



Μελέτη της ομαλοποίησης τάσης των ορθοδοντικών ελαστομερών: πιλοτική αναφορά μεθόδου με συλλογή συνεχών δεδομένων σε πραγματικό χρόνο

Θ. ΗΛΙΑΔΗΣ*, Χ. ΓΚΙΟΚΑ*, Σ. ΖΗΝΕΛΗΣ*, Μ. ΜΑΚΟΥ**

* Εργαστήριο Βιοϊλικών, Οδοντιατρική Σχολή Παν/μίου Αθηνών.

** Εργαστήριο Ορθοδοντικής, Οδοντιατρική Σχολή Παν/μίου Αθηνών.

Study of stress relaxation of orthodontic elastomers: Pilot method report with continuous data collection in real time

T. ELIADES*, C. GIOKA*, S. ZINELIS*, M. MAKOU**

* Biomaterials Laboratory, School of Dentistry, University of Athens.

** Department of Orthodontics, School of Dentistry, University of Athens.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΣΚΟΠΟΣ: Η δημιουργία πειραματικής διάταξης ικανής να καταγράφει αξιόπιστα τις αλλαγές στην ασκούμενη δύναμη από ελαστομερή αλυσίδα, υπό σταθερή παραμόρφωση, σε πραγματικό χρόνο και με συνεχή δεδομένα και η μελέτη της διαφοράς της ομαλοποίησης τάσης μεταξύ ανοικτών (με ενδιάμεσο κρίκο) και κλειστών (χωρίς κρίκο) αλυσίδων του ίδιου κατασκευαστή.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ: Κατασκευάστηκε πρότυπη μηχανική διάταξη με ηλεκτρονικά μέρη και υποδοχή ανάρτησης των ελαστομερών υλικών. Καταγράφηκε η συμπεριφορά του συστήματος υπό φόρτιση, έγινε βαθμονόμηση της συσκευής με δυναμόμετρο, δημιουργήθηκε καμπύλη συσχέτισης μονάδων συσκευής-γραμμάτων και διερευνήθηκε ο συντελεστής μετατροπής των μονάδων μέτρησης της συσκευής σε γραμμάρια. Για την έρευνα χρησιμοποιήθηκε ελαστομερής αλυσίδα (ORMCO) με ανοικτή και κλειστή μορφή, η οποία διατάχθηκε 50% σε σχέση με το αρχικό της μήκος και μελετήθηκε για 2 εβδομάδες. Τα αποτελέσματα ομαλοποίησης τάσης αναλύθηκαν με τη μέθοδο ANOVA δύο μεταβλητών (χρόνος, μορφή αλυσίδας) σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ: Στην πιλοτική μελέτη δεν παρατηρήθηκε διαφορά μεταξύ της δύναμης που αποδίδεται στην αρχική έκταση της ανοικτής και κλειστής αλυσίδας όπως επίσης δεν παρατηρήθηκαν διαφορές στο ρυθμό μείωσης της δύναμης κατά τη διάρκεια της μελέτης. Με βάση τα δεδομένα προτάθηκε μαθηματική έκφραση της περιγραφής του φαινομένου ομαλοποίησης της τάσης για το πρώτο 24-ωρο όπου η πτώση της δύναμης είναι και η μεγαλύτερη.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ: Η προτεινόμενη διάταξη παρέχει τη δυνατότητα καταγραφής της μείωσης της δύναμης υπό σταθερή

ABSTRACT

AIM: Development of an experimental set-up capable of reliably recording changes of forces applied by an elastomeric chain, under constant strain, in real time and with continuous data recording and the study of differences in stress relaxation between open (with intermodular link) and closed (without link) chains of the same manufacturer.

MATERIAL AND METHOD: An original mechanical set-up was designed comprising electronic parts and a mounting system for the suspension of elastomeric materials. System behavior was recorded under loading, the appliance was calibrated using a dynamometer, a curve correlating appliance units with grams was created and the conversion coefficient of appliance measuring units into grams was investigated. Both open and closed types of elastomeric chain (ORMCO) were used in this study; the chain was stretched by 50% of its original length and was studied for 2 weeks. Stress relaxation results were analyzed using the two-variable (time, chain type) ANOVA method at a level of significance of $\alpha=0.05$.

RESULTS: The pilot study did not show any differences in the force delivered at the initial stretching between the open and closed chain types. No differences between the two types were observed concerning force degradation rate during the course of the study. Based on the data, a mathematical formula was suggested in order to describe the phenomenon of stress relaxation during the first 24 hours, when force decay is maximal.

CONCLUSIONS: The suggested set-up enables us to record force decay of elastomeric materials under constant strain



παραμόρφωση με συνεχή δεδομένα σε ελαστομερή υλικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν διαφορά των τιμών με αντίστοιχες μεθόδους που προτάθηκαν στο παρελθόν πιθανώς λόγω αύξησης ομαλοποίησης της τάσης λόγω χειρισμών και μη συνεχούς καταγραφής των δεδομένων στις τελευταίες.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Ελαστομερείς αλυσίδες, ομαλοποίηση τάσης, εφελκυσμός, πρωτότυπη μηχανική διάταξη
 Ελλ. Ορθοδ. Επιθ. 2003; 6: 13-26
 Παρελήφθη: 15.07.2002 – Έγινε δεκτή: 10.02.2003

with continuous data recording. Results showed value differences compared to other similar methods, probably because of stress relaxation increase due to chain manipulations and non-continuous data recording used in those methods.

KEY WORDS: Elastomeric chains, stress relaxation, tension, original mechanical set-up
 Hel. Orthod. Rev. 2003; 6: 13-26
 Received: 15.07.2002 – Accepted: 10.02.2003

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η συμπεριφορά των ελαστομερών αλυσίδων και προσδέσεων γενικά περιγράφεται από το φαινόμενο της εξισσορόπησης ή ομαλοποίησης τάσης που αναφέρεται στην μείωση της αποδιδόμενης δύναμης υπό σταθερή παραμόρφωση. Κατά τη διάρκεια αυτού του φαινομένου και προϊόντος του χρόνου το υλικό παρουσιάζει περισσότερα του ενός μέτρα ελαστικότητας (Tager, 1978). Μεγάλος αριθμός μελετών έχει καταδείξει την μείωση δύναμης κατά τη διάρκεια σταθερής παραμόρφωσης σε ελαστομερή υλικά ήδη από τη δεκαετία του 1970 ενώ ιστορικά δύο από τις πρώτες εργασίες στο αντικείμενο δημοσιεύτηκαν από τους Bishara και Andreassen (1970), που παρουσίασαν και σχετική πειραματική διάταξη με εμβάπτιση των δοκιμίων σε νερό θερμοκρασίας σώματος (Andreassen και Bishara 1970; Bishara και Andreassen, 1970). Αργότερα η αξιοπιστία της εξομοίωσης του στοματικού περιβάλλοντος από τα υδατόλουτρα αμφισβητήθηκε από τους Ash και Nikolai (1978). Γενικά η μελέτη του φαινομένου έχει πραγματοποιεί μέσα από πλήθος μέσων γήρανσης όπως ξηρό αέρα ή υγρασία (Rock και συν., 1985), νερό, τεχνητό σάλιο ή φθοριούχα διαλύματα (von Fraunhofer και συν., 1992), με μεταβλητή θερμοκρασία (Brooks και Hershey, 1976), και αυξομειούμενη δύναμη (Chau και συν., 1993), σε όξινο ή ουδέτερο pH (Ferriter και συν., 1990). Η πολυπαραγοντική αυτή προσέγγιση έχει δείξει ότι η δύναμη μειώνεται μέχρι και 40% μέσα στο πρώτο 24-ωρο (Cheremirnof, 1993; Young και Sandrik, 1979), ή στη διάρκεια των πρώτων 3 ωρών (Wong, 1976), ή 2 ωρών (Varner και Buck, 1978), ή ακόμα και κατά τη διάρκεια της πρώτης ώρας (de Genova και συν., 1985; Brantley και συν., 1979; Stevenson και Kusy, 1994).

Η μεγάλη διακύμανση των τιμών και του ρυθμού ομαλοποίησης τάσης οφείλεται στις διαφορές της σύνθεσης των υλικών που περιλαμβάνει πολυεστερική ή πολυαιθερική πολυουρεθάνη (Billmeyer, 1984), του τρόπου κατασκευής και πιθανώς της μορφολογίας και του σχεδιασμού των κρίκων και της κυκλικής μονάδας της αλυ-

INTRODUCTION

Behavior of elastomeric chains and ligatures in general, is described by the phenomenon of stress equilibration or relaxation that refers to decay of the force delivered under constant strain. During this phenomenon and with time, the material develops more than one moduli of elasticity (Tager, 1978). Many studies have shown force degradation under constant strain in elastomeric materials as early as the 70's. Historically, Bishara and Andreassen (1970) published two of the first studies on this issue and presented a relevant in vitro set-up with specimens submerged in water at body temperature (Andreassen and Bishara, 1970; Bishara and Andreassen, 1970). Later, Ash and Nikolai (1978) questioned the reliability of oral environment simulation using water baths. Overall, this phenomenon has been studied using multiple aging media such as dry air or moisture (Rock et al., 1985), water, artificial saliva or fluoride solutions (von Fraunhofer et al., 1992), using different temperature levels (Brooks and Hershey, 1976), and fluctuating force (Chau et al., 1993), in acidic or neutral pH (Ferriter et al., 1990). This multifactorial approach has shown that the force drops to 40% within the first 24 hours (Cheremirnof, 1993; Young and Sandrik, 1979) or during the first 3 hours (Wong, 1976) or 2 hours (Varner and Buck, 1978) or even during the first hour (de Genova et al., 1985; Brantley et al., 1979; Stevenson and Kusy, 1994). Wide fluctuations of values and stress relaxation rates are due to differences of: material composition including polyesteric or polyetheric polyurethane (Billmeyer, 1984), method of manufacturing and, probably, differences in the morphology and design of the spacing and the chain rings, as well as methodology of testing (Brantley et al., 1979). The latter includes the aging medium, and the method of loading and stress fluctuation recording.

In order to study this phenomenon, research followed one of three directions: the first one attempted to



οίδας και της μεθοδολογίας δοκιμασίας (Brantley και συν., 1979). Η τελευταία περιλαμβάνει το μέσο γήρανσης και τη μέθοδο φόρτισης και καταγραφής της διακύμανσης της τάσης.

Για τη μελέτη του φαινομένου η έρευνα ακολούθησε τις παρακάτω κατευθύνσεις: η πρώτη κατέτινε στο να αναδείξει την αιτιολογία αυτής της πτώσης τάσης μέσω της επίδρασης της σύνθεσης, όπως η ενσωμάτωση προσθέτων για τον χρωματισμό της αλυσίδας (Baty και συν., 1994) και η απελευθέρωση φθορίου, στην απόδοση φορτίου. Η δεύτερη εντόπισε το ενδιαφέρον σε μεθόδους περιορισμού αυτής της ανεπιθύμητης ελάττωσης όπως η προ-έκταση (Josell και συν., 1997). Τέλος η τρίτη περιλαμβάνει την προώθηση νέων βελτιωμένων μορφών υλικών (Lam και συν., 2002). Η σημασία της μείωσης τάσης στην διαδικασία ορθοδοντικής μετακίνησης έγκειται στην πιθανή μεγάλη πτώση της δύναμης που ασκείται κατά το πρώτο 24-ωρο και στην επίδραση της στην βιολογική διεργασία της μετακίνησης με δεδομένο ότι η βέλτιστη μετακίνηση επιτυγχάνεται με συνεχείς δυνάμεις.

Σκοπός της εργασίας ήταν η δημιουργία μεθόδου μελέτης της μείωσης της δύναμης των ελαστομερών αλυσίδων και η εφαρμογή πιλοτικής μελέτης με σκοπό την εξακρίβωση της διαφοράς ομαλοποίησης τάσης μεταξύ ανοικτών (με ενδιάμεσο κρίκο) και κλειστών (χωρίς κρίκο) αλυσίδων.

ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Για την πιλοτική μελέτη επελέγησαν ανοικτές (με ενδιάμεσο κρίκο) και κλειστές (χωρίς ενδιάμεσο κρίκο) ελαστομερείς αλυσίδες (Generation II, ORMCO, Glendora, CA, USA). Δέκα δοκίμια αλυσίδων από κάθε ομάδα παρήχθησαν με αποκοπή αλυσίδων με 6 κρίκους η κάθε μία με τη χρήση καινούργιου κόφτη και αποφυγή χειρισμών ή διάτασης κατά την παρασκευή τους. Η επιλογή του αριθμού των μονάδων της αλυσίδας αντί του σταθερού μήκους για τη δημιουργία δοκιμίων έγινε με βάση τη διαφορετική σχέση μονάδας/μήκους για κάθε ομάδα αλυσίδων. Το αρχικό μήκος κάθε δοκιμίου μετρήθηκε με ψηφιακό μετρητή (Mitutoyo, Tokyo, Japan) με βάση το μήκος που περικλειόταν από το εσωτερικό των ακραίων μονάδων, στην αρχική μορφή και μετά από έκταση 50%.

Κατασκευάστηκε φορητή συσκευή ελέγχου για τη μέτρηση της δύναμης που ασκεί διατεινόμενη ελαστομερής αλυσίδα κατά τη διάρκεια της έκτασής της σε πραγματικό χρόνο και με συνεχή συλλογή δεδομένων (Εικ. 1). Τα βασικά στοιχεία αυτής της συσκευής είναι μια κεφαλή μέτρησης φορτίου (load cell) κλίμακας 2 χιλ (RS components 632-736) συνδεδεμένη με ένα ηλεκτρομηκυνσιόμετρο και έναν ενισχυτή (RS components 846-

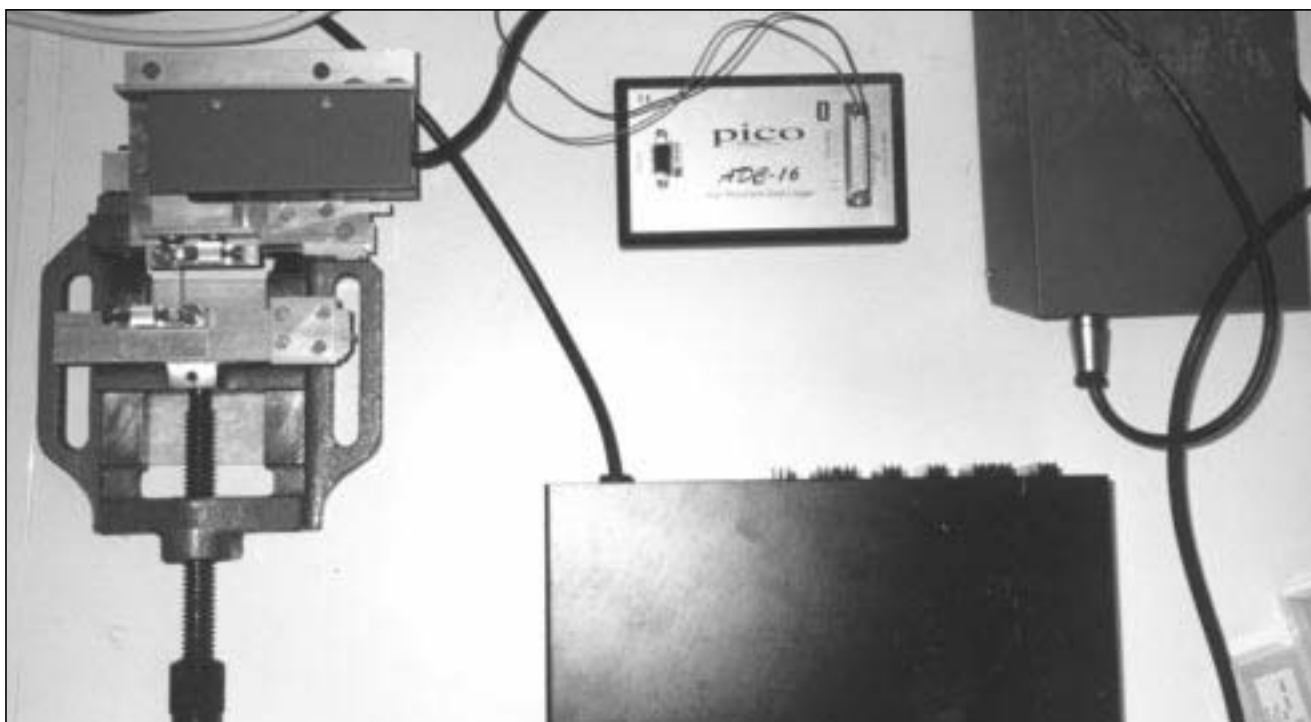
demonstrate the etiology of stress decrease investigating the effect of chain composition on the delivered load, such as incorporation of additives for chain coloring (Baty et al., 1994) and fluoride release. The second focused on methods of reducing this undesirable stress decrease, such as pre-stretching (Josell et al., 1997). Finally, the third direction involves the promotion of new improved material forms (Lam et al., 2002). The importance of stress decrease in orthodontic movement lies in the potentially high degradation of the force applied during the first 24 hours and its effect on the biology of tooth movement, given the fact that optimum movement is achieved with continuous light forces.

The aim of this study was to develop a method to study force degradation of elastomeric chains and to apply a pilot study investigating differences in stress relaxation between open (with spacing) and closed (without spacing) chains.

MATERIAL AND METHOD

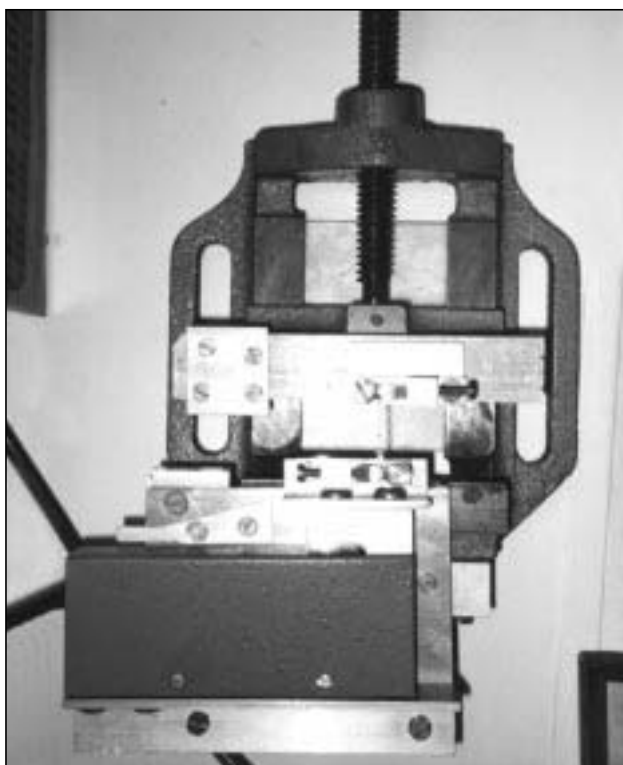
Open (with spacing) and closed (without spacing) elastomeric chains (Generation II, ORMCO, Glendora, CA, USA) were selected for the pilot study. Ten chain specimens from each group were created by cutting 6-ring chains using a new cutter and avoiding any manipulations or stretching during the procedure. For the creation of specimens, the selection of the number of chain units instead of a standard length was based on the different unit/length ratio for each chain group. Based on the chain length included between end units, initial specimen length was measured twice with a digital gauge (Mitutoyo, Tokyo, Japan), both at the original chain form and after 50% chain stretching.

A portable control appliance was manufactured to measure the force applied by an elastomeric chain during its stretching in real time and with continuous data recording (Fig. 1). The basic components of this appliance are a 2-kg load cell (RS components 846-736) connected to an electronic length gauge and an amplifier (RS components 846-171), a power supply and a mechanical vice (Fig. 2). During chain stretching to the desired length through opening of the vice, a voltage difference is observed. This is amplified and is detected by the electronic length gauge. The appliance was connected to a signal processing unit (E307-3 RPR Electronics, Wolverhampton, UK), which in turn was connected, through a 16-channel analog-digital converter, to a computer with data input software (Picolog, technology systems, UK). Force recording during the



Εικ. 1. Η πειραματική διάταξη που κατασκευάστηκε για τη μελέτη της ομαλοποίησης τάσης των ελαστομερών.

Fig. 1. Experimental set-up designed for the study of elastomer stress relaxation.



Εικ. 2. Άποψη του λειτουργικού μέρους της συσκευής (συνδήςκτορα)

Fig. 2. Functional part of the appliance.

experimental study was performed in real time, without interventions by the operator and in continuous recording mode at 1-minute intervals. Due to the fact that the recording method includes negative mV units, data had to be converted so as to make sense. Thus, all values were multiplied times -1 . Correlation of force units (g) to mV units was performed with stretching of chain samples of increasing lengths (50-250%) in order to have different loads. These loads were measured with dynamometers and a calibration curve was drawn ($r_2 > 0.999$); the conversion coefficient of voltage units (mV) to force units (g) was found from the slope of this curve (Fig. 3). Data analysis and graphs were performed using the appropriate software (FigP 2.98, Software Corp., UK).

Descriptive statistical parameters were determined for each material/time-dependent force value and results were analyzed with the two-variable ANOVA method, where chain type (open or closed) and time variables (reference level, 1 hour, 12 hours, 24 hours,



171), μια γεννήτρια και ένας μηχανουργικός συνδής-κτορας (μέγγενη) (Εικ. 2). Κατά τη διάρκεια της έκτασης της αλυσίδας στο επιθυμητό μήκος με άνοιγμα του συνδέκτηρα, παρατηρείται διαφορά δυναμικού, η οποία μεγεθύνεται στον ενισχυτή και γίνεται αντιληπτή από το ηλεκτρομηκυσιόμετρο της συσκευής. Η συσκευή συνδέθηκε με μια μονάδα επεξεργασίας σημάτων (E307-3 RPR Electronics, Wolverhampton, UK) και αυτή, μέσω ενός αναλογο-ψηφιακού μετατροπέα 16 καναλιών, με ηλεκτρονικό υπολογιστή, εξοπλισμένο με πρόγραμμα υποδοχής δεδομένων (Picolog, Technology systems, UK). Η καταγραφή της δύναμης καθ'όλη τη διάρκεια της πειραματικής μελέτης έγινε σε πραγματικό χρόνο, χωρίς παρεμβάσεις από τον χειριστή και σε συνεχή μορφή, με μεσοδιαστήματα 1 λεπτού. Επειδή η μέθοδος καταγραφής περιλαμβάνει μονάδες mV με αρνητικό πρόσημο, τα δεδομένα έπρεπε να μετατραπούν, ώστε να αποκτήσουν φυσική σημασία. Αυτό επιτεύχθηκε με πολλαπλασιασμό των τιμών με -1. Η συσχέτιση της μονάδας δύναμης (g) με μονάδες mV, πραγματοποιήθηκε με έκταση δείγματος αλυσίδας σε αυξανόμενα μήκη (50-250%), ώστε να παραχθούν διάφορα φορτία. Αυτά τα φορτία μετρήθηκαν με δυναμόμετρο και κατασκευάστηκε καμπύλη βαθμονόμησης (calibration curve) ($r^2 > 0.999$) όπου από την κλίση ανευρέθη ο συντελεστής μετατροπής των μονάδων τάσης (mV) σε μονάδες δύναμης (g) (Εικ. 3). Η επεξεργασία των δεδομένων και η γραφική τους αναπαράσταση έγινε με σχετικό λογισμικό (FigP 2.98, Software Corp., UK).

Για κάθε υλικό/χρονο-εξαρτώμενη τιμή δύναμης, καθορίστηκαν περιγραφικές στατιστικές παράμετροι και τα αποτελέσματα αναλύθηκαν με μέθοδο ANOVA δύο μεταβλητών όπου ο τύπος (ανοικτός ή κλειστός) και οι μεταβλητές του χρόνου (επίπεδο αναφοράς, 1 ώρα, 12 ώρες, 24 ώρες, 1 εβδομάδα, 2 εβδομάδες) λειτούργησαν ως ανεξάρτητες μεταβλητές. Οι περαιτέρω διαφορές μεταξύ των ομάδων διερευνήθηκαν με test Tukey πολλαπλών συγκρίσεων και επίπεδο σημαντικότητας $\alpha = 0.05$.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ο Πίνακας 1 παρουσιάζει τις τιμές δύναμης αναφοράς αμέσως μετά την έκταση των αλυσίδων. Οι ανοικτές (μακρύτερες) αλυσίδες δεν παρουσιάζουν διαφορές σε σχέση με τις κλειστές (κονιύτερες). Ο Πίνακας 2 δείχνει τα επίπεδα δύναμης μία ώρα μετά την έκτασή τους, ο Πίνακας 3 τη δύναμη 12 ώρες μετά την διάταση και ο Πίνακας 4, 24 ώρες μετά την έκταση. Στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του πειράματος για την απώλεια δύναμης 1 εβδομάδα μετά την αρχική έκταση ενώ στον Πίνακα 6 φαίνονται τα επίπεδα δύνα-

μης (1 week, 2 weeks) were the independent variables. Further differences between groups were investigated with the Tukey multiple comparison test at a level of significance of $\alpha = 0.05$.

RESULTS

Table 1 shows reference force values immediately after chain stretching. The open (longer) chains showed no differences compared to the closed (shorter) ones. Table 2 shows force levels one hour after chain stretching, Table 3 shows the force 12 hours later and Table 4, 24 hours following stretching. Table 5 presents experimental results concerning force decay 1 week after initial stretching and Table 6 shows force levels 2 weeks later. Due to the minimal changes that followed chain stretching during the 2-week period and because the force decay model remained the same, further continuation of the experiment was not considered necessary.

Due to the fact that force decay during the first hours is non-linear, nearly exponential, many researchers were interested in calculating this force loss at the specific section of the graph (Brantley et al., 1979). The time-force curve during a 24-hour period shows an initial exponential gradient followed by a less steep gradient. It was found that the force during the 24-hour period (F_{24}) follows a pattern described by the equation

$$F_{24} = F_0 \cdot (1 - e^{-c}) \cdot dt$$

Where:

F_0 : force released immediately after stretching

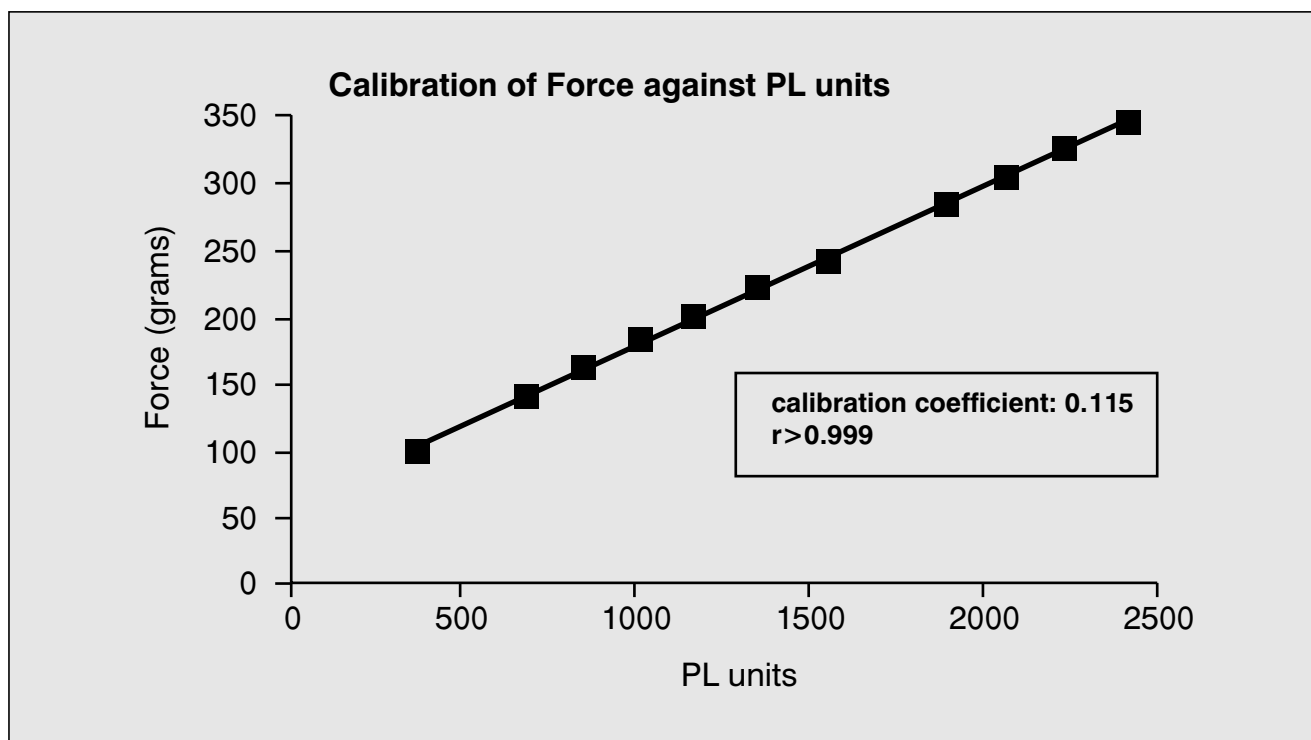
c : the slope of the non-straight section of the curve (corresponding to the initial steep force decay)

d : curve slope corresponding to late force decay during the 24-hour time period, and

t : time.

According to the equation, $t=0$ corresponds to F_0 , which is compatible with natural phenomena. Force values found during 24-hour periods were recorded and graphically represented. Value c (non-linear initial slope) was calculated from respective equations describing each curve. Statistical analysis of results concerning curve sloping is shown in Table 7. Force decay rate corresponding to the late curve gradient (d), as shown in Table 8, seems to follow a pattern similar to that of steep relaxation (c) described in Table 7. However, in this case the gradient is by far less than that of the non-linear curve in Table 7, revealing a decreased tendency of the force decay rate compared to initial force decay.

Figure 4 provides comparative force-time curves for



Εικ. 3. Διάγραμμα βαθμονόμησης (calibration) της συσκευής.

Fig. 3. Appliance calibration diagram.

μης 2 εβδομάδες μετά την έκταση. Λόγω των ελαχίστων αλλαγών που ακολούθησαν την έκταση των αλυσίδων στη διάρκεια των 2 εβδομάδων και λόγω της διατήρησης του ίδιου μοντέλου απώλειας δύναμης, δε θεωρήθηκε απαραίτητη η περαιτέρω συνέχιση του πειράματος. Επειδή η πύση δύναμης των πρώτων ωρών είναι μη γραμμική, σχεδόν εκθετική, ο υπολογισμός αυτής της απώλειας στο συγκεκριμένο τμήμα της γραφικής παράστασης έχει προσελκύσει το ενδιαφέρον πολλών ερευνητών (Brantley και συν., 1979). Η καμπύλη της δύναμης σε συνάρτηση με το χρόνο σε διάστημα 24 ωρών έχει μια αρχική εκθετική κλίση και δευτερευόντως μια ύστερη και λιγότερο οξεία κλίση. Η ανεύρεση της δύναμης κατά το διάστημα 24 ωρών (F_{24}) βρέθηκε ότι ακολουθεί ένα πρότυπο που περιγράφεται από την εξίσωση

$$F_{24} = F_0 (1 - e^{-c}) - dt$$

όπου:

F_0 : η δύναμη που απελευθερώνεται αμέσως μετά την έκταση

c : η κλίση του μη ευθέως τμήματος της καμπύλης (που αντιστοιχεί στην αρχική οξεία πύση της δύναμης),

d : η κλίση της καμπύλης που αντιστοιχεί στην ύστερη απώλεια δύναμης που παρουσιάζεται στη διάρκεια των 24 ωρών και

the first 24 hours for Ormco chain specimens of closed and open types, whereas Fig. 5 shows the curves following analysis presenting 2 sections of the curve.

DISCUSSION

An important observation is the fact that the greatest part of force decay was expressed within the first 3 hours (<200 minutes) as shown in figure 5, where non-linear sections have been removed from the main part of the curve. Generally, force decay of elastomeric chains follows a pattern characterized by 2 parts: an abrupt initial decay (in 1-12 hours) followed by a curve of less steep gradient. Researchers are mostly interested in the first section due to the increased tendency for force decay. It was found that chain pre-stretching decreases the slope of acute force decay, thus avoiding high values and lowering the peak of force levels (Brantley et al., 1979). So, the force applied on teeth during the first 24 hours following chain stretching is not affected by this process.

Despite the volume of data resulting from different



Πίνακας 1. Δύναμη αναφοράς (t=0) κατά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 1. Initial force (t=0) during elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	237.2	19.1	A
O/A	211.1	14.1	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

Πίνακας 2. Δύναμη 1 ώρα μετά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 2. Force value 1 hour after elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	235.3	17.2	A
O/A	208.3	19.7	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

Πίνακας 3. Δύναμη 12 ώρες μετά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 3. Force value 12 hours after elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	226.3	16.5	A
O/A	202.2	19.7	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

Πίνακας 4. Δύναμη 24 ώρες μετά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 4. Force value 24 hours after elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	224.2	15.2	A
O/A	200.2	18.7	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

Πίνακας 5. Δύναμη 1 εβδομάδα μετά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 5. Force value 1 week after elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	212.2	16.5	A
O/A	208.4	16.3	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

Πίνακας 6. Δύναμη 2 εβδομάδες μετά την έκταση των ελαστομερών αλυσίδων.

Table 6. Force value 2 weeks after elastomeric chain stretching.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΔΥΝΑΜΗ FORCE (g)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	210.2	16.5	A
O/A	194.2	19.7	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$.

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.



Πίνακας 7. Αρχική, μη γραμμική κλίση της καμπύλης πτώσης δύναμης των ελαστομερών αλυσίδων κατά το πρώτο 24-ωρο.
Table 7. Initial non-linear slope of force decay curve of elastomeric chains during the first 24 hours.

Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΚΛΙΣΗ SLOPE (d)		R ²	TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.		
C/K	0.020	0.01	0.969	A
O/A	0.019	0.01	0.974	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

t: χρόνος

Βάσει της εξίσωσης, σε $t=0$ αντιστοιχεί δύναμη F_0 , πράγμα που είναι σε συμφωνία με τα φυσικά φαινόμενα. Οι τιμές δύναμης που ανευρίσκονται σε διαστήματα 24 ωρών κατεγράφησαν και αναπαραστάθηκαν γραφικά και από τις αντίστοιχες εξισώσεις που περιγράφουν την κάθε καμπύλη υπολογίστηκε η τιμή c (μη γραμμική αρχική κλίση). Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων για την κλίση της καμπύλης φαίνεται στον Πίνακα 7. Ο ρυθμός απώλειας δύναμης που αντιστοιχεί στην ύστερη κλίση (d) που φαίνεται στον Πίνακα 8 μοιάζει να ακολουθεί το ίδιο πρότυπο με εκείνο της οξείας χάλασης (c) που περιγράφεται στον Πίνακα 7. Ωστόσο, στην περίπτωση αυτή η κλίση είναι υποπολλαπλάσια μικρότερη από αυτή της μη γραμμικής καμπύλης του Πίνακα 7, φανερώνοντας μειωμένη τάση στον ρυθμό απώλειας δύναμης σε σύγκριση με την αρχική απώλεια.

Η εικόνα 4 παρέχει συγκριτικές καμπύλες δύναμης-χρόνου για τις πρώτες 24 ώρες, για δοκίμια αλυσίδων Osmco κλειστού και ανοικτού τύπου ενώ η Εικ. 5 παριστά τις καμπύλες μετά από επεξεργασία όπου διακρίνονται 2 τμήματα της καμπύλης.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Μια σημαντική παρατήρηση είναι ότι το μεγαλύτερο μέρος της απώλειας δύναμης εμφανίστηκε μέσα στις πρώτες 3 ώρες (<200 λεπτά) όπως φαίνεται στην εικόνα 5, όπου τα μη γραμμικά τμήματα της καμπύλης αποσπάστηκαν τεχνητά από το κύριο μέρος της. Σε γενικές γραμμές, η απώλεια δύναμης των ελαστομερών αλυσίδων παρουσιάζει ένα πρότυπο που χαρακτηρίζεται από 2 τμήματα: μια απότομη αρχική πτώση (σε 1-12 ώρες) που ακολουθείται από μια καμπύλη μειωμένης κλίσης.

Πίνακας 8. Ύστερη κλίση της καμπύλης πτώσης δύναμης των ελαστομερών αλυσίδων κατά το πρώτο 24-ωρο.
Table 8. Late slope of force decay curve of elastomeric chains during the first 24 hours.

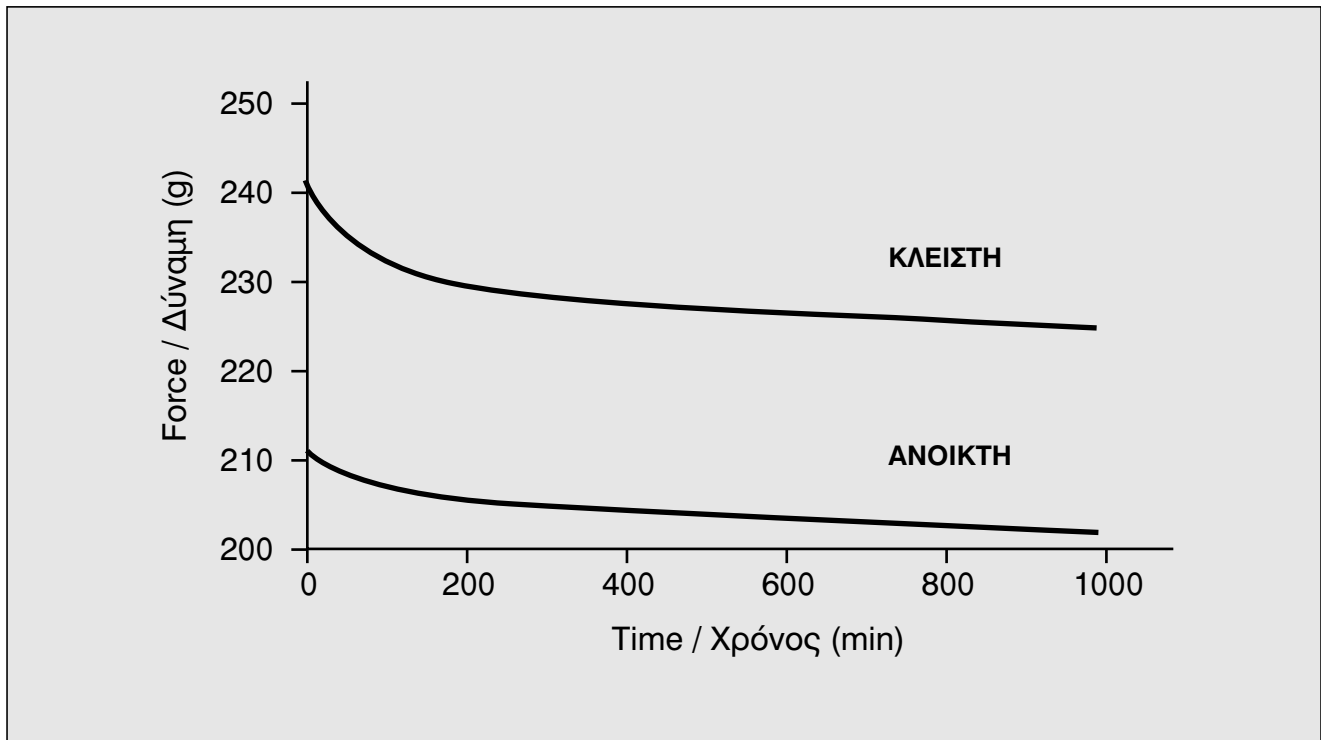
Closed/Open Κλειστή/Ανοικτή	ΚΛΙΣΗ SLOPE (d)		TUKEY GROUPING*
	\bar{x}	S.D.	
C/K	0.0044	0.002	A
O/A	0.0043	0.002	A

* Μέσες τιμές με ίδια γράμματα δεν είναι στατιστικά διαφορετικές σε επίπεδο σημαντικότητας $\alpha=0.05$

* Mean values with similar letters are not statistically different at level of significance $\alpha=0.05$.

research studies of the last 3 decades concerning decay of the force released by elastomeric chains, no valid and reliable method for the study of this parameter has yet been proposed. Literature, in effect, reports three methods for the study of elastomeric chain force relaxation. The first concerns elastomer stretching with ligation of terminal rings on supports placed on a frame (Ferriter et al., 1990; de Genova et al., 1985). Selection of chain length is made so that the chain is extended by 50-60% of its initial length. In some studies, the distance between supports decreases at a rate of 0.5 mm per week (de Genova et al., 1985). Periodically, one chain end is disconnected from its support and the force necessary for stretching the chain to the previous length is recorded with a dynamometer. Although this method allows for the study of force fluctuations in a controlled environment and is facilitated by submerging the whole system in various media, such as artificial saliva (von Fraunhofer et al., 1992), it has two basic drawbacks. The first one concerns the lack of continuous data collection due to periodical recording of force levels. Measurements are usually performed at the first, sixth and twelfth hour following stretching and are followed by weekly measurements during the course of the study, which usually lasts 2-3 weeks (Ash and Nikolai, 1978). Consequently, the drawing of the force relaxation curve for most of the study period is based on approximation.

Even more important is the fact that the method involves the use of stress induced by in vitro chain manipulation. During each recording the elastomer must be released from the support, re-stretched by 50% of its initial length using a dynamometer and, finally, it must be stretched once again to be repositioned onto the support. It is expected that elastomeric behavior is significantly affected because



Εικ. 4. Διάγραμμα δύναμη-χρόνου ελαστομερών αλυσίδων κατά το πρώτο 24-ωρο όπου φαίνεται η παρουσία δύο κλίσεων: μιας μη γραμμικής αρχικής όπου η πτώση είναι εκθετική και μίας μικρότερης κλίσης (και ρυθμού πτώσης).

Fig. 4. Force-time diagram of elastomeric chains during the first 24 hours showing the presence of two sections: an initial non-linear, where decay is exponential and a less steep one (and decay rate).

Το ενδιαφέρον των ερευνητών έχει στραφεί στο αρχικό τμήμα, λόγω της μεγάλης τάσης για απώλεια δύναμης. Η προεργασία με έκταση (pre-stretching) των αλυσίδων βρέθηκε ότι μειώνει την κλίση της οξείας πτώσης της δύναμης, απομακρύνοντας τις υψηλές τιμές και χαμηλώνοντας με τον τρόπο αυτό την κορυφή των επιπέδων δύναμης (Brantley και συν., 1979). Έτσι, κατ'ανάγκη η δύναμη που δέχονται τα δόντια τις πρώτες 24 ώρες μετά την έκταση των αλυσίδων δεν επηρεάζεται από αυτή την προεργασία.

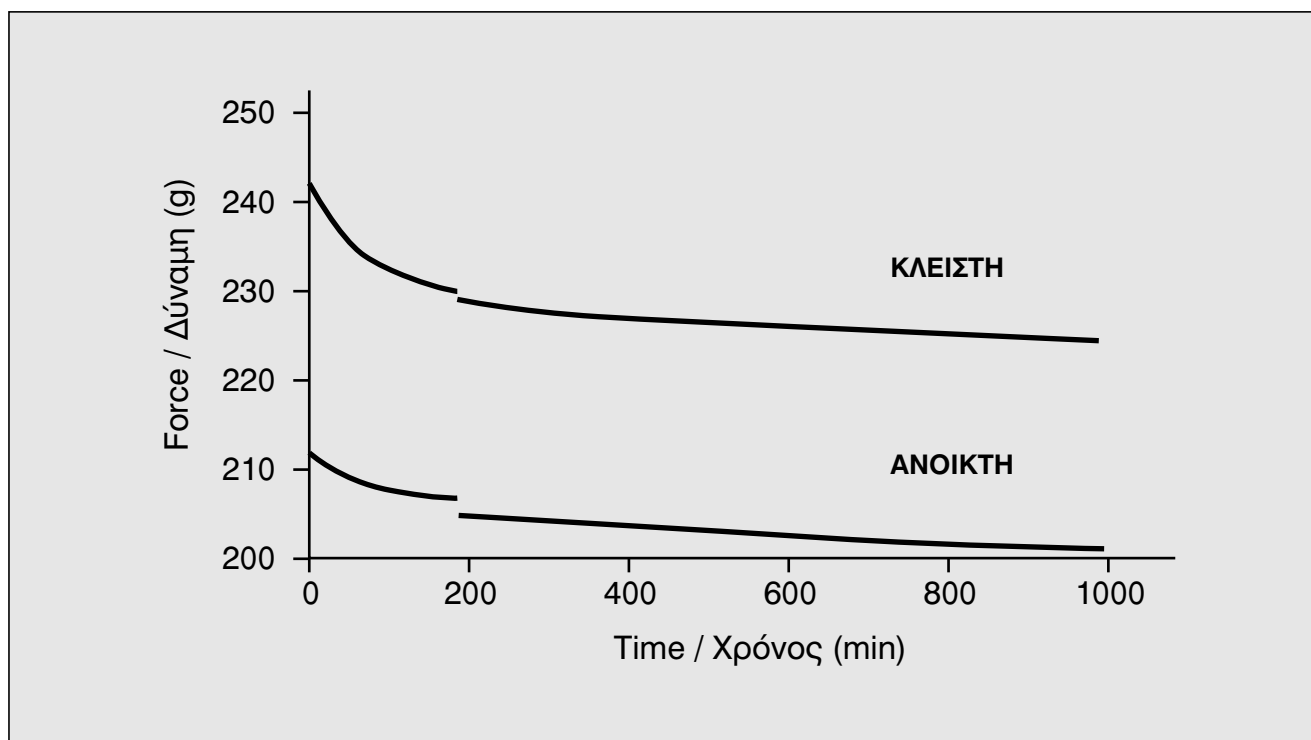
Παρά την αφθονία δεδομένων αναφορικά με την απώλεια της απελευθερούμενης δύναμης από τις ελαστομερείς αλυσίδες που προέκυψε από τις διάφορες ερευνητικές προσπάθειες των τελευταίων 3 δεκαετιών, δεν έχει προταθεί ακόμα μια έγκυρη και αξιόπιστη μέθοδος για τη μελέτη αυτής της παραμέτρου. Η σχετική βιβλιογραφία βασικά παραθέτει τρεις μεθόδους μελέτης της ομαλοποίησης δύναμης των ελαστομερών αλυσίδων. Η πρώτη περιλαμβάνει έκταση του ελαστομερούς με πρόσδεση των τερματικών κρίκων σε στηρίγματα τοποθετημένα πάνω σε ένα πλαίσιο (Ferriter και συν., 1990; de Genova και συν., 1985). Η επιλογή του μήκους της αλυσίδας γίνεται ώστε η αλυσίδα να εκτείνεται κατά 50-60% πέραν του αρχικού μήκους. Σε κάποιες έρευνες η απόσταση ανάμεσα στα στηρίγματα μειώνεται με ρυθμό

repeated stresses lead to chain fatigue. Alternatively, multiple specimens may be used and each chain may be tested only once for each time period, in order to avoid material fatigue effects. Although this method uses low stress levels during testing, the use of multiple specimens for the construction of only one curve complicates the process of data analysis.

Furthermore, reliability of tooth movement simulation is low since tooth movement cannot be approximated at a steady rate of 0.5 mm/week. The classic studies of Reitan showed that the rate of tooth movement is individualized, it generally reaches its peak within 35-40 days and, clearly, is not directly time-related (Graber and Swain, 1975).

The other two methods use mechanical control appliances to study force relaxation in different ways. It has been claimed that engagement of each terminal chain ring on the fixed basis and appliance hook followed by successive loading and unloading cycles could be used for relaxation measurement. In this case, the force necessary for initial stretching is recorded after one or more cycles and is compared to the original force (Huget et al., 1990).

Von Fraunhofer et al. (1992) used a model including engagement of the elastic chain on the fixed basis



Εικ. 5. Επεξεργασμένη άποψη της Εικ. 4 με διαχωρισμό των δύο τμημάτων της καμπύλης. Φαίνεται ότι η εκθετική πτώση λαμβάνει χώρα ήδη από το πρώτο 3-ωρο της διάτασης.

Fig. 5. Modified view of Fig. 4 with separation of the two parts of the curve. It seems that exponential decay occurs as early as the first 3 hours of onset of extension.

0.5 χιλ. ανά εβδομάδα (de Genova και συν., 1985). Περιοδικά, το ένα άκρο της αλυσίδας αποσυνδέεται από το στήριγμα και η απαιτούμενη δύναμη για να εκτείνει την αλυσίδα στο προηγούμενο μήκος-έκτασης καταγράφεται με τη βοήθεια δυναμομέτρου. Αν και η μέθοδος αυτή επιτρέπει τη μελέτη των διακυμάνσεων της δύναμης σε ελεγχόμενο περιβάλλον, που διευκολύνεται με την εμβύθιση του όλου συστήματος σε διάφορα μέσα όπως τεχνητό σάλιο (von Fraunhofer και συν., 1992), έχει δύο βασικές αδυναμίες. Η πρώτη έχει σχέση με την έλλειψη συνεχών δεδομένων, λόγω της περιοδικής καταγραφής των επιπέδων δύναμης. Οι μετρήσεις γίνονται συνήθως την πρώτη, έκτη, δωδέκατη ώρα μετά την έκταση και ακολουθούνται από εβδομαδιαίες μετρήσεις καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης, που συνήθως διαρκεί 2-3 εβδομάδες (Ash και Nikolai, 1978). Κατά συνέπεια η κατασκευή της καμπύλης ομαλοποίησης της δύναμης για τη μεγαλύτερη περίοδο μελέτης βασίζεται σε προσεγγίσεις.

Ακόμα μεγαλύτερης σημασίας είναι το γεγονός ότι η μέθοδος ενέχει τη χρήση τάσης προκαλούμενης από εργαστηριακό χειρισμό των αλυσίδων. Κατά τη διάρκεια κάθε καταγραφής το ελαστομερές πρέπει να απελευθερωθεί από το στήριγμα, να επανεκταθεί από δυναμόμετρο στο 50% του αρχικού μήκους, ώστε να μετρηθεί η

and appliance hook, specimen stretching and unloading for 30 minutes. The force necessary for maintaining chain stretching is recorded and compared to that before loading.

It should be noted that although these methods use more advanced technological equipment in relation to recordings made by hand with the dynamometer, the former present serious drawbacks. More specifically, the use of loading-unloading cycles is probably, by definition, irrelevant both to the relaxation test and the corresponding clinical situation. Furthermore, unloading of materials for such short periods (as 30 minutes) which represent only a fraction of their continuous intra-oral function and consequent re-loading are inappropriate and cannot reliably control material performance.

Over-manipulation of elastomeric chains is probably responsible for high rates of force decay in related studies, based on which a chain may lose up to 50% of its original force performance within the first hour. However, as early as 1970, Bishara and Andreasen recorded that decay of the force delivered by then modern latex elastics came to 25%.

Already in the first publications dealing with this issue, clinicians had difficulties explaining the paradox of



δύναμη που δέχεται το δυναμόμετρο, και τελικά να εκταθεί ξανά για να επαναποθετηθεί στο στήριγμα. Επειδή οι επαναλαμβανόμενες τάσεις δημιουργούν φαινόμενα κόπωσης της αλυσίδας, αναμένεται η συμπεριφορά του ελαστομερούς να επηρεαστεί σημαντικά. Εναλλακτικά, είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν πολλαπλά δοκίμια με την κάθε αλυσίδα να δοκιμάζεται μόνο μια φορά για κάθε χρονική περίοδο, ώστε να αποφευχθούν οι επιπτώσεις της κόπωσης. Αν και η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί μικρές τάσεις κατά τις δοκιμασίες, η χρήση πολλαπλών δοκιμών για την κατασκευή μιας μόνο καμπύλης περιπλέκει τη διαδικασία ανάλυσης των δεδομένων.

Επιπλέον η αξιοπιστία της απομίμησης της οδοντικής μετακίνησης είναι μικρή, αφού η οδοντική μετακίνηση δεν μπορεί να προσεγγιστεί με σταθερό ρυθμό 0.5 χιλ/εβδ. Οι κλασικές μελέτες του Reitan έδειξαν ότι ο ρυθμός οδοντικής μετακίνησης είναι πολύ εξατομικευμένος, σε γενικές γραμμές φτάνει στο μέγιστο μέσα σε 35-40 ημέρες και σαφώς δεν συνδέεται ευθέως με το χρόνο (Graber και Swain, 1975).

Οι άλλες δύο μέθοδοι χρησιμοποιούν συσκευές μηχανικού ελέγχου για να μελετήσουν την ομαλοποίηση της δύναμης με διάφορους τρόπους. Έχει υποστηριχθεί ότι η πρόσδεση του κάθε τερματικού κρίκου της αλυσίδας στη σταθερή βάση και το άγκιστρο του μηχανήματος ελέγχου, που ακολουθείται από την έναρξη διαδοχικών κύκλων φόρτισης και αποφόρτισης, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της ομαλοποίησης. Σε αυτή την περίπτωση η αναγκασία, για να επιφέρει την αρχική έκταση, δύναμη καταγράφεται μετά από έναν ή περισσότερους κύκλους και συγκρίνεται με την αρχική (Hugot και συν., 1990).

Οι von Fraunhofer και συν. (1992) χρησιμοποίησαν μέθοδο που περιελάμβανε πρόσδεση της ελαστικής αλυσίδας στη σταθερή βάση και άγκιστρο του μηχανήματος, έκταση του δοκιμίου και αναστολή αυτής (αποφόρτιση) για 30 λεπτά. Η απαιτούμενη δύναμη για διατήρηση της προηγούμενης έκτασης καταγράφεται και συγκρίνεται με αυτήν πριν τη φόρτιση.

Πρέπει να σημειωθεί ότι ενώ οι μέθοδοι αυτές χρησιμοποιούν περισσότερο προηγμένο τεχνολογικό εξοπλισμό, σε σύγκριση με τις καταγραφές χειρός βάσει δυναμομέτρου, παρουσιάζουν σοβαρές ατέλειες. Συγκεκριμένα, η χρήση κύκλων φόρτισης-αποφόρτισης είναι πιθανώς εξ ορισμού άσχετη τόσο ως προς τη δοκιμασία ομαλοποίησης όσο και ως προς το κλινικό ανάλογο. Επιπρόσθετα, η αποφόρτιση των υλικών για τόσο μικρές περιόδους, όπως είναι τα 30 λεπτά, που αντιπροσωπεύουν ένα κλάσμα μόνο της συνεχούς ενδοστοματικής τους λειτουργίας, και η ακόλουθη επαναφόρτιση είναι ακατάλληλες και δεν μπορούν να παράσχουν ουσιαστικό έλεγχο της απόδοσης του υλικού.

tooth movement using systems that present 50-70% force decay within the first day and, especially, within the first hours. Literature supports the view that effective movement of a tooth, such as a canine in the place of an extracted premolar, needs a 200-250 gr force. If we adopt the values that the aforementioned studies report about force decay with time, it is expected that immediately after placement of an orthodontic biomechanical system the levels of the released force will drop to 140-150 gr. Thus, the question arises whether it was the force necessary for tooth movement or the force decay rate that was overestimated.

This study concluded on lower rates of force decay for all specimens, irrelevant of type, compared to the values reported by the majority of previous studies. Thus, a relaxation of 10-15% was found as opposed to the values of 40-50% reported by studies using non-continuous data recordings. This difference is due to two basic factors:

a) Differences in study design including fewer chain manipulations, that limit material fatigue during testing, and continuous data recording in real time and

b) Relatively small, but clinically more conservative specimen stretching by 50% of their natural length as opposed to 100% more stretching used in previous studies. Generally speaking, wider stretching is correlated with higher force decay, especially when in vitro manipulations (such as the ones of previous studies) are used. On the other hand, in clinical situations such as the case of closure of small anterior spaces, chain extension is not high. High chain extension may apply high pressures on teeth leading, as mentioned before, to more abrupt initial force degradation (Kovatch et al., 1976).

The need for investigating elastomer stress relaxation in real time conditions led to the development of a method based on the experimental design of this study. This method shows, for the first time, that during the first 24 hours the curve of force degradation comprises two sections: an initial steep part and a less accentuated one, that corresponds to the time period following the first 4 hours. In longer time periods, the non-linear section is limited and the rate of force decay gradually decreases.

In the past, attempts were made (Stevenson and Kusy, 1994) to establish an overall chain stress relaxation pattern including both the rapid initial phase, and the later, less steep, force degradation for a period of 3 weeks. This attempt resulted in the following equation:

$$F(t) = x_0 (K_1 e^{-t/\tau} + K_2 e^{-t/\tau'})$$

where

K_s are constants and t/τ is relaxation time. Nevertheless, in attempting to express the overall force decay pattern, which consists of curves with



Ο υπερβολικός χειρισμός των αλυσίδων είναι πιθανώς υπεύθυνος για τους μεγάλους ρυθμούς απώλειας δύναμης στις σχετικές έρευνες, βάσει των οποίων η αλυσίδα μπορεί να χάνει ως και το 50% της αρχικής απόδοσης σε δύναμη, μέσα στην πρώτη ώρα. Ωστόσο, ήδη από το 1970 οι Bishara και Andreasen κατέγραψαν ότι η απώλεια αποδιδόμενης δύναμης των σύγχρονων, για την εποχή, ελαστικών latex έφτανε το 25%. Από τις πρώτες κιόλας δημοσιεύσεις σχετικά με το θέμα, οι κλινικοί δυσκολεύτηκαν να εξηγήσουν το παράδοξο της μετακίνησης δοντιών μέσω συστημάτων τα οποία παρουσιάζουν απώλεια αποδιδόμενης δύναμης της τάξης του 50-70% μέσα στην πρώτη ημέρα και κυρίως μέσα στις πρώτες ώρες. Η βιβλιογραφία υποστηρίζει ότι για την αποτελεσματική μετακίνηση ενός δοντιού, π.χ ένας κυνόδοντα στη θέση ενός εξαχθέντος προγομφίου, απαιτείται δύναμη της τάξης των 200-250 γρ. Αν υιοθετήσουμε τις τιμές που οι προαναφερθείσες έρευνες αναφέρουν για την απώλεια αποδιδόμενης δύναμης στο χρόνο, αναμένεται ότι αμέσως μετά την τοποθέτηση ενός ορθοδοντικού εμβιομηχανικού συστήματος, τα επίπεδα της απελευθερούμενης δύναμης θα πέσουν στα 140-150 γρ. Ως εκ τούτου τίθεται το ερώτημα αν εκείνο που υπερεκτιμήθηκε ήταν η αναγκαία για την οδοντική μετακίνηση δύναμη ή ο ρυθμός μείωσης της αποδιδόμενης δύναμης.

Η παρούσα μελέτη κατέληξε σε μικρότερους ρυθμούς πτώσης της αποδιδόμενης δύναμης για όλα τα δοκίμια, ανεξάρτητα από τον τύπο, σε σχέση με τις τιμές που έδινε η πλειοψηφία των προηγούμενων ερευνών. Έτσι, προσδιορίστηκε μια ομαλοποίηση της τάξης του 10-15%, σε αντίθεση με τα επίπεδα των 40-50% που αναφέρουν έρευνες μη συνεχούς καταγραφής δεδομένων. Η διαφορά εντοπίζεται σε δύο βασικούς παράγοντες: α) διαφορές στην οργάνωση της μελέτης που περιλαμβάνουν λιγότερους χειρισμούς των αλυσίδων και περιορίζουν έτσι την κόπωση του υλικού κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας, παράλληλα με συνεχή καταγραφή δεδομένων σε πραγματικό χρόνο και

β) σχετικά μικρή αλλά κλινικά πιο συντηρητική έκταση των δοκιμών κατά 50% άνω του φυσικού μήκους, σε αντίθεση με το 100% των προηγούμενων ερευνών. Γενικά, οι μεγάλες εκτάσεις συνδέονται και με μεγάλες απώλειες, κυρίως όταν χρησιμοποιούνται οι εργαστηριακοί χειρισμοί των προηγούμενων ερευνών. Από την άλλη μεριά, σε κλινικά περιστατικά, όπως στην περίπτωση σύγκλεισης μικρών προσθίων διαστημάτων, ο εφελκυσμός της αλυσίδας δεν είναι μεγάλης έκτασης. Ο μεγάλος εφελκυσμός της αλυσίδας πιθανώς να φορτίζει με μεγάλες πιέσεις τα δόντια, ενώ παράλληλα κάτι τέτοιο οδηγεί, όπως προαναφέρθηκε, σε πιο απότομη αρχική μείωση αποδιδόμενης δύναμης (Kovatch και συν., 1976).

Η αναγκαιότητα διερεύνησης της ομαλοποίησης τάσης

different slopes, the authors used great approximations that undermine the reliability of results. Thus, for time approaching infinity, the equation results in 0 force. This sounds unacceptable, since, theoretically, the force released after long time periods never crosses the x-axis. Furthermore, at reference time ($t=0$), the force is $F(t) = x_0 (K_1 + K_2)$, where x_0 represents initial force.

It should, however, be noted that the value of an equation, which is formulated for describing phenomena related to elastomer force degradation, is limited by the adoption of the method used in this study. Thus, the procedure of data collection in these studies included recordings of 10-15 force values over a period of 2-3 weeks. These values formed a line which allowed for force prediction at any given time throughout the equation. In this study, the force was recorded for the whole duration of the experiment at 1-minute intervals. Consequently, equations for estimating force value at a given time are not necessary.

Chain type (open or closed) was not found to be a factor playing an important role for the force delivered during chain extension. It should be noted that, from a clinical point of view, the interest is focused on absolute values and not on percentages of force degradation, because emphasis is placed on clinical effectiveness, which is affected by force values per se and not by relative percentages of force loss. It seems that the factor mostly affecting material effectiveness and profile is the initial reference force. This is due to the fact that force changes through time did not alter the original classification of elastomeric chains. In other words, curve sloping showed an upward or downward gradient depending on the stress developing by the initial extension.

The method used in this study may find numerous applications, including the decay of force delivered by intra-oral intermaxillary elastics and extra-oral appliance elastics.

REFERENCES

- Andreasen GH, Bishara S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 1970;40:151-8.
- Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *J Dent Res* 1978;57:685-90.
- Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:40-6.
- Billmeyer FW. Thermosetting resins. In: *Textbook of*



των ελαστομερών σε συνθήκες πραγματικού χρόνου οδήγησε στην ανάπτυξη μιας μεθόδου βασισμένης στο πειραματικό σχήμα της παρούσης μελέτης. Με αυτήν τη μέθοδο, για πρώτη φορά ανευρίσκεται ότι κατά τη διάρκεια των 24 πρώτων ωρών, η καμπύλη μείωσης της δύναμης περιλαμβάνει δύο στοιχεία: ένα αρχικό απότομο τμήμα και ένα λιγότερο εκσοσημασμένο, που αντιστοιχεί μετά από την πάροδο των 4 πρώτων ωρών. Σε μεγαλύτερες χρονικές περιόδους, το εκδεικτικό τμήμα περιορίζεται και ο ρυθμός μείωσης της δύναμης βαίνει μειούμενος.

Στο παρελθόν έγινε προσπάθεια (Stevenson και Kusy, 1994) να διαμορφωθεί ένα συνολικό πρότυπο ομαλοποίησης της τάσης των αλυσίδων, το οποίο να περιλαμβάνει τόσο την αρχική, ταχεία, όσο και την μετέπειτα, λιγότερο απότομη, μείωση της δύναμης, για χρονικό διάστημα 3 εβδομάδων. Η προσπάθεια αυτή κατέληξε στη διαμόρφωση της ακόλουθης εξίσωσης

$$F(t) = x_0 (K_1 e^{-t/\tau_1} + K_2 e^{-t/\tau_2}), \text{ όπου}$$

K σταθερές και

t/τ ο χρόνος ομαλοποίησης.

Ωστόσο, στην προσπάθεια έκφρασης του συνολικού προτύπου μείωσης της δύναμης, που αποτελείται από καμπύλες διαφορετικών κλίσεων, οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν μεγάλες προσεγγίσεις που θέτουν υπό αίρεση την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων. Έτσι, για χρόνο που τείνει στο άπειρο η εξίσωση δίνει δύναμη 0. Κάτι τέτοιο μοιάζει αδόκιμο, αφού θεωρητικά η δύναμη που απελευθερώνεται μετά από μεγάλα χρονικά διαστήματα δε συμπίπτει ποτέ με τον άξονα των x . Επίσης στο χρόνο επιπέδου αναφοράς ($t=0$) η δύναμη είναι $F(t) = x_0 (K_1 + K_2)$, ενώ το x_0 παριστά την αρχική δύναμη.

Πρέπει να σημειωθεί, ωστόσο, ότι η αξία της δημιουργίας μιας εξίσωσης, για την περιγραφή των φαινομένων που σχετίζονται με τη μείωση της αποδιδόμενης δύναμης των ελαστομερών, περιορίζεται με την υιοθέτηση της μεθόδου που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα έρευνα. Έτσι, η διαδικασία συλλογής δεδομένων σε αυτές τις μελέτες περιελάμβανε καταγραφή 10-15 πιμών δύναμης για μια περίοδο 2-3 εβδομάδων, οι οποίες ενώθηκαν με μια γραμμή, και έδωσαν τη δυνατότητα πρόβλεψης της δύναμης σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή μέσω εξίσωσης. Στην παρούσα μελέτη, η δύναμη καταγράφηκε για όλη τη διάρκεια του πειράματος σε διαστήματα 1 λεπτού, και συνεπώς δεν είναι απαραίτητες εξισώσεις για τον υπολογισμό της τιμής της δύναμης σε δεδομένο χρόνο.

Ο τύπος της αλυσίδας (ανοικτός ή κλειστός) δεν αποδείχθηκε σημαντικός παράγοντας του επιπέδου αποδιδόμενης δύναμης σε έκταση. Πρέπει να σημειωθεί ότι από κλινικής άποψης το ενδιαφέρον στρέφεται προς τις απόλυτες τιμές και όχι προς τα ποσοστά μείωσης της δύναμης, γιατί δίνεται έμφαση στην κλινική αποτελεσματικότητα, η οποία επηρεάζεται από αυτές καθαυτές

- polymer science. New York: Wiley, 1984:436-57.
- Bishara SE, Andreasen GF. A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics. *Angle Orthod* 1970;40:319-28.
- Brantley WA, Salander S, Myers LC, Winders RV. Effect of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod* 1979;49:37-43.
- Brooks DG, Hershey HG. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. *J Dent Res* 1976;55 (Special Issue B):363.
- Chau LT, Wang WM, Targ TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chains. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104:373-7.
- Cheremisinoff NP. *Elastomer Technology Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 1993:73-87.
- de Genova DC, McInness-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains. A product comparison study. *Am J Orthod* 1985;87:377-84.
- Ferriter JP, Meyers CE, Norton L. The effects of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:404-10.
- Graber TM, Swain BF. *Orthodontics - Current Principles and Techniques*. St. Louis: Mosby, 1985:199-201.
- Hershey FH, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth movement mechanism. *Am J Orthod* 1975;67:554-62.
- Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990;69:496-501.
- Josell SD, Leiss JB, Rekow ED. Force decay of elastomeric chains. *Semin Orthod* 1997;3:189-97.
- Killiany DM, Duplessis J. Relaxation of elastomeric chains. *J Clin Orthod* 1985;19:592-3.
- Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load extension time behaviour of orthodontic elastics. *J Dent Res* 1976;55:496-501.
- Kuster R, Ingervall B, Burgin W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic chains. *Eur J Orthod* 1986;8:202-8.
- Lam TV, Freer TJ, Brockhurst PJ, Podlich HM. Strength decay of orthodontic elastomeric ligatures. *J Orthod* 2002;29:37-43.
- Lu TC, Wang WN, Targ TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain - a serial study. Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 104: 373-7.
- Mark JE. The rubber elastic state. In: Mark JE, ed. *Physical Properties of Polymers*. Washington, DC: American Chemical Society, 1993.
- Rock WP, Wilson HJ, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. *Br J*



τις τιμές της δύναμης καθαυτές και όχι από τα σχετικά ποσοστά απωλειών. Φαίνεται πως ο παράγοντας που επηρεάζει την αποτελεσματικότητα και το προφίλ του υλικού είναι η αρχική δύναμη αναφοράς. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι μεταβολές της δύναμης με το χρόνο δεν άλλαξαν την αρχική κατάσταση των ελαστομερών αλυσίδων. Με άλλα λόγια η κλίση των καμπυλών έδειξε μια στροφή προς τα πάνω ή προς τα κάτω, ανάλογα με την τάση που δημιουργήθηκε από τον αρχικό εφελκυσμό.

Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη μπορεί να βρει πολλές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένης της μείωσης της δύναμης που αποδίδουν τα latex ενδοστοματικά διαγνωστικά ελαστικά και τα ελαστικά εξωστοματικών μηχανημάτων.

Διεύθυνση για ανάτυπα:

Δρ. Θεόδωρος Ηλιάδης
Αγνώστων Ηρώων 57
14231 Νέα Ιωνία

Orthod 1985;12:202-7.

Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994; 64: 455-64.

Tager A. *Physical Chemistry of Polymers*. Moscow: MIR Publishers, 1978:97.

Varner RE, Buck DL. Force production and decay rate in Alastik modules. *J Biomed Mater Res* 1978;12:361-6.

von Fraunhofer JA, Coffelt MTP, Orbell GM. The effect of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod* 1992;62:265-74.

Wilson TG, Gregory RL. Clinical effectiveness of fluoride-releasing elastomers. I: Salivary streptococcus mutans numbers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:293-7.

Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976;46:196-205.

Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod* 1979;49:104-8.

Reprint requests to:

Dr. Theodore Eliades
57 Agnoston Iroon
14231 Nea Ionia
GREECE