [3]

Datorită nivelului *observational* s-au detectat gradul de dificultate a problemelor expuse (în 80% cazuri sunt cele de înghesuire dentară în malocluziile de clasa II Angle prevalând 3:1 cu malocluzia de clasa I Angle). S-a detectat perioada alocată alinierii și nivelării ca fiind variația de 4-6 luni în cazuri mai ușoare, și 9-12 în cazuri cu dificultate mai ridicată. Popularitatea aliajelor NiTi (în 60%) totuși, rămîne a fi prioritară, se datorează cu siguranță poziției sale istorice și testate de-a lungul timpului. Cele mai des au fost folosite din rindul arcurilor rotunde: .014", .016", .018"; din cele pătrate: .016"×.016", .018"×.018"; din cele dreptunghiulare: .014"×.025", .016"×.022", în ansamblu cu referire la elastice și superelastice, din acelea rigide : .17"×.025", .019"×.025", mai rar .021"×.025" (SS/TMA).

În cazul experimentului indus artificial a deformațiilor cu păstrarea prescripțiilor de temperatură, s-au isprăvit toți participanții (reprezentanții a 8 organizații furnizoare de produs). Timpul înregistrat pentru arcurile de tip NiTi cu temperature de 25° a fost în jur de 120 sec. ; pentru reprezentanții CuNiTi 40° =42 sec.; Cu NiTi 35°=37 sec.; CuNiTi 27°= 26 sec. De menționat că în unele cazuri, arcurile superelastice (în 10-20 %) se potrivesc mai bine, deoarece activitatea lor este continuu față de cele termice care uneori se observă a-și păstra deformațiunile chiar după înlăturarea din sistema fixă.

Pentru aprecierea rezistenței la stress s-au efectuat îndoieturi și dezdoieturi pe același traiect cu ajutorul instrumentelor de bucle unde cele mai rezistente s-au dovedit a fi :

NBT³= 20 mișcări pînă la ruperea firului, TMA = pînă la 18 mișcări cu condiția ca firul să fie cit mai aproape de mărimile .020"×.020"/.017"×.025"; iar cel ce mai ușor este supus stressului rămâne a fi arcurile SS= 2-3 mișcări.

Arcurile ortodontice prezintă un capitol esențial de cercetare și redescoperire puse în valoare, pentru a estima capacitățile sale se propune o schemă de vizualizare preventivă cu alegerea acelor aspecte de care ne conducem în formarea unui protocol individual de tratament. Respectiv, am putea face o totalizare sub formă de clasificare. [fig.nr.2]

highlighted, and can be divided into at least three levels. The most superficial would be the level of observation that the orthodontist demonstrates in his practice. At this level forces and deviations can be measured and fixed, in other words, each quantity in grams applied to the spring will lead to millimetre deviations.

The second level would be *stress test*, which would mean treating per square centimetre directly proportional to the deviation per unit length. These values cannot be measured directly, but are based on previous observations that assume the expected changes in a body being treated.

The third level would be at the *atomic-molecular* level, changes to which would estimate predictable responsiveness and structural remodeling. [3]

Due to the *observational* level, the degree of difficulty of the exposed problems was detected (in 80% of cases there is dental blockage in malocclusion of class II Angle prevailing 3:1 with malocclusion of class I Angle). It was detected the duration to alignment and levelling as varying from 4-6 months in easier cases, and 9-12 in cases of higher difficulty. The popularity of NiTi alloys (in 60%) however, remains a priority, is certainly due to its historical and time-tested position. Most often used from the round arches range: .014", .016", .018"; of the square ones: .016"×.016", .018"×.018"; of the rectangular ones: .014"×.025", .016"×.022", on the whole with reference to elastic and superelastic, of those rigid : .17"×.025", .019"×.025", more rarely .021"×.025" (SS/TMA).

In the case of artificial experiment of deformation with maintaining of temperature prescriptions, all participants succeeded (representatives of 8 product supplier organisations). The time recorded for NiTi archwires with temperatures of 25° was around 120 sec; for CuNiTi representatives 40°=42 sec; Cu NiTi 35° =37 sec; CuNiTi 27° = 26 sec. It should be noted that in some cases, superelastic archwires (in 10-20 %) fit better, as their activity is continuous compared to thermal ones which sometimes are observed to retain their deformations even after removal from the fixed system.

In order to assess the stress resistance, bending and unbending were carried out on the same path using loop instruments where the most resistant ones proved to be : NBT³ = 20 movements until the thread breaks, TMA = up to 18 movements under the condition that the thread is as close as possible to the size .020"×.020"/.017"×.025"; and the one that is most easily stressed remains to be SS archwires = 2-3 movements.

Orthodontic arches present an essential chapter of research and rediscovery that are emphasized, to estimate its capabilities a scheme of preventive visualization is proposed with the choice of those aspects that guide us in the formation of an individual treatment protocol. Respectively, we could make a summary in the form of classification. [fig.no.2]

Arcurile ortodontice se clasifică	
După aliajul din care este confecționat	— NiTi — SS — BT — CuNiTi — TMA — NBT ³
După forma arcului	— rotunde (.010, .012, .013, .014, .016, .018, .020) — pătrate (.016×.016, .018×.018, .020×.020) — dreptunghiulare (.016×.022, .016×0.25, .017×.025, .018×.025, .019×.025, .021×.025)
După diametrul în secțiune:	(secțiunea se măsoară în mm/inch; un inch = 25mm/2.5cm) 0.012" = 0.30 mm 0.014" = 0.35 mm 0.016" = 0.40 mm 0.018" = 0.45 mm 016"×016" = 0,41×0,54 /0,41mm 018"×018" = 0,41×0,54 mm 016"×022" = 0,41×0,54/0,56 mm 018"×022" = 0,45×0,54 mm 018"×025" = 0,45/0,46×0,54 /0,64mm 0.019"×0,025" = 0,48×0,64 mm
Conform tipului de maxilar	— maxilarul superior (upper) — maxilarul inferior (lower)
Conform sistemului de adezive fixe	— vestibulară — linguală
Metoda de tratament	— „arcului drept” — arcului în bucle (MEW) — fir întrerupt
Conform formelor dento-maxilare	— ovoid -tapered — euroform — standart — Vari-Simplex (Alexander) — square — natural — true form — broad (Plus/ plus plus)
Conform zonelor active:	— uniform pe tot traiectul arcului — acțiune pe 2 zone — acțiune pe 3 zone
Conform fazelor de acțiune	Faza incipientă (arcuri NiTi/CuNiTi rotunde) Faza activă de lucru (arcuri NiTi/CuNiTi pătrate) Faza de finisare (arcuri SS, TMA dreptunghiulare)
Arcuri cu funcții speciale	— de intruzie Nanda — arc revers — cu cârlige bucle/sudate — arcuri cu extratorque
După temperatura de transformare:	— NiTi — 25° — CuNiTi — 27°/35°/40°
După forța exercitată (per gram)	0.010" = 20 g 0,012" = 30 g 0,014" = 40g 0,016" = 50g 0,018" = 70 g 0,014"×0,025" = 120g 0,016"×0,016" = 60g 0,016"×0,022" = 100g 0,016"×0,025" = 135g 0,017"×0,025" = 140g 0,018"×0,018" = 90g 0,018"×0,025" = 150g 0,019"×0,025" = 170g 0,020"×0,020" = 130g 0,021"×0,025" = 200g
Rigiditatea arcurilor (unități)	— arcurile NiTi (50-250) — arcurile CuNiTi (50-190) — arcurile TMA (100-900) — arcurile SS (50-2160)

Fig.nr.2 Clasificarea arcurilor ortodontice

Concluzii:

Varietatea arcurilor ortodontice și puterea de acțiune a acestora se referă la întocmirea protocolului individual de tratament, se va lua în calcul gradul de dificultate (îngheșuire):

- Cu cât situația este mai complicată-gradul de îngheșuire mai accentuată cu atât forțele aplicate sunt binevenite a fi ușoare (0,010"/0,012");dacă însă avem o îngheșuire sau dezarmonie ușoară se poate începe cu 0,013"/0,014".

Orthodontic arches are classified	
By the alloy it is made of:	— NiTi — SS — BT — CuNiTi — TMA — NBT ³
By the shape	— round (.010, .012, .013, .014, .016, .018, .020) — square (.016×.016, .018×.018, .020×.020) — rectangular (.016×.022, .016×0.25, .017×.025, .018×.025, .019×.025, .021×.025)
By the diameter in section	(section is measured in mm/inch; one inch = 25mm/2.5cm) 0.012" = 0.30 mm 0.014" = 0.35 mm 0.016" = 0.40 mm 0.018" = 0.45 mm 016"×016" = 0,41×0,54 /0,41mm 018"×018" = 0,41×0,54 mm 016"×022" = 0,41×0,54/0,56 mm 018"×022" = 0,45×0,54 mm 018"×025" = 0,45/0,46×0,54 /0,64mm 0.019"×0,025" = 0,48×0,64 mm
By the type of jaw	— upper jaw — lower jaw
By fixed adhesive system	— vestibular — lingual
By treatment method	— "straight arc" — the looped bow — interrupted thread
By dento-maxillary forms	— ovoid -tapered — euroform — standart — Vari-Simplex (Alexander) — square — natural — true form — broad (Plus/ plus plus)
By zones of activity	— uniform across the archwire — action on 2 zones — action on 3 zones
By phases of action	Incipient phase (round archwires NiTi/CuNiTi) Active working phase (square archwires NiTi/CuNiTi) Finishing phase (archwires SS, rectangular TMA)
Archwires with special purposes	— intrusion arch Nanda — reverse arch — with looped/welded hooks — extratorque archwires
By temperature	— NiTi — 25° — CuNiTi — 27°/35°/40°
By applied force (per gram)	0.010" = 20 g 0,012" = 30 g 0,014" = 40g 0,016" = 50g 0,018" = 70 g 0,014"×0,025" = 120g 0,016"×0,016" = 60g 0,016"×0,022" = 100g 0,016"×0,025" = 135g 0,017"×0,025" = 140g 0,018"×0,018" = 90g 0,018"×0,025" = 150g 0,019"×0,025" = 170g 0,020"×0,020" = 130g 0,021"×0,025" = 200g
Archwires rigidity (units)	— NiTi archwires (50-250) — CuNiTi archwires (50-190) — TMA archwires (100-900) — SS archwires (50-2160)

Fig.no.2 The classification of orthodontic arches

Conclusions:

The variety of orthodontic archwires and their strength of action is related to the individual treatment protocol, the degree of difficulty (tightness) will be taken into account:

- The more complicated the situation is — the more severe the degree of tightness, the lighter the forces applied are welcome (0,010"/0,012"); if, however, there is a slight tightness or disharmony 0,013"/0,014" can be used

- Vârsta potrivită pentru inițierea tratamentului ortodontic prin sistema adezivă fixă cu fir metalic s-a dovedit a fi ± 14 ani (m÷f).
- Consecutivitatea arcurilor trebuie păstată conform schemei:
 1. Primele rotunde NiTi/CuNiTi
 2. Pătrate NiTi/CuNiTi
 3. Dreptunghiulare NiTi/CuNiTi
 4. Dreptunghiulare SS/TMA
- Arcurile ortodontice se completează una pe alta și se pot înlocui redînd aceeași forță sau omițînd din număr, ca exemplu faza finală se acceptă cazurile unde se încheie nu cu arcurile SS, fiind aplicat TMA.
- The appropriate age for initiating orthodontic treatment with fixed wire bonding has proven to be ± 14 years (m÷f).
- The consistency of springs must be maintained according to the scheme:
 1. first round NiTi/CuNiTi
 2. square NiTi/CuNiTi
 3. rectangular NiTi/CuNiTi
 4. rectangular SS/TMA
- Orthodontic archwires complete each other and can be replaced by giving the same strength or omitting from the number, as an example the final phase accepts cases where it ends not with SS archwires, being applied TMA.

Bibliografie / Bibliography

1. Berzins DW, Roberts H. 2010. Phase transformation changes in thermo-cycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater*, 26, 666-674.
2. Brantley WA, Eliades T. 2001. Orthodontic wires, *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*, Thieme, 77-103.
3. Grober, *Orthodontics current principles and techniques*, sixth edition, 2017.
4. Nanda R. 2005. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*, Elsevier Health Sciences
5. Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*, sixth Edition 2015, p.280
6. Segner D., Ibe D. 1995. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*, 17, 395-402.
7. Романовская А.П. — Несъемная дуговая аппаратура. Брекеты-система. Практическое пособие, 2011
8. Miura, F.; Mogi, M.; Ohura, Y.; Hamanaka, H. (1986-07-01). „The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics“. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 90 (1): 1-10. doi:10.1016/0889-5406(86)90021-1. ISSN 0889-5406. PMID 3460342.
9. Alobeid, Ahmad; Hasan, Malak; Al-Suleiman, Mahmoud; El-Bialy, Tarek (2014-01-01). “Mechanical properties of cobalt-chromium wires compared to stainless steel and β -titanium wires“. *Journal of Orthodontic Science*. 3 (4): 137-141. doi:10.4103/2278-0203.143237. ISSN 2278-1897. PMC 4238082. PMID 25426458.
10. Gravina, Marco Abdo; Brunharo, Ione Helena Vieira Portella; Canavarro, Cristiane; Elias, Carlos Nelson; Quintão, Cátia Cardoso Abdo (2013-08-01). “Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests“. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 18 (4): 35-42. doi:10.1590/S2176-94512013000400007. ISSN 2176-9451.