



# Μια κριτική αναδρομή στις παλαιότερες και σύγχρονες εφαρμογές των μεθόδων εμβιομηχανικής στην Ορθοδοντική.

ΧΡ. Γ. ΠΡΟΒΑΤΙΔΗΣ\*, Ν. Ε. ΤΟΥΤΟΥΝΤΖΑΚΗΣ\*\*

\* Επίκουρος Καθηγητής, Τομέας Μηχανολογικών Κατασκευών και Αυτομάτου Ελέγχου, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο  
\*\* Επίκουρος Καθηγητής, Εργαστήριο Ορθοδοντικής, Τμήμα Οδοντιατρικής, Πανεπιστήμιο Αθηνών.

## A critical review of older and contemporary applications of biomechanical methods in orthodontics.

CH. G. PROVATIDIS\*, N.E. TOUTOUNTZAKIS\*\*

\* Assistant Professor, Mechanical Design and Control Systems Section, Department of Mechanical Engineering, National Technical University of Athens.  
\*\* Assistant Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, University of Athens.

### ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία επιχειρεί μία αναδρομή στη βιβλιογραφία αναφορικά με την εφαρμογή και τα συμπεράσματα των μεθόδων της θεωρητικής και εφαρμοσμένης μηχανικής, της πειραματικής αντοχής των υλικών, καθώς και σύγχρονων υπολογιστικών μεθόδων στην επιστήμη του ορθοδοντικού. Οι μέθοδοι αυτές κρίνονται με βάση τα σημερινά δεδομένα και των δύο επιστημών, δηλαδή τόσο της Μηχανικής όσο και της Ορθοδοντικής. Ιδιαίτερη αναφορά και συζήτηση γίνεται σχετικά με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, η οποία πλέον φαίνεται να καταλαμβάνει την πρώτη θέση μεταξύ των υπολοίπων μεθόδων. Επίσης, γίνεται μία σύντομη αναφορά στα τελευταία επιτεύγματα της Πληροφορικής που πιθανόν να χρησιμοποιηθούν στο μέλλον από τον κλινικό ορθοδοντικό.

### ABSTRACT

This paper attempts a review of the literature related to the applications and conclusions of methods of theoretical and applied mechanics, experimental strength of materials as well as contemporary computerized methods used in Orthodontics. These methods are evaluated based on contemporary data from both scientific fields, i.e. Mechanics and Orthodontics. Special reference and discussion is made concerning the finite element method which seems to be the best of all. There is also a brief reference to the most recent achievements of Informatics that may be used by clinical orthodontists in the near future.

### ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το σύστημα δυνάμεων (force system) είναι ο κύριος παράγοντας τον οποίο ο ορθοδοντικός καλείται να ελέγξει για να επιτύχει την επιθυμητή ορθοδοντική μετακίνηση. Είναι κλινικά χρήσιμο να συσχετισθεί η ορθοδοντική μετακίνηση με τα ορθοδοντικά συστήματα δυνάμεων που αναπτύσσονται δια μέσου ποικίλων μηχανισμών στο αγκύλιο (bracket) που προσαρτάται πάνω στη μύλη ενός δοντιού.

Ένα δόντι μέσα στην στοματική κοιλότητα υπόκειται συνήθως σε ένα σύνθετο σύστημα δυνάμεων και ροπών. Εάν το δόντι είναι ακίνητο στην κανονική του θέση μέσα στο στόμα, τότε όλες οι δυνάμεις που ασκούνται σε αυτό από τους περιστοματικούς μύες,

### INTRODUCTION

The main factor an orthodontist is called upon to control in order to achieve any desired orthodontic movement is that of the force system. Clinically, it is useful to correlate orthodontic movement with orthodontic force systems developing through various mechanisms on the bracket attached to the tooth crown.

A tooth is usually subject to a complex system of forces and moments within the oral cavity. If the tooth is immobile in its normal position in the mouth, then all forces exercised on it by the perioral muscles, the tongue and the occlusion must be in equilibrium (Proffit, 1978). However, when an orthodontic force is



τη γλώσσα και τη σύγκλιση πρέπει να βρίσκονται σε ισορροπία (Proffit, 1978). Όταν όμως μία ορθοδοντική δύναμη εφαρμόζεται για μία μακρά χρονική διάρκεια στη μύλη του δοντιού, το δόντι αναζητά μία νέα θέση ισορροπίας μέσω απορρόφησης του φατνιακού οστού σε περιοχές συμπίεσης και εναπόθεσης οστού σε περιοχές εφελκυσμού (Reitan, 1967). Το μέγεθος και η διεύθυνση μίας ορθοδοντικής δύναμης μπορεί να προκαθορισθεί και να ελεγχθεί στις περισσότερες περιπτώσεις, αλλά ο τρόπος με τον οποίο η δύναμη μεταδίδεται μέσω του δοντιού στην περιοδοντική μεμβράνη είναι πολύ δυσκολότερο να καθορισθεί. Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε την κατανομή της δύναμης στην περιοδοντική μεμβράνη λόγω της στενής της σχέσης με την επιθυμητή μετακίνηση του δοντιού.

Για να διασαφηνισθεί ο μηχανισμός των ορθοδοντικών μετακινήσεων, πολλές μελέτες έχουν διερευνήσει τις αλλαγές που επέρχονται στους περιοδοντικούς ιστούς από (α) ιστολογική (Reitan, 1960, 1985; Storey, 1972, 1973; Rygh, 1973, 1974, 1976), (β) ιστοχημική και βιοχημική (Davidovitch και συν., 1980; Yamasaki και συν., 1982), (γ) φυσιολογική και βιοηλεκτρική (Grimm, 1972; Zengo και συν., 1974; Norton και συν., 1984) και (δ) εμβιομηχανική άποψη (Burstone, 1985; Caputo και συν., 1974; Nikolai, 1975; Tanne και συν., 1987). Μία ανασκόπηση των τριών πρώτων μεθόδων έχει πραγματοποιηθεί πρόσφατα από τους Toutountzakis και Kalamatas (1995).

Είναι γνωστό ότι ο παράγοντας έναρξης των βιολογικών αλλαγών είναι οι μηχανικές τάσεις που αναπτύσσονται στους περιοδοντικούς ιστούς (Reitan, 1967). Έτσι, είναι σημαντικό να γνωρίζουμε τον βαθμό των μηχανικών τάσεων που προκαλούνται στους περιοδοντικούς ιστούς από την εφαρμογή των ορθοδοντικών δυνάμεων. Η πολυπλοκότητα που παρουσιάζει η θεωρητική ανάλυση των μηχανικών τάσεων ως και η εφαρμογή μίας πειραματικής τεχνικής, παρέχει λίγες πληροφορίες σχετικά με τις μηχανικές τάσεις που αναπτύσσονται στους περιοδοντικούς ιστούς όταν εφαρμόζεται μία ορθοδοντική δύναμη.

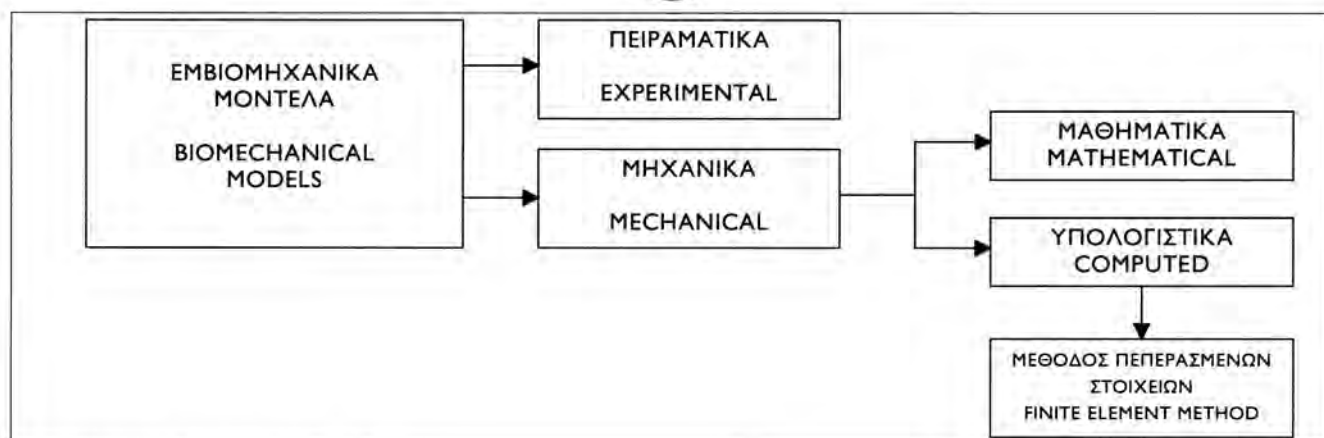
Στην Ορθοδοντική, η φύση της οδοντικής μετακίνησης είναι επίσης μεγάλου ενδιαφέροντος σε σχέση με την εφαρμογή της ιδανικής δύναμης που πρέπει να εφαρμοσθεί στη μύλη του δοντιού για να επιτευχθεί η επιθυμητή μετακίνηση (Burstone, 1962, 1985; Nikolai, 1974; Tanne και συν., 1991). Ένας άλλος παράγοντας που παίζει ρόλο είναι εάν και κατά πόσον πρέπει η εφαρμοζόμενη δύναμη να είναι συνεχής ή διακοπτό-

applied for a long period of time on the tooth crown, this tooth will find a new position where forces will be in equilibrium, through bone resorption in pressure areas and bone apposition in tension areas (Reitan, 1967). The magnitude and direction of an orthodontic force can be predetermined and controlled in most cases, but the way this force is transmitted through the tooth to the periodontal membrane is much more difficult to define. It is important to know the distribution of the force onto the periodontal membrane because this is closely related to the desired tooth movement.

In order to clarify the mechanism of orthodontic movement, many studies have investigated the changes occurring to periodontal tissues from (a) a histological (Reitan, 1960, 1985; Storey, 1972, 1973; Rygh, 1973, 1974, 1976), (b) histochemical and biochemical (Davidovitch et al., 1980; Yamasaki et al., 1982), (c) physiological and bioelectric (Grimm, 1972; Zengo et al., 1974; Norton et al., 1984) and (d) biomechanical points of view (Burstone, 1985; Caputo et al., 1974; Nicolai, 1975; Tanne et al., 1987). Toutountzakis and Kalamatas (1995) have recently reported on the first three viewpoints.

A factor well known for initiating biological changes is that of mechanical stress induced in the periodontal tissues (Reitan, 1967). It is, therefore, important to know the stress levels caused in the periodontal tissues by the application of orthodontic forces. The complexity of the theoretical stress analysis as well as that of the application of an experimental technique, offers little information on the stress induced in the periodontal tissues when an orthodontic force is applied. In Orthodontics, the nature of tooth movement is also of great interest in terms of an optimal force that should be exercised on the tooth crown in order to achieve the desired movement (Burstone, 1962; 1985; Nikolai, 1974; Tanne et al., 1991). Another factor that plays an important role is whether and to what extent the force applied should be continuous or interrupted (Owman-Moll et al., 1995).

The way a tooth will move may be influenced by various anatomical and histological variables, such as the tooth and alveolar bone dimensions, the distribution and thickness of the periodontal membrane and the elastomechanical properties of the periodontium (Muhlemann and Zander, 1954; Burstone, 1962, 1985). Because the ratio of crown to root has changed in many adult patients due to the loss of alveolar bone because of periodontal disease, the influence of these



Εικ. 1. Διάκριση εμβιομηχανικών μοντέλων.  
Fig. 1. Distinction of biomechanical models.

μενη (Owman-Moll και συν., 1995).

Ο τρόπος με τον οποίο θα μετακινηθεί ένα δόντι μπορεί να επηρεασθεί από διάφορες ανατομικές και ιστολογικές μεταβλητές, όπως είναι οι διαστάσεις του δοντιού και του φατνιακού οστού, η κατανομή και το μέγεθος του πάχους της περιοδοντικής μεμβράνης, και οι ελαστομηχανικές ιδιότητες του περιοδοντίου (Muhlemann και Zander, 1954; Burstone, 1962; Burstone, 1985). Επειδή σε πολλούς ενήλικες ασθενείς έχει αλλάξει ο λόγος μύλης προς ρίζα από απώλεια φατνιακού οστού λόγω περιοδοντικών νόσων, η επίδραση αυτών των μεταβλητών στην εμβιομηχανική συμπεριφορά του δοντιού είναι περισσότερο σημαντική στους ενήλικες από ότι στους έφηβους (Vanarsdall και συν., 1985; Heins και συν., 1988; Brown και συν., 1989). Επιπρόσθετα, μεταβολές στο μήκος της ρίζας μπορούν επίσης να μεταβάλλουν την εμβιομηχανική συμπεριφορά του δοντιού όταν σε αυτό εφαρμόζονται ορθοδοντικές δυνάμεις. Έτσι, είναι κλινικής σημασίας να γνωρίζουμε ποιά είναι η βέλτιστη δύναμη για διαφοροποιημένους λόγους μύλης προς ρίζα (Tanne και συν., 1991).

Εκτός από τη δυνατότητα μέτρησης της στιγμιαίας απόκρισης ενός δοντιού σε μία εφαρμοζόμενη δύναμη (Burstone και συν., 1978), είναι πολύ σημαντικό να μπορούμε να παρακολουθούμε και να καταγράφουμε τις δευτερεύουσες μετακινήσεις λόγω της οστικής αναδιαμόρφωσης (Gebauer, 1977; Pedersen και συν., 1994; Hasler και συν., 1997).

Αρκετές εργασίες έχουν γίνει σχετικά με την εφαρμογή των αξιωμαίων της μηχανικής στην ανάλυση δυνάμεων στο περιοδόντιο (Haack και Weinstein, 1963; Christiansen και Burstone, 1969;

variables on the biomechanical behavior of a tooth is more important in adults than in adolescents (Vanarsdall et al., 1985; Heins et al., 1988; Brown et al., 1989). Furthermore, changes in root length may also change the biomechanical behavior of a tooth, when orthodontic forces are applied on it. Therefore, it is of clinical importance to know the optimum force for various crown to root ratios (Tanne et al., 1991). Besides the possibility of measuring the instant response of a tooth to the applied force (Burstone et al., 1978), it is important to be able to follow and record secondary movements due to bone remodeling (Gebauer, 1977; Pedersen et al., 1994; Häslar et al., 1997).

Several papers have studied the application of mechanical principles on the analysis of forces exercised on the periodontium (Haack and Weinstein, 1963; Christiansen and Burstone, 1969; Davidian, 1971; Haack and Heft, 1972). Due to the limitations of these models, in the last decade the three-dimensional finite element models of teeth-within-the-socket have prevailed. These models are more accurate and help monitor what happens to the root when pressure is applied on the tooth crown (Tanne et al., 1987; Middleton et al., 1990; McGuinness et al., 1991).

A biomechanical computerized tooth model, that is, a computer model, using the axioms of physical laws - stress equilibrium - makes it possible to theoretically study the magnitude of tooth movement and the stress on the system tooth - periodontium - alveolar bone, under fluctuating conditions of applied force or moment and for various elastomechanical properties of the tissues under investigation.



Davidian, 1971; Haack και Heft, 1972). Λόγω των περιορισμών που υπάρχουν σε αυτά τα μοντέλα, κατά τη διάρκεια της τελευταίας δεκαετίας έχουν πλέον επικρατήσει τα τρισδιάστατα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων δοντιών μέσα στο φατνίο. Τα μοντέλα αυτά είναι ακριβέστερα και βοηθούν στην εποπτεία του τι συμβαίνει στη ρίζα όταν εφαρμόζεται μία πίεση στη μύλη ενός δοντιού (Tanne και συν., 1987; Middleton και συν., 1990; McGuinness και συν., 1991).

Ένα εμβιομηχανικό υπολογιστικό μοντέλο ενός δοντιού, δηλαδή ένα μοντέλο στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, χρησιμοποιώντας τα αξιώματα των φυσικών νόμων - ισορροπία τάσεων - καθιστά δυνατή τη θεωρητική μελέτη του μεγέθους της μετακίνησης των δοντιών και των τάσεων στο σύστημα δόντι - περιοδόντιο - φατνιακό οστόν, κάτω από μεταβλητές συνθήκες εφαρμοζόμενης δύναμης ή ροπής και για ποικίλες ελαστομηχανικές ιδιότητες των ερευνούμενων ιστών.

Η παρούσα εργασία θα επιχειρήσει μία κατά το δυνατόν εμπειριστωμένη αναδρομή σε σχέση με τις πειραματικές και μαθηματικές μεθόδους, και κυρίως με τις υπολογιστικές μεθόδους των πεπερασμένων στοιχείων. Τέλος, οι συγγραφείς θα τολμήσουν μία πρόβλεψη σχετικά με την συμβολή της Πληροφορικής στο μέλλον της Ορθοδοντικής.

## **Ορθοδοντικά μοντέλα και μέθοδοι**

Η παρούσα ανασκόπηση ξεκινά από τη δεκαετία του '30 αλλά επικεντρώνεται κυρίως στην τελευταία τριακονταετία, κάνοντας ιδιαίτερη αναφορά στις τελευταίες εξελίξεις. Αναφέρονται περιληπτικά καταρχήν οι ιστολογικές και συναφείς μελέτες και, στη συνέχεια, τα διάφορα εμβιομηχανικά μοντέλα, τα οποία διακρίνουμε σε πειραματικά και μηχανικά. Ειδικότερα, τα μηχανικά μοντέλα διακρίνονται σε μαθηματικά και υπολογιστικά - Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (Εικ.1). Ακολουθεί μία σύντομη κριτική και, τέλος, παρατίθεται βιβλιογραφία σχετικά με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και των σύγχρονων εξελίξεων της Πληροφορικής στην Ορθοδοντική.

## **Ιστολογικές και συναφείς μελέτες**

Η εφαρμογή ορθοδοντικής δύναμης σε ένα δόντι οδηγεί σε συμπίεση των ινών του περιριζίου του, στην πλευρά της πίεσης και σε διάτασή τους στην

This paper will attempt the best documented possible review related to the experimental and mathematical methods, and especially related to the computerized finite element methods. Finally, the authors will dare predict the contribution of Informatics to the future of Orthodontics.

## **Orthodontic models and methods**

This review starts from the 30's but focuses mainly on the last thirty years; special reference is made to recent developments. Firstly, histological and other related studies will be briefly presented, followed by various biomechanical models, distinguished into experimental and mechanical ones. More specifically, mechanical models are distinguished into mathematical and computerized ones - Finite Element Method (Fig. 1). A brief critical review is then made, followed, finally, by the literature related to the finite element method and contemporary developments of Informatics in Orthodontics.

## **Histological and related studies**

The application of an orthodontic force on a tooth causes compression of the periodontal ligament fibres on the pressure side and elongation of the fibers on the tension side (Reitan, 1967). Heavy orthodontic forces may destroy the fibers on the compressed area within minutes, whereas when forces are lighter they cause gradual compression of the fibers within a period that may exceed 48 hours. When this force is light, the periodontal connective tissue undergoes elastic deformation while cell proliferation is stimulated (Rygh et al., 1986).

When tooth movement stops, restoring mechanisms are activated so that new connective tissue is formed to replace the destroyed one, within the space created (Storey, 1973).

Under the influence of light orthodontic forces the alveolar bone is resorbed on the pressure side (direct resorption). Precursor cells are differentiated into osteoclasts which are activated about 12 hours after the initiation of force application (Rygh and Moyers, 1988). The same researchers have also reported that 30-40 hours after the application of an orthodontic force on a tooth, there is an increase in cellular



πλευρά της έλξης (Reitan, 1967). Ισχυρές ορθοδοντικές δυνάμεις είναι δυνατό να προκαλέσουν καταστροφή των περιρριζικών ινών στην πλευρά της συμπίεσης, μέσα σε λίγα λεπτά, ενώ όταν οι δυνάμεις είναι λιγότερο ισχυρές προκαλούν σταδιακή συμπίεση των περιρριζικών ινών μέσα σε χρόνο που μπορεί να ξεπεράσει τις 48 ώρες. Όταν η δύναμη αυτή είναι ήπιας έντασης ο συνδετικός ιστός του περιοδοντίου υφίσταται ελαστική παραμόρφωση ενώ ταυτόχρονα διεγείρεται και ο πολλαπλασιασμός των κυττάρων του (Rygh και συν., 1986).

Μετά την παύση της μετακίνησης του δοντιού ακολουθεί η ενεργοποίηση επανορθωτικών μηχανισμών για την εκ νέου κατασκευή του συνδετικού ιστού, που θα αντικαταστήσει τον κατεστραμμένο, στο κενό που δημιουργήθηκε (Storey, 1973).

Κάτω από την επίδραση ήπιων ορθοδοντικών δυνάμεων το φατνιακό οστό υφίσταται απορρόφηση στην πλευρά της πίεσης (άμεση απορρόφηση). Πρόδρομα κύτταρα διαφοροποιούνται σε οστεοκλάστες οι οποίοι ενεργοποιούνται 12 περίπου ώρες μετά την έναρξη της εφαρμογής της δύναμης (Rygh και Moyers, 1988). Από τους ίδιους ερευνητές έχει επίσης παρατηρηθεί ότι, 30-40 ώρες μετά την έναρξη εφαρμογής της ορθοδοντικής δύναμης σ' ένα δόντι συμβαίνει αύξηση της κυτταρικής δραστηριότητας στην πλευρά της έλξης. Κατά το χρονικό διάστημα της ορθοδοντικής έλξης εναποτίθεται οστεοειδές γύρω από το άκρο των ινών που βρίσκεται κοντά στο φατνιακό τοίχωμα. Αργότερα ολόκληρο το φατνιακό τοίχωμα στην πλευρά της έλξης θα καλυφθεί από ένα στρώμα οστεοειδούς, παραγόμενο από τους οστεοβλάστες (Rygh και Moyers, 1988).

Η μετατροπή του μηχανικού ερεθίσματος σε εξειδικευμένη κυτταρική δραστηριότητα δεν έχει ερμηνευθεί πλήρως (Rygh και συν., 1986). Οι μεταβολές που συμβαίνουν στο φατνιακό οστό κατά τη διάρκεια της ορθοδοντικής μετακίνησης έχουν αποδοθεί σε ένα πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (Zengo και συν., 1973) ή σε ηλεκτρόλυση (Friedenberg και συν., 1970).

Σχετικά με τον ρυθμό οστικής απορρόφησης, έχει βρεθεί ότι εμφανίζεται ένα είδος ιξωδοελαστικής συμπεριφοράς του οστού, που συνήθως χαρακτηρίζεται από τέσσερα επιμέρους στάδια, ακόμη και στην περίπτωση παράλληλης μετακίνησης του δοντιού (Pilon και συν., 1996).

## Εμβιομηχανικά μοντέλα

Στις βιολογικές έρευνες, είναι απαραίτητη η χρήση

activity on the tension side. During the period of orthodontic traction there is osteoid apposition around the end of the fibers located close to the socket wall. Later, the whole of the socket wall on the tension side will be covered by a layer of osteoid produced by osteoblasts (Rygh and Moyers, 1988).

The transformation of the mechanical stimulus into specialized cellular activity has not yet been fully explained (Rygh et al., 1986). Changes occurring in the alveolar bone during orthodontic movement have been attributed to piezoelectric effect (Zengo et al., 1973) or electrolysis (Friedenberg et al., 1970).

As to the rate of bone resorption, it has been found that bone develops a kind of viscoelastic behavior, usually characterized by four distinct stages, even in the case of tooth translation (Pilon et al., 1996).

## Biomechanical models

For biological research, it is necessary to use an accurate model in order to study how the system responds and what changes can be expected. The biological reaction of the periodontal membrane is determined by the stress-strain distribution due to natural or artificial forces applied to the tooth crown. Measurement of tooth movement can give insight into stress patterns in the periodontium.

Numerous efforts have been made to analyze the mechanical stress on a human tooth, the surrounding tissues and implants. A relevant literature review of the 70's is presented by Rubin et al. (1983) and indicates a multitude of applications, some of which are presented below:

- The shape and design of restorations, crowns, implants, partial dentures and bridges (Craig and Farah, 1977, 1978; Mondelli et al., 1980; Correa and Matson, 1977; Atmaram and Mohammed, 1981a; Weinstein et al., 1977; McGregor et al., 1980; Wright and Yettram, 1979; Standlee et al., 1980; Ruemping et al., 1979; Takahashi et al., 1978, 1979; Dhuru et al., 1979; Cook et al., 1982a,b).
- The interactions between the alveolar bone, the periodontal membrane and the tooth to be moved (Takahashi et al., 1980; Widera et al., 1976).
- The study of thermal and setting effects and resulting residual stresses in restorations and crowns (Wright and Yettram, 1978; Derand, 1974, 1981; Bell, 1977).
- The physical, biochemical and biological effects of



ενός επακριβούς μοντέλου προκειμένου να μελετηθεί ο τρόπος με τον οποίο το σύστημα αντιδρά και τι αλλαγές μπορούν να αναμένονται. Η βιολογική αντίδραση της περιοδοντικής μεμβράνης καθορίζεται από τις κατανομές μηχανικών τάσεων-παραμορφώσεων που προέρχονται από φυσικές ή τεχνητές δυνάμεις που εφαρμόζονται στη μύλη του δοντιού. Μετρήσεις των οδοντικών μετακινήσεων μπορούν να δώσουν σαφή εικόνα των τάσεων μέσα στο περιοδόντιο.

Πολλές προσπάθειες έχουν γίνει για την ανάλυση των μηχανικών τάσεων σε ένα ανθρώπινο δόντι, των περιβαλλόντων του ιστών, και των τελευταία χρησιμοποιούμενων τεχνητών εμφυτευμάτων. Μία σχετική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του '70 δίνεται από τους Rubin και συν. (1983), και καταδεικνύει ένα μεγάλο πλήθος εφαρμογών, μερικές των οποίων παρατίθενται πιο κάτω:

- a. Η μορφή και ο σχεδιασμός αποκαταστάσεων, στεφανών, εμφυτευμάτων, μερικών οδοντοστοιχιών και γεφυρών (Craig και Farah, 1977, 1978; Mondelli και συν., 1980; Correa και Matson, 1977; Atmaram και Mohammed, 1981a; Weinstein και συν., 1977; McGregor και συν., 1980; Wright και Yettram, 1979; Standlee και συν., 1980; Ruemping και συν., 1979; Takahashi και συν., 1978, 1979; Dhuru και συν., 1979; Cook και συν., 1982a, b).
- β. Οι αλληλεπιδράσεις του φατνιακού οστού, της περιοδοντικής μεμβράνης και του προς μετακίνηση δοντιού (Takahashi και συν., 1980; Widera και συν., 1976).
- γ. Η μελέτη των επιδράσεων της θερμοκρασίας και τοποθέτησης, και των συνεπαγόμενων παραμενοσών μηχανικών τάσεων στις αποκαταστάσεις και τις στεφάνες (Wright και Yettram, 1978; Derand, 1974, 1981; Bell, 1977).
- δ. Οι φυσικές, βιοχημικές και βιολογικές επιδράσεις των μωσητικών δυνάμεων, π.χ. οι επιδράσεις που έχουν οι δυνάμεις σύγκλεισης στην ανάπτυξη του φατνιακού οστού (Neumann και diSalvo, 1957; Lee 1965; Lehman και Meyer, 1966).
- ε. Οι επιδράσεις των ορθοδοντικών μηχανισμών (Goss και συν., 1977).

Στην Ορθοδοντική ειδικότερα, πολλές προσπάθειες έχουν γίνει για τη μοντελοποίηση και τη μέτρηση της συμπεριφοράς των δοντιών και των περιβαλλόντων ιστών κατά την εφαρμογή ενός συστήματος δυνάμεων (force system). Αυτές περιλαμβάνουν τη χρήση των πειραματικών μεθόδων, των μαθηματικών μοντέλων και των υπολογιστικών μοντέλων (μέθοδος

chewing forces, e.g., the effects that occlusal forces have on bone growth (Neumann and diSalvo, 1957; Lee 1965; Lehman and Meyer, 1966).

- e. The influence of orthodontic appliances (Goss et al., 1977).

Particularly in Orthodontics, many efforts have been made for the creation of models and the measurement of tooth and surrounding tissue behavior when a force system is applied. These include the use of experimental methods, of mathematical models, and of computerized models (finite element method).

## Experimental methods

Generally speaking, the methods used so far in Orthodontics are the following:

### a. The strain gauges method

This was widely used in the past in Engineering (Hetlnyi, 1950). Strain gauges are electrical extensometers which are attached to the points of a structure whose movement we want to measure. Every time an extension takes place, there is an increase in the electrical resistance of the strain gauge and this can be measured electrically.

In Orthodontics, this method has been used in craniofacial cadaveric models (Tanne et al., 1985) as well as in in-vitro experimental tooth models, three times the size of a normal tooth, where it has been proven able to measure movements of 1/10(m (Pedersen et al., 1990; Andersen et al., 1990).

### b. The photoelasticity method

This method is based on David Brewster's discovery (1816) that, when a piece of glass is subjected to a force system and polarized light is transmitted through it, a brilliant color pattern is seen (fringes). Almost a century later, the method was utilized by engineers to design arched bridges for which they built celluloid and later Bakelite, Fosterite and epoxy resin models (Timoshenko and Goodier, 1970). The method has often been applied in Orthodontics (Mahler and Peyton, 1955; Lehman, 1964; Lehman and Mayer, 1966; Glickman et al., 1970; Farah et al., 1973; Baeten, 1975). A well documented report is presented in the book of Caputo and Standlee (1987). The photoelastic method allows the assessment of developing stress based on the shape of the fringes (Fig.2).



πεπερασμένων στοιχείων).

## Πειραματικές μέθοδοι

Σε γενικές γραμμές, οι μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί μέχρι σήμερα στην Ορθοδοντική είναι κυρίως οι ακόλουθες:

### α. Η μέθοδος των strain gauges

Η μέθοδος αυτή είχε κατά το παρελθόν ευρύτατη χρήση στην επιστήμη του μηχανικού (Hetenyi, 1950). Τα strain gauges είναι ηλεκτρικά επιμηκυνσιόμετρα τα οποία επικολλούνται στα σημεία της δομής που επιθυμούμε να μετρήσουμε μία μετακίνηση. Κάθε επιμήκυνση έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της ηλεκτρικής αντίστασης του strain gauge, που μπορεί να μετρηθεί ηλεκτρικά.

Στην Ορθοδοντική, η μέθοδος αυτή έχει εφαρμοσθεί σε κεφαλοπροσωπικά πτωματικά δοκίμια (Tanpe και συν., 1985), καθώς και σε in-vitro πειραματικά μοντέλα δοντιών, τριπλάσιων διαστάσεων από ότι ένα φυσιολογικό δόντι, όπου έχει αποδειχθεί ικανή να μετρήσει μετακινήσεις της τάξεως του 1/10 μm (Pedersen και συν., 1990; Andersen και συν., 1990).

### β. Η μέθοδος της φωτοελαστικότητας

Η μέθοδος βασίζεται στην ανακάλυψη του David Brewster (1816), σύμφωνα με την οποία όταν ένα κομμάτι γυαλί υποβάλλεται σε ένα σύστημα δυνάμεων και διαπερνιέται από πολωμένο φως, εμφανίζει έντονα έγχρωμα σχήματα (κροσσοί συμβολής). Ένα σχεδόν αιώνα αργότερα, η μέθοδος εφαρμόστηκε από μηχανικούς για τον σχεδιασμό τοξωτών γεφυρών, όπου κατασκευάζονταν ομοιώματα από κελλουλίτη και αργότερα από βακελίτη, Fosterite και εποξειδικές ρητίνες (Timoshenko και Goodier, 1970). Στην Ορθοδοντική, η μέθοδος έχει εφαρμοσθεί συχνά (Mahler και Peyton, 1955; Lehman, 1964; Lehman και Mayer, 1966; Glickman και συν., 1970; Farah και συν., 1973; Baeten, 1975). Μία εμπεριστατωμένη αναφορά παρατίθεται στο βιβλίο των Caputo και Standlee (1987). Η φωτοελαστική μέθοδος επιτρέπει την εκτίμηση των αναπτυσσόμενων τάσεων, με βάση το σχήμα των εμφανιζόμενων κροσσών συμβολής (Εικ. 2).

### γ. Μηχανικές μέθοδοι

Είναι οι παλαιότερες μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί για την μέτρηση ορθοδοντικών μετακινήσεων και τον προσδιορισμό του στιγμιαίου κέντρου περιστροφής. Κάνουν χρήση απλών μετρητικών οργάνων (μικρομέτρων) με ωρολογιακή ένδειξη



Εικ. 2 Φωτοελαστική εικόνα των μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται στο φατνιακό οστό κατά την εφαρμογή ορθοδοντικών δυνάμεων στα δόντια (Caputo et al., 1974, ανατύπωση κατόπιν αδείας).  
Fig. 2. Photoelastic picture of mechanical stress developing in the alveolar bone during the application of orthodontic forces on teeth (Caputo et al., 1974, reprinted with permission).

### c. Mechanical Methods

These are the oldest methods used to measure orthodontic movements and to define the instantaneous center of rotation. They use simple measuring instruments (micrometers) equipped with a dial (Muhlemann, 1951, 1960; Muhlemann and Houghlum, 1954; Christiansen and Burstone, 1969).

### d. Optic and laser techniques

These methods are more accurate in both the in-vivo and in-vitro measurements of orthodontic movements. They can be distinguished into various specific techniques, such as the laser holography technique (Burstone and Pryputniewicz, 1978), stereophotogrammetry (Sander and Sitzmann, 1978) as well as combined optico-mechanical methods (Lindhalm and Edwards, 1991; Hinterkausen, 1996). A comparison of various standardized methods of recording time-dependent orthodontic movements has recently been made by Pedersen et al. (1994).

### e. Orthodontic Movement Simulation

From the international literature review so far there seems to be one experimental in-vitro system that can represent the movements of a tooth during the whole course of active orthodontic treatment. The system is called Orthodontic Measurement Simulation System (OMSS) (Drescher et al., 1991; Bourauel et al., 1992).



(Muhlemann, 1951, 1960; Muhlemann και Houglum, 1954; Christiansen και Burstone, 1969).

#### δ. Οπτικές τεχνικές και lasers

Οι μέθοδοι αυτές επιτυγχάνουν μεγαλύτερη ακρίβεια στην in-vivo και in-vitro μέτρηση των ορθοδοντικών μετακινήσεων. Διακρίνονται σε διάφορες επιμέρους τεχνικές, όπως π.χ η τεχνική της laser ολογραφίας (Burstone και Pryputniewicz, 1978), της στερεοφωτογραμμετρίας (Sander και Sitzmann, 1987), καθώς και μικτών οπτικο-μηχανικών μεθόδων (Lindholm και Edwards, 1991; Hinterkausen, 1996). Μία σύγκριση διάφορων τυποποιημένων μεθόδων καταγραφής των χρονικά εξαρτώμενων ορθοδοντικών μετακινήσεων έχει γίνει πρόσφατα από τους Pederesen και συν. (1994).

#### ε. Προσομοίωση ορθοδοντικών μετακινήσεων

Από τη μέχρι σήμερα ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας προκύπτει ότι σήμερα υπάρχει ένα πειραματικό in-vitro σύστημα που μπορεί να αναπαραστήσει τις μετακινήσεις ενός δοντιού σε ολόκληρη τη διάρκεια της ενεργούς ορθοδοντικής θεραπείας, που φέρει την ονομασία Orthodontic Measurement Simulation System (OMSS) (Drescher και συν., 1991; Bourauel και συν., 1992a,b).

### Μαθηματικά μοντέλα

Το πρώτο ορθοδοντικό μαθηματικό μοντέλο στηρίζεται στην υδροδυναμική προσομοίωση της περιοδοντικής μεμβράνης και οφείλεται στον Ιρλανδό μαθηματικό και φυσικό Syngge (1933a). Τούτο επιτυγχάνει τον προσδιορισμό του κέντρου περιστροφής, καθώς επίσης και της κατανομής της πίεσης ενός δοντιού με τριγωνική ή κωνική ρίζα. Γι' αυτά τα απλά γεωμετρικά σχήματα, ο Syngge επέτυχε την επίλυση των εξισώσεων Reynolds σε κλειστή μορφή. Οι εξισώσεις Reynolds (1886) είναι πολύ γνωστές στη Φυσική και τη Μηχανολογία και περιγράφουν την κίνηση λεπτών στρωμάτων (film) λιπαντικού. Άλλες σχετικές εργασίες αναπτύχθηκαν από τον ίδιο (Syngge, 1933b, 1933c, 1937) και τους Dyment και Syngge (1935). Στη συνέχεια, απλούστερα μηχανικά μοντέλα αναπτύχθηκαν από τους Hay (1939a, 1939b, 1939c), και Haack και Heft (1972). Είναι αξιοσημείωτο, ότι με βάση το δισδιάστατο μοντέλο των Haack και Weinstein (1963), εδείχθη ότι μια απλή δύναμη που διέρχεται από ένα δεδομένο σημείο και έχει

### Mathematical models

The first orthodontic mathematical model is based on the hydrodynamic simulation of the periodontal membrane and was prepared by Irish mathematician and physicist Syngge (1933a). This manages to define the center of rotation as well as the distribution of stress on a tooth with triangular or conical root. For these simple geometrical shapes, Syngge succeeded in solving Reynolds' equations in a closed form. Reynolds' equations (1886) are well-known in Physics and Mechanics and they describe the movement of thin films of lubricant. Other relevant papers were written by the same author (Syngge, 1933b,c, 1937) as well as by Dyment and Syngge (1935).

Simpler mechanical models were developed later on by Hay (1939a,b,c) and by Haack and Heft (1972). It should be stressed that based on the two-dimensional model of Haack and Weinstein (1963), it was shown that a simple force going through a given point in a specific direction produces the same center of rotation regardless of its magnitude.

Later on, Burstone (1962) and Christiansen and Burstone (1969) explained why the nature of the periodontal membrane could not possibly be hydrodynamic but elastic. They presented a simple two-dimensional model that determines the centers of resistance and rotation for a single rooted tooth of parabolic shape. The center of resistance was determined at 40% of the distance apical to the measured distance between the alveolar crest and the apex of the root, while the center of rotation was to be found at a distance equal to  $0.068h^2F/M$  (where  $h$  is the root length,  $F$  the force and  $M$  the moment) from the center of resistance. However, their clinical measurements showed that these centers are actually closer to the root apex than this theory describes.

The Christiansen and Burstone (1969) equation mentioned above was questioned by Nikolai and Schweiker (1972) and Nikolai (1974) who, using accurate two-dimensional models of triangular roots, based on the theory of the periodontal membrane elasticity combined with the equilibrium equations for a rigid tooth, managed to extract closed analytical solutions that are closer to the clinical results of former researchers.

At about the same time, Davidian (1971) developed a simple model to determine the centers of resistance and rotation by simulating the periodontal membrane with parallel springs. This model enjoyed wide acceptance, since it was very simple and could easily





συγκεκριμένη διεύθυνση παράγει το ίδιο κέντρο περιστροφής, ανεξάρτητα από το μέγεθός της.

Ακολούθως, ο Burstone (1962) και οι Christiansen και Burstone (1969) εξήγησαν τον λόγο για τον οποίο η φύση της περιοδοντικής μεμβράνης δεν μπορεί να είναι υδροδυναμική, αλλά ελαστική, και παρουσίασαν ένα απλό δισδιάστατο μοντέλο, που επιτυγχάνει τον προσδιορισμό των κέντρων αντίστασης και περιστροφής, για ένα μονόριζο δόντι παραβολοειδούς μορφής. Το μεν κέντρο αντίστασης προσδιορίστηκε στο 40% του μήκους της ρίζας μετρούμενης από την κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας μεταξύ των φατνίων των δοντιών, η δε θέση του κέντρου περιστροφής προσδιορίστηκε σε απόσταση από το κέντρο αντίστασης ίση προς  $0.068h^2F/M$ , όπου  $h$  είναι το μήκος της ρίζας,  $F$  η δύναμη και  $M$  η ροπή. Όμως, οι κλινικές τους μετρήσεις έδειξαν ότι στην πραγματικότητα τα κέντρα αυτά είναι πλησιέστερα προς το ακρορίζιο, από ότι περιγράφει η θεωρία τους.

Η ανωτέρω αναφερθείσα εξίσωση των Christiansen και Burstone (1969) αμφισβητήθηκε από τους Nikolai και Schweiker (1972) και Nikolai (1974), οι οποίοι χρησιμοποιώντας δισδιάστατα ακριβή μοντέλα σφηνοειδών (τριγωνικών) ριζών, με βάση την θεωρία της ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης σε συνδυασμό με τις εξισώσεις ισορροπίας του άκαμπτου δοντιού, επέτυχαν την εξαγωγή κλειστών αναλυτικών λύσεων, που είναι πλησιέστερες προς τα κλινικά αποτελέσματα των πρώτων.

Την ίδια περίπου εποχή, ο Davidian (1971) ανέπτυξε ένα απλό μοντέλο προσδιορισμού των κέντρων αντίστασης και περιστροφής εξομοιώνοντας την περιοδοντική μεμβράνη με παράλληλα ελατήρια. Το υπολογιστικό αυτό μοντέλο έλαβε μεγάλη εξάπλωση, καθόσον τούτο είναι πολύ απλό και μπορούσε εύκολα να εφαρμοσθεί σε ένα ηλεκτρονικό υπολογιστή μικρής υπολογιστικής ισχύος. Το δόντι υποτίθεται ότι είναι άκαμπτο και φορτίζεται από μία οριζόντια δύναμη  $F$ , κάθετη στον επιμήκη άξονα του δοντιού, που χωρίζεται νοητά σε παράλληλες τομές κάθετες προς αυτόν. Στα σημεία που οι νοητές αυτές τομές τέμνουν το περίγραμμα του δοντιού, θεωρούνται οριζόντια ελατήρια με σταθερές δυσκαμψίας ανάλογες προς τα εμβαδά των αντίστοιχων τομών. Η εφαρμογή των δύο εξισώσεων ισορροπίας (δύναμης και ροπής), σε συνδυασμό με τις σχέσεις που επιβάλλει η ακαμψία του δοντιού, επιτρέπουν την απαλειφή της άγνωστης γωνίας περιστροφής  $\theta'$  και ανάγουν το πρόβλημα σε μία μόνο εξίσωση από την οποία μπορεί να προσδιορισθεί η θέση  $'c'$  του

be applied through a computer of limited calculating power. The tooth is supposed to be rigid and is loaded by a horizontal force  $F$ , perpendicular to the longitudinal axis of the tooth, which is divided into imaginary parallel sections perpendicular to this axis. At the points where these imaginary lines cross the tooth contour, they are considered horizontal springs with rigidity constants proportional to the area of the corresponding sections. The application of two equilibrium equations (of the force and the moment) combined with the relations imposed by the tooth rigidity, allow us to eliminate the unknown rotation angle  $\theta'$  so that the problem can be solved using only one equation in order to define the position  $'c'$  of the center of rotation. It is remarkable that for a single rooted tooth with a parabolic root, the center of resistance was estimated to be at a distance of 40% the root length measured between the alveolar crest and the apex of the root. This point is also the center of gravity for a two-dimensional section of the parabolic root.

The method described above was extended to include non linear properties of the periodontal membrane as well as shearing stress (Halazonetis, 1996). In the case of anisotropic composition of the periodontium, the center of resistance was found to be closer to the root apex than the 40% distance determined by Christiansen and Burstone (1969) and Davidian (1971).

## Biomechanical models - A critical review

According to McGuiness et al. (1991), all the methods mentioned above present various problems that can be summarized as follows:

1. Mathematical and mechanical models demand idealized geometrical shapes for biological structures, with a form that is compatible with mathematical equations. Many of these models are based on rigid body hypotheses (Syngé, 1933a; Davidian, 1971).
2. The strain-gauge technique may be useful for measuring tooth movements in- vitro, but strain gauges can not be directly inserted within the periodontal membrane without causing injury.
3. Photoelastic stress analysis methods are extensively connected with lab models of biological structures made of appropriate photoelastic materials. These methods are limited to determining the level of internal, mainly mechanical, stress (Caputo and



κέντρου περιστροφής. Είναι αξιοσημείωτο ότι, για ένα μονόριζο δόντι παραβολικής ρίζας, το κέντρο αντίστασης υπολογίστηκε ότι βρίσκεται σε απόσταση 40% του μήκους της ρίζας μετρούμενης από το υψηλότερο σημείο της φατνιακής απόφυσης μεταξύ των φατνίων (των δοντιών). Το σημείο αυτό είναι, επίσης, το κέντρο βάρους μίας διδιάστατης τομής της παραβολικής ρίζας.

Η ανωτέρω περιγραφείσα μέθοδος επεκτάθηκε, έτσι ώστε να συμπεριλάβει μη γραμμικές ιδιότητες της περιοδοντικής μεμβράνης καθώς και διατμητικές τάσεις (Halazonetis, 1996), και στην περίπτωση ανισοτροπικής σύνθεσης του περιδοντίου, το κέντρο αντίστασης βρέθηκε να είναι πλησιέστερα προς το ακρορίζιο, από το 40% που καθόρισαν οι Christiansen και Burstone (1969) και Davidian (1971).

### Κριτική των εμβιομηχανικών μοντέλων

Σύμφωνα με τους McGuinness και συν. (1991), όλες οι ανωτέρω αναφερθείσες μέθοδοι έχουν διάφορα προβλήματα, τα οποία συνοψίζονται ως εξής:

1. Η μαθηματική και μηχανική μοντελοποίηση απαιτεί εξιδανικευμένα γεωμετρικά σχήματα βιολογικών δομών, με μορφή συμβατή με τις μαθηματικές εξισώσεις. Πολλά από αυτά τα μοντέλα βασίζονται σε υποθέσεις στερεού σώματος (Synge, 1933a; Davidian, 1971).
2. Η τεχνική των strain gauges μπορεί μεν να είναι χρήσιμη στην in-vitro μέτρηση των οδοντικών μετατοπίσεων, ωστόσο όμως, δεν είναι δυνατή η απευθείας εισαγωγή των strain gauges μέσα στην περιοδοντική μεμβράνη χωρίς να προκύψει φθορά.
3. Οι φωτοελαστικές μέθοδοι ανάλυσης τάσεων συνδέονται σε ευρεία έκταση με μοντέλα βιολογικών δομών στο εργαστήριο από κατάλληλα φωτοελαστικά υλικά. Αυτές περιορίζονται στον προσδιορισμό της στάθμης των εσωτερικών κυρίως μηχανικών τάσεων (Caruto και Standlee, 1987).
4. Η laser ολογραφία είναι χρήσιμη μόνον για την ανάλυση των μηχανικών τάσεων στην επιφάνεια της υπό εξέταση δομής.
5. Στις μελέτες των πειραματόζωνων, δεν είναι δυνατή μία μορφολογική αναπαράσταση της ανθρώπινης κατάστασης και, επιπρόσθετα, η στάθμη των δυνάμεων στους ιστούς είναι δύσκολο να συσχε-

Standlee, 1987).

4. Laser holography is useful only for the analysis of stress on the surface of the structure under investigation.
5. In animal studies it is not possible to morphologically reproduce the human condition and, furthermore, the level of force on the tissues cannot be easily correlated to the histological picture observed.

Due to these difficulties, it is necessary to introduce a reliable and flexible computerized model that can represent the structures under study with the accuracy required.

### The practical need for a reliable model

The accurate measurement of tooth movements is a significant factor in assessing bone loss in periodontal diseases, the behavior of a tooth in the case of traumatic occlusion and the behavior of a tooth within orthodontic and prosthetic appliances. One of the frequent problems with adult orthodontic treatment is periodontal disease and loss of supporting bone. As a result, the center of resistance of the tooth changes. Therefore, the force magnitude and point of force application during orthodontic treatment must be modified so that tooth movement is comparable to that of a tooth with healthy periodontal support (Cobo et al., 1993). The way a tooth moves may be affected by various anatomical variables, such as the tooth and alveolar bone dimensions, the distribution and thickness of the periodontal membrane, the elastomechanical properties of the periodontium. Furthermore, changes in root length may also alter the biomechanical behavior of a tooth subjected to orthodontic forces. Therefore, it is of clinical importance to know the magnitude and direction of the ideal force for various crown to root ratios in order to achieve desired results.

Although various studies have attempted to answer these questions (Muhlemann and Zander, 1954; Burstone, 1962), the extent of the influence of tooth geometry on the biomechanical response is not yet clear. Clinical research studies (Ericsson and Lindhe, 1984; Khoo and Watts, 1988; Ertun and Urbye, 1988; Boyrd et al., 1989) have not fully described these variables in relation to tooth movements, due to the difficulty of accurately quantifying changes in root



τισθεί με την παρατηρούμενη ιστολογική εικόνα. Λόγω των ανωτέρω δυσκολιών, προκύπτει η ανάγκη για την εισαγωγή ενός αξιόπιστου και ευέλικτου υπολογιστικού μοντέλου, που να έχει την ικανότητα να μοντελοποιεί τις εξεταζόμενες δομές με την απαραίτητη ακρίβεια.

## **Η πρακτική ανάγκη ενός αξιόπιστου μοντέλου**

Η ακριβής μέτρηση της οδοντικής μετακίνησης είναι ένας σημαντικός παράγοντας στην εκτίμηση της απώλειας οστού σε περιοδοντικές παθήσεις, της συμπεριφοράς του δοντιού σε τραυματική σύγκλιση και της συμπεριφοράς του δοντιού σε ορθοδοντικές και προσθετικές συσκευές. Ένα από τα προβλήματα που συχνά προκύπτει κατά την ορθοδοντική θεραπεία ενήλικων ασθενών, είναι η εμφάνιση της περιοδοντικής νόσου και η απώλεια του οστού στήριξης. Σαν αποτέλεσμα, το κέντρο αντίστασης του δοντιού αλλάζει. Επομένως, το μέγεθος και το σημείο εφαρμογής των δυνάμεων που απαιτούνται να εφαρμοσθούν κατά τη διάρκεια της ορθοδοντικής θεραπείας πρέπει να τροποποιηθούν έτσι ώστε να προκύψει η ίδια μετακίνηση με ένα δόντι υγιούς περιοδοντικής στήριξης (Cobo και συν., 1993).

Ο τρόπος με τον οποίον θα μετακινηθεί ένα δόντι μπορεί να επηρεασθεί από διάφορες ανατομικές μεταβλητές, όπως είναι οι διαστάσεις του δοντιού και του φατνιακού οστού, η κατανομή και το μέγεθος του πάχους της περιοδοντικής μεμβράνης, και οι ελαστομηχανικές ιδιότητες του περιοδοντίου. Επιπρόσθετα, μεταβολές του μήκους της ρίζας μπορούν επίσης να μεταβάλλουν την εμβιομηχανική συμπεριφορά του δοντιού όταν αυτό υπόκειται σε ορθοδοντικές δυνάμεις. Έτσι, είναι κλινικής σημασίας να γνωρίζουμε ποιό είναι το μέγεθος και η διεύθυνση της ιδανικής δύναμης για διαφορετικούς λόγους μύλης προς ρίζα, για να επιτύχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Αν και διάφορες μελέτες έχουν προσπαθήσει να απαντήσουν σε τέτοιες ερωτήσεις (Muhlemann και Zander, 1954; Burstone, 1962), ο βαθμός επίδρασης της γεωμετρίας του δοντιού στις εμβιομηχανικές αποκρίσεις δεν είναι ξεκάθαρος. Κλινικές έρευνες (Ericsson και Lindhe, 1984; Khoo και Watts, 1988; Artun και Urbye, 1988; Boyrd και συν., 1989), δεν έχουν πλήρως περιγράψει αυτές τις μεταβλητές σε σχέση με τις οδοντικές μετακινήσεις λόγω των

length and alveolar bone height. Such complex problems can be solved only with modern sophisticated computerized methods, such as the Finite Element Method. For example, a study on the effect of root length and alveolar bone height to the initial tooth movements has been done by Tanne et al. (1991).

The problem of calculating mechanical stress developing in the tooth when orthodontic forces are applied is very complex, due to the lack of homogeneity of the tooth material and the irregular tooth contour. A tooth is made up of different materials: enamel, dentine, cementum, and the pulp. It is surrounded by the periodontal membrane and the alveolar bone. Each one of these presents widely changing properties. The problem is further complicated by the great changes in the magnitude and direction of the forces of mastication. Conventional methods of calculating mechanical stress, so that accurate solutions can be found, are not applicable with such complex problems (Rubin et al., 1983).

## **The Finite Element Method (FEM)**

The calculation of orthodontic tooth movements and mechanical stress induced in the "tooth-periodontium-alveolar bone" system, may be based on the computing methods used by mechanical engineers. One such method is that of the Finite Elements that offers itself for problems of this nature.

The Finite Element Method, known internationally as FEM, was developed in 1954 by an eminent Greek engineer and later Professor in Germany, Dr. I. Ch. Argyris (Argyris, 1960) in order to solve complex problems in Aeronautics. This method has become so widespread that it is applied in solving almost every type of differential equation with partial derivatives (Kanakachos, 1995; Kanakachos and Provatidis, 1993; Zienkiewicz, 1977).

The Finite Element Method uses a computer to solve a great number of differential equations simulating the physical behavior of the structure to be analyzed. Concerning Orthodontics, the equations used are those of mechanical stress equilibrium in the "tooth-periodontium-alveolar bone" system. When a structure is approached through the finite element method, its various parts are divided into a discrete and finite assemblage of sub-areas, called elements,



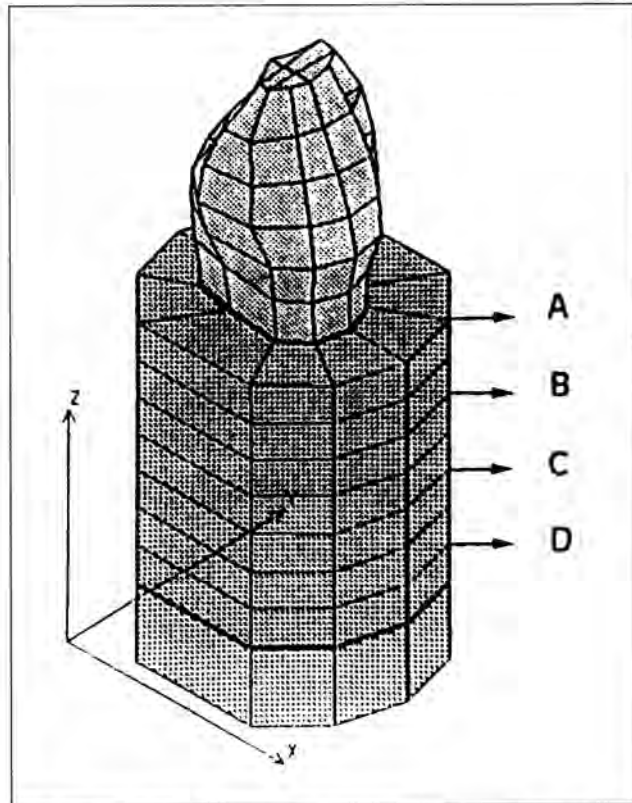
δυσκολιών που αναφέρονται στη ακριβή ποσοτικοποίηση των μεταβολών του μήκους της ρίζας και του ύψους του φατνιακού οστού. Τέτοια πολύπλοκα προβλήματα μπορούν να επιλυθούν μόνον με εξελιγμένες σύγχρονες υπολογιστικές μεθόδους, όπως αυτή της Μεθόδου των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ). Για παράδειγμα, μία έρευνα σχετικά με τις επιδράσεις του μήκους της ρίζας και του ύψους του φατνιακού οστού στις αρχικές οδοντικές μετακινήσεις, έχει γίνει από τους Tanne και συν. (1991).

Το πρόβλημα του υπολογισμού των μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται στο δόντι κατά την εφαρμογή ορθοδοντικών δυνάμεων είναι πολύ περίπλοκο λόγω του μη ομοιογενούς χαρακτήρα του υλικού του δοντιού και της ανώμαλης μορφής του περιγράμματός του. Το δόντι αποτελείται από διαφορετικά υλικά: αδαμαντίνη, οδοντίνη, οστεΐνη, πολφό και περιβάλλεται από την περιοδοντική μεμβράνη και το φατνιακό οστό. Καθένα από αυτά έχει ευρέως μεταβαλλόμενες ιδιότητες. Το πρόβλημα περιπλέκεται περαιτέρω από τις μεγάλες μεταβολές του μεγέθους και της διεύθυνσης των μασητικών δυνάμεων. Συμβατικές μέθοδοι υπολογισμού των μηχανικών τάσεων με τις οποίες μπορούν να προκύψουν ακριβείς λύσεις δεν είναι εφαρμόσιμες σε τόσο περίπλοκα προβλήματα (Rubin και συν., 1983).

### Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ)

Ο υπολογισμός των ορθοδοντικών μετακινήσεων καθώς επίσης και των μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται στο σύστημα δόντι-περιοδόντιο-φατνιακό οστό, είναι δυνατόν να δοθεί με βάση τις υπολογιστικές μεθόδους από την επιστήμη του μηχανικού, όπως είναι αυτή των Πεπερασμένων Στοιχείων, που δανείζονται την ισχύ τους σε προβλήματα αυτής της φύσης.

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ), διεθνώς γνωστή σαν Finite Element Method (FEM), αναπτύχθηκε το 1954, από τον διακεκριμένο Έλληνα μηχανικό, και αργότερα καθηγητή στη Γερμανία, Δρα Ι. "Χ" Αργύρη (Argyris, 1960) με σκοπό την επίλυση περίπλοκων προβλημάτων της αεροναυπηγικής. Τώρα πλέον, η μέθοδος αυτή έχει διαδοθεί σε τέτοιο βαθμό, ώστε να εφαρμόζεται στην επίλυση κάθε είδους διαφορικής εξίσωσης με μερικές παραγώγους (Kanarachos, 1995; Kanarachos και Provatidis, 1993; Zienkiewicz, 1977).



Εικ. 3 Τυπικό τρισδιάστατο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων ενός κάτω κυνόδοντα (Puente et al., 1996, ανατύπωση κατόπιν αδειάς).  
Fig. 3. Typical three-dimensional finite element mesh for a mandibular canine (Puente et al., 1996, reprint with permission).

which are interconnected at their nodal points (Fig. 3). All together, these points make up the so called "finite element mesh". The mathematical expression of FEM is the application of the principle of virtual work known from the theory of elasticity (Timoshenko and Goodier, 1970), on each of the elements mentioned above that are subject to given forces and moments. The connection between forces and movements is possible via the stress-strain curve of the materials (generalized Hooke's law). Finally, the method presents a system of equations. When these are solved, a clear picture of stress and strain at nodal points of the structure under study is taken (Zienkiewicz, 1977).

FEM offers itself for an analysis of actual three-dimensional structures of a complex shape comprising different materials. Thus, FEM offers an ideal method for an accurate model of the "tooth-periodontium-alveolar bone" system in its actual three-dimensional geometry.

According to FEM, every structure, and, therefore, every tooth can be studied as a model of (a) a planar



Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων κάνει χρήση του ηλεκτρονικού υπολογιστή για να επιλύσει ένα μεγάλο αριθμό διαφορικών εξισώσεων που προσομοιάζουν τη φυσική συμπεριφορά της δομής που πρόκειται να αναλυθεί. Σε ότι αφορά στον ορθοδοντικό, οι αντίστοιχες εξισώσεις είναι αυτές της ισορροπίας των μηχανικών τάσεων στο σύστημα δόντι - περιοδόντιο - φατνιακό οστόύν. Κατά την προσέγγιση μίας δομής με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, τα διάφορα τμήματα αυτής υποδιαιρούνται σε ένα διακριτό και πεπερασμένο σύνολο υποχωρίων, που ονομάζονται στοιχεία, τα οποία συνδέονται μεταξύ τους σε κοινά κομβικά σημεία (Εικ. 3). Συνολικά, τα σημεία αυτά αποτελούν το λεγόμενο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων. Η μαθηματική διατύπωση της ΜΠΣ συνίσταται στην εφαρμογή της αρχής του δυνατού έργου, που είναι γνωστή από την θεωρία της ελαστικότητας (Timoshenko και Goodier, 1970), πάνω σε καθένα από τα προαναφερθέντα στοιχεία που υπόκεινται σε δεδομένες δυνάμεις και ροπές. Η σύνδεση μεταξύ δυνάμεων και μετατοπίσεων γίνεται δυνατή μέσω της καμπύλης τάσεων-παραμορφώσεων των υλικών (γενικευμένος νόμος του Hooke). Τελικά, η μέθοδος καταλήγει σε ένα σύστημα εξισώσεων που, όταν επιλυθεί, παρέχει μία σαφή εικόνα των μηχανικών τάσεων και παραμορφώσεων στα κομβικά σημεία της υπό εξέταση δομής (Zienkiewicz, 1977).

Η ΜΠΣ προσφέρεται για την ανάλυση πραγματικών τρισδιάστατων δομών περίπλοκου σχήματος αποτελούμενων από διαφορετικά υλικά. Έτσι, η ΜΠΣ προσφέρει μία ιδανική μέθοδο για την ακριβή μοντελοποίηση του συστήματος δόντι - περιοδόντιο - φατνιακό οστόύν στην πραγματική του τρισδιάστατη γεωμετρία.

Σύμφωνα με τη ΜΠΣ, κάθε δομή, επομένως και ένα δόντι, μπορεί να μοντελοποιηθεί (α) σαν ένα επίπεδο σώμα μεταβλητού πάχους, (β) σαν ένα εκ περιστροφής συμμετρικό σώμα και (γ) σαν ένα τρισδιάστατο σώμα. Ο βαθμός δυσκολίας αυξάνεται καθώς μετακινούμαστε από το δισδιάστατο προς το τρισδιάστατο μοντέλο.

Τελικά, η ΜΠΣ έχει πλέον επικρατήσει έναντι όλων των υπολοίπων μεθόδων, καθόσον αυτή εξασφαλίζει:

- \* Δυνατότητα ευχερούς μεταβολής των διαστάσεων ενός δοντιού σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή.
- \* Εποπτεία όλων των επιθυμητών μεγεθών (κατανομή τάσεων, μετατοπίσεων, κ.λ.π.) για διάφορες εξασκούμενες δυνάμεις και ροπές.
- \* Απαλλαγή από την εξάρτηση από ειδικευμένο προ-

body of variable thickness, (b) a body that is symmetrical due to rotation and (c) a three-dimensional body. The degree of difficulty increases as we move from a two-dimensional to a three-dimensional model. Finally, FEM has prevailed against other methods, since it guarantees:

- \* ease of alteration of tooth dimensions on a computer
- \* monitoring of all desirable variables (stress distribution, movements, etc.) for the forces and moments exercised.
- \* Freedom from relying on specialized personnel for the preparation of samples made of photoelastic materials.

At this point it should be noted that, beyond being in possession of a commercially available finite element package, the right model should be used for each case. The model used is the most important factor, presupposing all necessary scientific knowledge and specialization. For example, an ordinary application of simplified two-dimensional models - especially of a constant thickness - generally leads to erroneous results.

The advantages of three-dimensional analysis as opposed to the two-dimensional one stem from the following (Rubin et al., 1983):

- \* Human teeth are neither planar nor symmetric. They have a highly irregular shape.
- \* Loading of a tooth does not result in plane stress nor is it symmetrical (it is eccentric). Such assumptions lead to significant errors in the calculation of mechanical stress distribution within a tooth.
- \* The three-dimensional distribution of the various materials of a tooth does not allow the use of a two-dimensional model.

## Literature related to FEM

In Medicine, the Finite Element Method (FEM) has been mainly applied in orthopaedic research, where they studied the mechanical response of osseous structures to external forces. A documented review of biomechanical applications with the use of the finite element method in the first ten years of its application was presented by Huiskes and Chao (1983).

The application of FEM in dental research started in the 70's with two-dimensional models (Tesk and Widera, 1973; Takahashi et al., 1978; Craig and Farah, 1978; Wright and Yettram, 1979; Anusavice et



σωπικό για την παρασκευή δοκιμών από φωτοελαστικό υλικό.

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι, πέραν από την κατοχή ενός εμπορικού πακέτου πεπερασμένων στοιχείων, απαιτείται η εισαγωγή του σωστού μοντέλου για την εκάστοτε υπό εξέταση περίπτωση. Ο τρόπος μοντελοποίησης είναι το πλέον σημαντικό πράγμα, που προϋποθέτει την απαραίτητη επιστημονική γνώση και εξειδίκευση. Για παράδειγμα, η συνήθης εφαρμογή απλουστευμένων δισδιάστατων μοντέλων, και μάλιστα σταθερού πάχους, οδηγεί κατά κανόνα σε εσφαλμένα αποτελέσματα.

Τα πλεονεκτήματα της τρισδιάστατης ανάλυσης σε σχέση με τη δισδιάστατη απορρέουν από τα εξής (Rubin και συν., 1983):

- \* Το ανθρώπινο δόντι δεν είναι ούτε επίπεδο αλλά ούτε και συμμετρικό. Έχει αρκετά ανώμαλο σχήμα.
- \* Η φόρτιση του δοντιού δεν οδηγεί σε επίπεδη εντατική κατάσταση (plane stress), αλλά ούτε και είναι συμμετρική (είναι έκκεντρη). Τέτοιες παραδοχές οδηγούν σε σημαντικά λάθη στον υπολογισμό της κατανομής των μηχανικών τάσεων μέσα στο δόντι.
- \* Η τρισδιάστατη κατανομή των ποικίλων υλικών από τα οποία αποτελείται το δόντι δεν επιτρέπει την δισδιάστατη μοντελοποίησή του.

## Βιβλιογραφία σχετικά με τη ΜΠΣ

Στην Ιατρική, η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ) έχει εφαρμοσθεί κυρίως στην ορθοπεδική έρευνα στην οποία μελετήθηκαν οι μηχανικές αποκρίσεις των οστέινων δομών σε σχέση με τις εξωτερικές δυνάμεις. Μία εμπεριστατωμένη ανασκόπηση των εμβιομηχανικών εφαρμογών με χρήση πεπερασμένων στοιχείων κατά τη διάρκεια των δέκα πρώτων ετών εφαρμογής της, έχει δοθεί από τους Huiskes και Chao (1983).

Η εφαρμογή της ΜΠΣ στην οδοντιατρική έρευνα άρχισε τη δεκαετία του '70 με δισδιάστατα μοντέλα (Tesk και Widera, 1973; Takahashi και συν., 1978; Craig και Farah, 1978; Wright και Yettram, 1979; Anusavice και συν., 1980; Atmaram και Mohamed, 1981a,b) καθώς και αντίστοιχα τρισδιάστατα (Cook και συν., 1982a,b). Μία πιο εμπεριστατωμένη έρευνα έχει γίνει από τους Provatidis και Kanarachos (1994). Στην Ορθοδοντική, η ΜΠΣ έχει εφαρμοσθεί σε τρεις κυρίως κατευθύνσεις (μηχανισμοί, συνδετικοί ιστοί, κρανιοπροσωπικό σύμπλεγμα), ως εξής:

al., 1980; Atmaram and Mohamed, 1981a,b) as well as three-dimensional ones (Cook et al., 1982a,b). A better documented review was compiled by Provatidis and Kanarachos (1994).

In Orthodontics, FEM has been applied in mainly three directions (mechanisms, connective tissues, craniofacial complex) as follows:

### **Orthodontic Mechanisms**

The first FEM studies concerned the analysis of stainless steel orthodontic wires (DeFranco et al., 1976; Faulkner et al., 1989, 1991; Lipsett et al., 1990; Miyakawa et al., 1985; Di Goia et al., 1986; Fotos et al., 1987; Drenker 1988). FEM has also been applied for NiTi mechanisms (Bourauel et al., 1992b). A study of the mechanical properties of orthodontic wires under tension has been compiled by Konstantellos et al. (1990).

### **Orthodontic movement and surrounding tissues**

At the end of the 70's appeared the first papers concerning tooth movements and mechanical stress on the surrounding tissues (Tanne and Sakunda, 1979; Tanne, 1983; Williams and Edmunson, 1984; Williams et al., 1986; Tanne et al., 1987; Tanne and Bantleon, 1989; McGuinness et al., 1991; Andersen et al., 1991). In the last decade, models of initial upper central incisor movements in relation to variable root length and alveolar bone height have been studied using the FEM (Tanne et al., 1991). What has also been studied is the effect of alveolar bone height to the form of initial mechanical stress on a lower canine and its surrounding tissues (periodontal membrane, alveolar bone) when tipping (mesiodistal dimension) and torquing (buccolingual dimension) forces are applied (Cobo et al., 1993; Puente et al., 1996).

Most studies published have used a hypothesis of a linearly elastic tooth-periodontium-alveolar bone structure. Similar to orthopaedic phenomena (Cowin, 1981; Hart, 1983; Huiskes et al., 1987; Beaupri et al., 1990), during tooth movement non-linear (viscoelastic) phenomena may appear. These have just recently been analyzed using FEM by Middleton et al. (1996).

### **Craniofacial Complex**

FEM has been applied in Craniofacial Orthopaedics since the 80's (Moss et al., 1985; Miyasaka et al., 1986; Tanne, 1983; Tanne et al., 1989a,b; Abbot et al., 1990). In general, there are two distinct forms of application. The first is concerned with the analysis of mechanical

### Ορθοδοντικοί μηχανισμοί

Οι πρώτες μελέτες με πεπερασμένα στοιχεία αφορούσαν στην ανάλυση ορθοδοντικών συρμάτων από ανοξείδωτο χάλυβα (DeFranco και συν., 1976; Faulkner και συν., 1989, 1991; Lipsett και συν., 1990; Miyakawa και συν., 1985; Di Goia και συν., 1986; Fotos και συν. 1987; Drenker 1988). Επίσης, η ΜΠΣ έχει εφαρμοσθεί σε μηχανισμούς NiTi (Bourauel και συν., 1992b). Μία μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων των ορθοδοντικών συρμάτων σε εφελκυσμό έχει δοθεί από τον Konstantellos και συν. (1990).

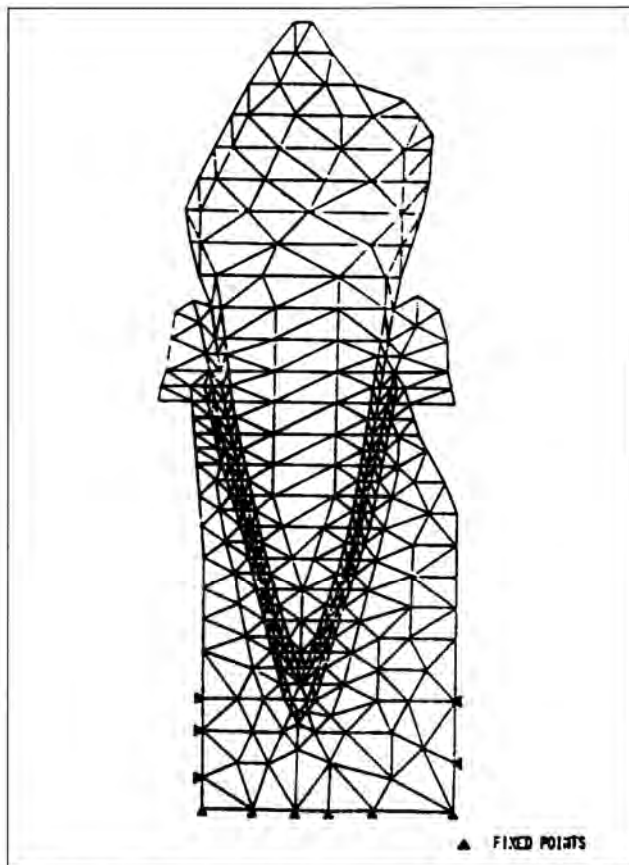
### Ορθοδοντικές μετακινήσεις και περιβάλλοντες ιστοί

Ήδη από τα τέλη του '70 εμφανίζονται εργασίες σχετικά με τις οδοντικές μετακινήσεις και μηχανικές τάσεις στους περιβάλλοντες τα δόντια ιστούς (Tanne και Sakunda, 1979; Tanne, 1983; Williams και Edmunson, 1984; Williams και συν., 1986; Tanne και συν., 1987; Tanne και Bantleon, 1989; McGuinness και συν., 1991; Andersen και συν., 1991).

Κατά την τελευταία δεκαετία, πρότυπα αρχικών μετακινήσεων άνω κεντρικών τομέων σε σχέση με μεταβλητό μήκος ρίζας και ύψος φατνιακού οστού έχουν μελετηθεί με τη ΜΠΣ (Tanne και συν., 1991). Επίσης, έχει μελετηθεί η επίδραση του ύψους του φατνιακού οστού στη μορφή των αρχικών μηχανικών τάσεων ενός κάτω κυνόδοντα και στο περιβάλλον του (περιοδοντική μεμβράνη, φατνιακό οστού) στην περίπτωση δυνάμεων απόκλισης του δοντιού κατά την εγγύς-άπω διάσταση (tipping) και περιστροφή του δοντιού κατά την παρειογλωσσική διάσταση (torque) (Cobo και συν., 1993; Puente και συν., 1996). Στις περισσότερες δημοσιευμένες μελέτες έχει γίνει η υπόθεση της γραμμικά ελαστικής δομής δόντι - περιοδόντιο - φατνιακό οστού. Σε αντιστοιχία με ορθοπεδικά φαινόμενα (Cowin, 1981; Hart, 1983; Huiskes και συν., 1987; Beaupre και συν., 1990), κατά την ορθοδοντική μετακίνηση είναι δυνατόν να εμφανισθούν και μη γραμμικά (ιζωδοελαστικά) φαινόμενα τα οποία έχουν μόλις πρόσφατα αναλυθεί με τη ΜΠΣ από τους Middleton και συν. (1996).

### Κρανιοπροσωπικό σύμπλεγμα

Ειδικότερα, η ΜΠΣ εφαρμόζεται από την δεκαετία του '80 στο πεδίο της Γναθοπροσωπικής Ορθοπεδικής (Moss και συν., 1985; Miyasaka και συν., 1986; Tanne, 1983; Tanne και συν., 1989a,b; Abbot και συν., 1990). Σε γενικές γραμμές, διακρίνονται δύο είδη εφαρμογών. Η πρώτη αφορά την ανάλυση των μηχανικών τάσεων και παραμορφώσεων που προέρχονται από



Εικ. 4 Διαδιάτατο πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων του συστήματος δόντι - περιοδόντιο - φατνιακό οστό (Tanne and Sakuda, 1979, ανατύπωση κατόπιν αδειάς).

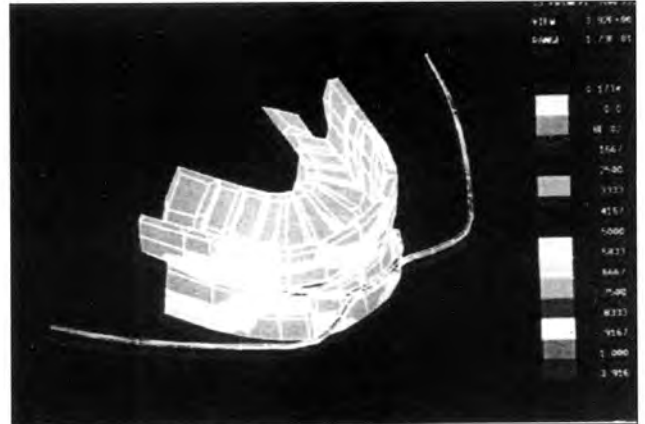
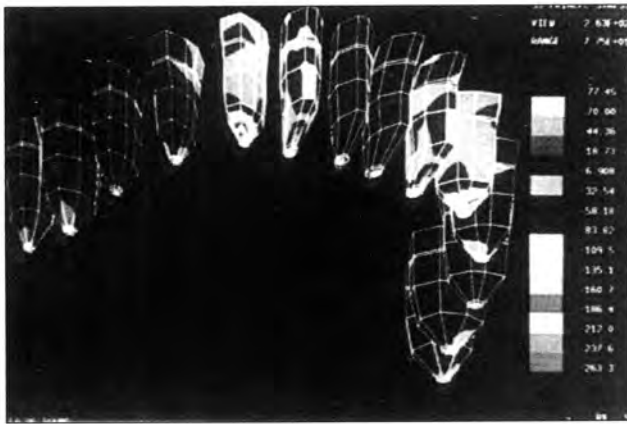
Fig. 4. Two-dimensional finite element mesh for the "tooth-periodontium-alveolar bone" system (Tanne and Sakuda, 1979, reprinted with permission).

stress and strain caused by a given force system applied on the teeth and the craniofacial complex. The second is concerned with the assessment of craniofacial development during growth.

Both applications mentioned above essentially need analytical models that should be equivalent to the actual condition of the patient. Most of these analytical models use averages of anatomical data, whereas those for growth analyses were developed from longitudinal data. Today it is possible to use magnetic tomography to make up a three-dimensional geometric reconstruction before applying FEM (Tanne et al., 1989a,b).

### Discussion

The detailed study of numerous articles from the literature review that is presented above, has reached many contradictory conclusions that often lead the



Εικ. 5 Μοντέλο δοντιών κάτω γνάθου και κατανομή μηχανικών τάσεων που αναπτύσσονται (α) σε αυτά και (β) σε ένα δυναμικό positioner με εξωστοματικό τόξο, σε τυπικό σύστημα CAD/CAE (Ohe et al., 1994, ανατύπωση κατόπιν αδείας).

Fig. 5. Model of mandibular teeth and distribution of mechanical stress developing on (a) the teeth and (b) a dynamic positioner with Facebow in a typical CAD/CAE system (Ohe et al., 1994, reprinted with permission).

ένα δεδομένο σύστημα δυνάμεων που εφαρμόζεται στα δόντια και στο κρανιοπροσωπικό σύμπλεγμα. Η δεύτερη αφορά την εκτίμηση της κρανιοπροσωπικής ανάπτυξης κατά την διάρκεια της αύξησης.

Και οι δύο ανωτέρω εφαρμογές ουσιαστικά απαιτούν αναλυτικά μοντέλα που πρέπει να είναι ισοδύναμα με την πραγματική κατάσταση του ασθενούς. Τα περισσότερα από αυτά τα αναλυτικά μοντέλα χρησιμοποιούν μέσους όρους ανατομικών δεδομένων, ενώ εκείνα για αναλύσεις ανάπτυξης αναπτύχθηκαν από διαχρονικά δεδομένα ανάπτυξης. Σήμερα πλέον, είναι δυνατή η αξιοποίηση αξονικών μαγνητικών τομογραφιών από τις οποίες γίνεται τρισδιάστατη γεωμετρική ανακατασκευή και ακολουθεί η εφαρμογή της ΜΠΣ (Tanne και συν., 1989a,b).

## Συζήτηση

Η λεπτομερής μελέτη πολλών άρθρων από τη βιβλιογραφική ανασκόπηση που έχει γίνει πιο πάνω, έχει δείξει πολλά αντιφατικά συμπεράσματα, που πολλές φορές δημιουργούν σύγχυση στον αναγνώστη. Σε γενικές γραμμές, δεν έχουν πλήρως διευκρινισθεί τα παρακάτω:

- (α) Το μέγεθος του μοντέλου γύρω από το υπό εξέταση δόντι.
- (β) Το είδος των οριακών συνθηκών.
- (γ) Ο βαθμός εκλέπτυνσης του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων που απαιτείται για την λήψη αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Αραιά πλέγματα οδηγούν σε ανακριβή αποτελέσματα.
- (δ) Οι τιμές των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών.

reader to confusion. In general the following have not yet been fully clarified:

- (a) The size of the model surrounding the tooth under study.
- (b) The boundary conditions.
- (c) The degree of finite element mesh refinement needed for reliable results. Coarse meshes lead to inaccurate results.
- (d) The values of the mechanical properties of materials.

So, for example, in the Threster and Saito study (1973) an upper central incisor is examined under plane strain conditions and is subdivided into its components, where the periodontal membrane in the model is represented with only one layer of finite elements. In a later three-dimensional study by Rubin et al. (1983), the periodontal membrane and cementum are not taken into account and so the maximum value for mechanical stress appears at a significant distance from the periodontal membrane, i.e. within the tooth. Other more accurate models divide the periodontal membrane into three layers (Tanne and Sakuda, 1979) (Fig. 4).

As Toutountzakis and Mavreas note in their study (1989), another characteristic case is the study by Tanne et al. (1988), where by changing the moment to force ratio (M/F), it has been found that the center of resistance for an upper central incisor is at 24% of its root length measured from the alveolar crest towards the apex of the root. Later, using another finite element program, in another study by Tanne et al. (1991), the same point was calculated at a distance of about 34%. Such variation is very likely when even





Έτσι, για παράδειγμα, στη μελέτη των Thresher και Saito (1973) ένας άνω κεντρικός τομέας εξετάζεται σε συνθήκες επίπεδης παραμορφωσιακής κατάστασης (plane strain), υποδιαιρούμενος στα συστατικά του όπου η περιοδοντική μεμβράνη μοντελοποιείται με ένα μόνο στρώμα πεπερασμένων στοιχείων. Σε μία μεταγενέστερη τρισδιάστατη μελέτη των Rubin και συν. (1983), η περιοδοντική μεμβράνη και η οστέινη δεν λαμβάνονται υπόψη με αποτέλεσμα η μέγιστη τιμή της μηχανικής τάσης να εμφανίζεται σε σημαντική απόσταση από την περιοδοντική μεμβράνη, δηλαδή στο εσωτερικό του δοντιού. Άλλα ακριβέστερα μοντέλα, υποδιαιρούν την περιοδοντική μεμβράνη σε τρεις στρώσεις (Tanne και Sakuda, 1979) (Εικ. 4). Όπως αναφέρεται και στην εργασία των Toutountzakis και Manreas (1989), άλλη μία χαρακτηριστική περίπτωση είναι η μελέτη των Tanne και συν. (1988), όπου μεταβάλλοντας το λόγο ροπή προς δύναμη (M/F) έχει βρεθεί ότι το κέντρο αντίστασης ενός άνω κεντρικού τομέα είναι στο 24% του μήκους της ρίζας μετρούμενη από την κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας μεταξύ των φατνίων των δοντιών. Αργότερα, χρησιμοποιώντας ένα άλλο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων, σε μία μεταγενέστερη μελέτη των Tanne και συν. (1991), το ίδιο σημείο υπολογίστηκε περίπου στο 34%. Τέτοιες διαφορετικές εκτιμήσεις μπορούν εύκολα να προκύψουν, εάν επηρεαστεί τουλάχιστον μία από τις ανωτέρω τέσσερις παραμέτρους (α-δ).

Ένα σημαντικό συμπέρασμα που έχει προέλθει από την εφαρμογή της ΜΠΣ είναι ότι κατά την ανάλυση των μορφών των αρχικών μετακινήσεων των άνω κεντρικών τομέων, η μετακίνηση των δοντιών αυξάνεται αντιστρόφως ανάλογα με το μήκος της ρίζας και το ύψος του φατνιακού οστού (Tanne και συν., 1991).

Επίσης, έχει βρεθεί από τους McGuinness και συν. (1991), ότι στην περίπτωση δύναμης 1N, το επίπεδο των μηχανικών τάσεων στο περιοδόντιο δεν υπερβαίνει το ανώτατο όριο των 260 g/cm<sup>2</sup> (0.026 N/mm<sup>2</sup>) που έχει υποδειχθεί σαν βέλτιστο από τον Lee (1965). Οι ευρεθείσες τιμές διαφέρουν από αντίστοιχες απλουστευμένων μοντέλων (Nikolai, 1975). Ακόμη, ενώ στην περίπτωση παράλληλης μετακίνησης είναι παραδεκτό ότι η κατανομή της μηχανικής τάσης κατά μήκος της ρίζας είναι σταθερή (Foster, 1990), η ΜΠΣ δείχνει ότι αυτό δεν ισχύει (Tanne και συν., 1987), και συγκεκριμένα, μηδενίζεται στο σημείο αυτό.

Αξίζει να σημειωθεί ότι στα περισσότερα αναλυτικά μοντέλα, η περιοδοντική μεμβράνη θεωρείται και

only one of the four parameters (a-d) mentioned above is affected.

An important conclusion drawn from the FEM application is that during the analysis of upper central incisor initial movements, tooth movement increases are inversely proportional to the root length and alveolar bone height (Tanne et al., 1991). It has also been found by McGuinness et al. (1991) that in the case of a 1N force, the mechanical stress level on the periodontium does not exceed a maximum of 260 g/cm<sup>2</sup> (0.026 N/mm<sup>2</sup>) which Lee (1965) has indicated as optimum. The values found differ from those calculated by using simplified models (Nikolai, 1975). Furthermore, while in the case of tooth translation it is accepted that the distribution of mechanical stress along the root is stable (Foster, 1990), FEM shows that this is not true (Tanne et al., 1987) and, in fact, becomes zero at this point.

It should be noted that in most analytical models the periodontal membrane is represented as a structure of a continuous elastic medium. However, the periodontal membrane, besides all its other elements (e.g. vessels), has a fibrous structure that makes it anisotropic (Garant and Cho, 1979). Actually, the arrangement of main fibers within the periodontal membrane plays a major role in the distribution of mechanical stress within the alveolar bone. The tilted orientation of these fibers, while acting as a hook for the tooth in the socket, it also serves as suspension so that vertical forces are transmitted to the alveolar bone walls as lateral tension. A model considering the periodontal membrane as a continuous structure cannot explain the tensile effect mentioned above. Also, in that case, stress values would significantly deviate from the actual condition of the fibrous membrane (Atmaram and Mohammed, 1981b).

The main issue of concern for the orthodontist, that is, the correct prediction of orthodontic movements relative to the force system applied, is directly related to alveolar bone remodeling. On this issue, there do not seem to be that many publications concerning the use of FEM. In orthopaedics, the issue of bone remodeling is investigated much more, as Wolff's law (1892) seems to have prevailed for a whole century. According to this law, osseous tissue is reinforced where the developing mechanical stress exceeds normal values or becomes necrotic in areas where this stress is much lower than normal. It should be noted that Ishida (1984), starting with a lower jaw of a shape different from the average anatomic one,



μοντελοποιείται σαν μία δομή ενός συνεχούς ελαστικού μέσου. Όμως, η περιοδοντική μεμβράνη, πέραν των άλλων στοιχείων που εμπεριέχει (π.χ. αγγεία), έχει μία ινώδη κατασκευή που της προσδίδει ανισοτροπία (Garant και Cho, 1979). Πράγματι, η διάταξη των κύριων ινών μέσα στην περιοδοντική μεμβράνη παίζει κυρίαρχο ρόλο στην κατανομή των μηχανικών τάσεων του φατνιακού οστού. Ο κεκλιμένος προσανατολισμός αυτών των ινών, ενώ λειτουργεί σαν άγκιστρο του δοντιού στο φατνίο, επίσης εξυπηρετεί σαν ένα στοιχείο ανάρτησης έτσι ώστε οι κατακόρυφες δυνάμεις μεταδίδονται στο τοίχωμα του φατνιακού οστού σαν πλευρικός εφελκυσμός. Με τη μοντελοποίηση της περιοδοντικής μεμβράνης σαν μία συνεχή κατασκευή, δεν μπορεί να ερμηνευθεί η προαναφερθείσα εφελκυστική επίδραση και επίσης οι τιμές των τάσεων θα παρουσίαζαν σημαντική απόκλιση από την πραγματική κατάσταση της ινώδους μεμβράνης (Atmaram και Mohammed, 1981b).

Το κυρίαρχο θέμα που αφορά τον ορθοδοντικό, δηλαδή η σωστή πρόβλεψη των ορθοδοντικών μετακινήσεων σε σχέση με το εφαρμόζόμενο σύστημα δυνάμεων, είναι άμεσα συνδεδεμένο και με την αναδιαμόρφωση του φατνιακού οστού. Στο θέμα αυτό δεν φαίνεται να έχουν γίνει πολλές δημοσιεύσεις σχετικά με τη χρήση της ΜΠΣ. Στην ορθοπεδική το θέμα της αναδιαμόρφωσης του οστού είναι περισσότερο διερευνημένο καθόσον εδώ και έναν αιώνα φαίνεται να επικρατεί ο νόμος του Wolff (1892), σύμφωνα με τον οποίον το οστόν ισχυροποιείται ή νεκρώνεται εκεί όπου η αναπτυσσόμενη μηχανική τάση υπερβαίνει ή υπολείπεται της φυσιολογικής τιμής, αντίστοιχα. Είναι αξιοσημείωτο, ότι ο Ishida (1984) ξεκινώντας από μία κάτω γνάθο με διαφοροποιημένο σχήμα από το μέσο ανατομικό, και κάνοντας χρήση του νόμου του Wolff σε συνδυασμό με συμβατικές υπολογιστικές μεθόδους βελτιστοποίησης μορφής (shape optimization), κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η βελτιστοποιημένη μορφή της κάτω γνάθου είναι ακριβώς η ανατομική. Τούτο, προφανώς, ενισχύει την ισχύ του νόμου αυτού στο οστόν. Κατά μία άλλη εκδοχή, κυριαρχεί ο νόμος του Frost (1983), σύμφωνα με τον οποίο η αναδιαμόρφωση του οστού επέρχεται όταν το επίπεδο της ανηγμένης παραμόρφωσης υπερβεί το όριο του 0.02, ο οποίος έχει σχολιαστεί στο μοντέλο των Middleton και συν. (1996). Πάντως, στην αναδιαμόρφωση του φατνιακού οστού φαίνεται να κυριαρχεί ο ρόλος της περιοδοντικής μεμβράνης που λειτουργεί σαν ένα

and using Wolff's law combined with conventional computerized methods of shape optimization, reached the conclusion that the shape-optimized lower jaw is identical with the anatomic one. This, obviously, confirms the validity of the law when applied to bones. Another view supports that Frost's law (1983) applies. According to Frost's law, bone remodeling takes place when the level of strain exceeds the 0.02 limit, which has been commented on in the model of Middleton et al. (1996). In any case, the alveolar bone remodeling seems to be dominated by the role of the periodontal membrane which acts as an intermediate medium for force transmission (Proffit, 1986).

Therefore, starting from this last observation, the first one of this article's authors managed to develop a finite element model which can represent on the computer the movement of a tooth throughout the whole course of active orthodontic treatment (Provatidis, 1997). It was found that for the movement of an upper canine over 4.5 mm and rotation by about 17 degrees, 2000-3000 repetitions have to be carried out on the computer, depending on the type of force system. Computer findings were in good agreement with the OMSS system (Drescher et al., 1991; Bourauel et al., 1992). A theoretical approach also proved that, for the elastomechanical properties of the teeth and surrounding tissues that literature accepts (Tanne et al., 1991), linearly elastic analysis is identical with the corresponding hydrodynamic one. From all the above it can be concluded that the availability of a biomechanical computerized model provides an orthodontic clinician or researcher with a comparative advantage, since it offers them the possibility of predicting the effect of the geometrical characteristics of the tooth under treatment on its orthodontic movement. Of course, it must be stressed that probably nobody knows if and to what extent the precise model has been found, meaning that nobody knows to what extent the periodontal membrane behaves as a linearly elastic or viscoelastic material (Rees and Jacobsen, 1997). The reliability of orthodontic models will be confirmed once very precise clinical measurements at regular intervals are available.

As far as Informatics' achievements useful for clinical orthodontists are concerned, the literature review revealed that we are heading the right way. More specifically, Ohe et al. (1994) have already developed an integrated system that helps orthodontists to be introduced to computers through a system of



ενδιάμεσο μέσον μετάδοσης των δυνάμεων (Proffit, 1986).

Με αφετηρία την τελευταία ανωτέρω παρατήρηση, ο πρώτος των συγγραφέων πέτυχε να αναπτύξει ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων το οποίο έχει τη δυνατότητα να αναπαραστήσει στον ηλεκτρονικό υπολογιστή την κίνηση ενός δοντιού σε ολόκληρη τη διάρκεια της ενεργούς ορθοδοντικής θεραπείας (Provatidis, 1997). Βρέθηκε ότι για την μετακίνηση του άνω κυνόδοντα κατά 4.5mm και περιστροφή του κατά περίπου 17 μοίρες, απαιτούνται 2000 μέχρι 3000 επαναλήψεις στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, ανάλογα με το είδος του συστήματος δυνάμεων. Τα υπολογιστικά ευρήματα ήταν σε καλή συμφωνία με το σύστημα OMSS (Drescher και συν., 1991; Bourauel και συν., 1992a,b). Επίσης, με μία θεωρητική προσέγγιση απέδειξε ότι, για τις ελαστομηχανικές ιδιότητες των δοντιών και των περιβαλλόντων ιστών που κάνει αποδεκτές η βιβλιογραφία (Tanpe και συν., 1991), η γραμμικά ελαστική ανάλυση ταυτίζεται με την αντίστοιχη υδροδυναμική.

Από το σύνολο των προαναφερθέντων προκύπτει ότι η διαθεσιμότητα ενός εμβιομηχανικού υπολογιστικού μοντέλου μπορεί να δώσει συγκριτικό πλεονέκτημα σε έναν ορθοδοντικό ερευνητή ή κλινικό, καθόσον του προσφέρει τη δυνατότητα να προβλέψει την επίδραση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του υπό θεραπεία δοντιού στην ορθοδοντική του μετακίνηση. Βέβαια, πρέπει να τονίσουμε ότι πιθανόν κανείς δεν γνωρίζει εάν και κατά πόσον το ακριβές μοντέλο έχει βρεθεί μέχρι στιγμής, με την έννοια ότι κανείς δεν γνωρίζει σε ποιο βαθμό η περιοδοντική μεμβράνη συμπεριφέρεται σαν ένα γραμμικά ελαστικό ή βισκοελαστικό υλικό (Rees και Jacobsen, 1997). Η αξιοπιστία των ορθοδοντικών μοντέλων θα παγιωθεί όταν πλέον θα υπάρχουν διαθέσιμες κλινικές μετρήσεις μεγάλης ακρίβειας, ανά τακτά χρονικά διαστήματα.

Σε σχέση τώρα με τα επιτεύγματα της Πληροφορικής που πιθανόν να χρησιμοποιηθούν στο μέλλον από τον κλινικό ορθοδοντικό, η βιβλιογραφική ανασκόπηση έδειξε ότι βαδίζουμε στην αξιοποίησή της στην υπηρεσία του ορθοδοντικού. Συγκεκριμένα, έχει ήδη αναπτυχθεί από τους Ohe και συν. (1994) ένα ολοκληρωμένο σύστημα που υποβοηθά τον ορθοδοντικό στην εισαγωγή δεδομένων στον ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσω ενός συστήματος Computer Aided Design (CAD) (Εικ. 5). Το σύστημα αυτό επιτρέπει την εκτίμηση των μεταβολών που προκύπτουν από διαφορετικά μεγέθη εφαρμοζόμενων ορθοδοντικών

Computer Aided Design (CAD) (Fig. 5). This system allows for the estimation of the changes resulting from various magnitudes of applied orthodontic forces. Other similar systems have also been developed by Alcapiz et al. (1997).

Based on the previous paragraph, our prediction is that in the future such systems will include the Finite Element Method (Computer Aided Engineering:CAE) combined with bone remodeling and, finally, be connected to digital Computer Numerical Control (CNC) systems that will allow custom manufacturing of orthodontic archwires (Computer Aided Manufacturing: CAM). Such pioneering systems have recently been presented by Jost-Brinkmann et al. (1996) and Fischer-Brandies et al. (1997). These three modules (CAD/CAM/CAE) make up an integrated system similar to those that are quite common in Mechanical Engineering.

## Conclusions

This paper attempted a documented literature review of older and state of the art biomechanical methods in Orthodontics, concentrating on the last thirty years. It was mentioned that in comparison with experimental methods and simple mathematical models, contemporary computerized models of finite elements are far better. The latter offer modern orthodontists the possibility of having a reliable tool in their research. We hope that soon it will be possible to use them in their everyday practice. Internationally, there has been a development of such integrated computerized systems as CAD/CAM/CAE, also including digital CNC systems for custom manufacturing of orthodontic appliances, in order to help clinicians and, ultimately to offer more effective treatment to patients.

## Βιβλιογραφία

- Abbot A, Netherway D, David D, Brown T. Application and comparison of techniques for three-dimensional analysis of craniofacial anomalies. *J Craniofac Surg* 1990;1:119-34.
- Alcaniz M, Albatat S, Grau V, Chinestra F, Monserrat C. A new system for three-dimensional simulation of orthodontic treatments. Barcelona: Proceedings of the 3rd International Symposium on Computed Methods of Biomechanics and Biomedicine, 1997. (Abstract).
- Anusavice KJ, Dehoff PH, Faihurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res* 1980;59:608-13.
- Andersen K, Pedersen E, Kildegaard E. Experimentelle Ermittlung der Verschiebungswege menschlicher Zahne unter der Einwir-



δυνάμεων. Άλλα παρόμοια συστήματα έχουν επίσης αναπτυχθεί από τους Alcaniz και συν. (1997).

Με βάση τα στοιχεία της προηγούμενης παραγράφου, η πρόβλεψη μας είναι ότι τέτοια συστήματα πρόκειται στο μέλλον να συμπεριλάβουν τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (Computer Aided Engineering: CAE) σε συνδυασμό με την οστική αναδιαμόρφωση και σε τελική φάση να διασυνδεθούν με ψηφιακές Computer Numerical Control (CNC) εργαλειομηχανές που θα επιτρέπουν την εξατομικευμένη παραγωγή ορθοδοντικών συρμάτων τόξων (Computer Aided Manufacturing: CAM). Τέτοια πρωτοπορικά συστήματα έχουν πρόσφατα δημοσιευτεί από τους Jost-Brinkmann και συν., 1996 και Fischer-Brandies και συν., 1997. Τα τρία αυτά μέρη (CAD/CAM/CAE) αποτελούν ένα ολοκληρωμένο σύστημα, παρόμοιο με αυτά που είναι πλέον συνήθη στη Μηχανολογία.

## Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία επιχείρησε μία εμπειριστικώς βιβλιογραφική αναδρομή στις παλαιότερες αλλά και στις πλέον σύγχρονες μεθόδους της εμβιομηχανικής στην ορθοδοντική επιστήμη, αναφερόμενη κυρίως στα τελευταία τριάντα χρόνια. Αναφέρθηκε ότι, έναντι των πειραματικών μεθόδων και των απλών μαθηματικών μοντέλων, τα σύγχρονα υπολογιστικά μοντέλα των πεπερασμένων στοιχείων υπερτερούν, δίνοντας έτσι την δυνατότητα στον σημερινό ορθοδοντικό να έχει ένα αξιόπιστο βοήθημα για την έρευνα του. Ευελπιστούμε ότι σε λίγο χρονικό διάστημα από τώρα θα είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν στην καθημερινή του κλινική πράξη. Διεθνώς, γίνεται ανάπτυξη τέτοιων ολοκληρωμένων υπολογιστικών συστημάτων CAD/CAM/CAE, συμπεριλαμβανομένων και ψηφιακών CNC εργαλειομηχανών για την εξατομικευμένη παραγωγή ορθοδοντικών μηχανισμών, που αποσκοπούν στην βοήθεια του ορθοδοντικού και κατ' επέκταση στην καλύτερη αντιμετώπιση των ασθενών του.

- kung ausserer Krafte. Messtech Briefe 1990;1:17-21.
- Andersen KL, Pedersen E, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;99:427-40.
- Argyris JH. *Energy Theorems and Structural Analysis*. London: Butterworth, 1960 (reprinted from *Aircraft Engineering*, 1954-1955).
- Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;93:143-8.
- Atmaram GH, Mohammed, H. Photoelastic stress analysis of dental implants with different root configurations. *NY State Dent* 1981a;47:30-3.
- Atmaram GH, Mohammed, H. Estimation of physiological stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res* 1981b;60:873-7.
- Baeten LR. Canine retraction - A photoelastic study. *Am J Orthod* 1975;67:11-23.
- Beaupre GS, Orr TW, Carter DR. An approach for time dependent bone modelling and remodelling. *J Orthop Res* 1990;88:651-71.
- Bell, JG: An elementary study of deformation of molar teeth during amalgam restorative procedures. *Aus Dent J* 1977;22:177-81.
- Bourauel Ch, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992a;14:371-8.
- Bourauel Ch, Nolte LP, Drescher D. Numerische Untersuchung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus pseudoelastischen NiTi-Legierungen. *Biomed Techn* 1992b;37:46-53.
- Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;96:191-9.
- Brown LJ, Oliver RC, Loe H. Periodontal diseases in the United States in 1981: prevalence, severity, extent, and role in tooth mortality. *J Periodontol* 1989;60:363-70.
- Burstone CJ. Biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, eds. *Vistas in Orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1962:197-213.
- Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain BF, eds. *Orthodontics, Current Principles and Techniques*. St. Louis: The CV Mosby Company, 1985: 193-228.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurements of tooth mobility in three dimensions. *J Periodont Res* 1978;13:283-94.
- Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod* 1974;65:250-9.
- Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1987.
- Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal ligament. *Am J Orthod* 1969;55:353-69.
- Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;104: 448-54.
- Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted CO-Cr-Mo alloy dental implant. *Mater Sci* 1982a;61:25-9.
- Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res* 1982b;61:1006-9.
- Correa AA, Matson E. Quantitative and qualitative evaluation of the stress occurring in a silver amalgam restoration by the finite element method. *Rev Fac Odontol Sao Paulo* 1977;15:19-26.
- Cowin SC. Continuum models of the adaption of bone stress. In: Cowin SC, ed. *Mechanical properties of bone*. New York: Am Soc Mech Eng, 1981:193-210.
- Craig RG, Farah JW. Stress analysis and design of single restorations and fixed bridges. *Oral Sci Rev* 1977;10: 45-74.



- Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable-partial dentures. *J Prosth Dent* 1978;39:274-7.
- Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of a maxillary central incisor. *Am J Orthod* 1971;59:581-8.
- Davidovitch Z, Finkelson M, Steigman S, Shanfeld J, Montgomery P, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1980;77: 14-32.
- DeFranco JC, Koenig HA, Burstone CJ. Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances. *J Biomech* 1976;9:793-801.
- Derand T. Analysis of stresses in porcelain crown. *Odont Revy* 1974;25:1-22.
- Derand T. Residual stresses in metal-ceramic crowns. *J Oral Rehabil* 1981;8:69-74.
- Dhuru VB, McLachlan K, Kasloff Z. A photoelastic study of stress concentrations produced by retention pins in amalgam restorations. *J Dent Res* 1979;58:1060-4.
- Di Goia E, Di Diola E, Galantucci LM. Computerized study using the finite element methods of the Di Goia orthodontic arch. *Mondo Ortod* 1986;11:11-20.
- Drenker E. Calculating continuous archwire forces. *Angle Orthod* 1988;58:59-70.
- Drescher D, Bourauel Ch, Thier M. Application of the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS) to orthodontics. *Eur J Orthod* 1991;13:169-78.
- Dymont ML, Syngle JL. The elasticity of the periodontal membrane. *Oral Health* 1935;25:105-11.
- Ericsson I, Lindhe J. Lack of significance of increased tooth mobility in experimental periodontics. *J Periodontol* 1984;55:447-52.
- Farah JW, Craig RG, Sirkarsie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973;6:511-20.
- Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Micduchowski A. A parametric study of the force moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech* 1989;22:637-47.
- Faulkner MG, Lipsett AW, El-Rayes K, Haberstock DL. On the use of vertical loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;99:328-36.
- Fischer-Brandies H, Orthuber W, Laibe J, Menzel E. Continuous arch wire technique using the Bending Art System. *J Orofac Orthop* 1997;58:198-205.
- Foster TD. Textbook of Orthodontics. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1990:193.
- Fotos PG, Spyarakos CC, Bernard DO. Orthodontic forces generated by stimulated appliance evaluated by the Finite Element Method. *Angle Orthod* 1987;60:277-82.
- Friedenberg ZB, Andrews ET, Smolenski BI, et al.. Bone reaction to varying amounts of direct current. *Surg Genecol Obstet* 1970;131: 894-9.
- Frost HM. A determination of bone architecture: the minimum effective strain. *Clin Orthop Res* 1983;175:286-92.
- Garant P, Cho M. Autoradiographic evidence of the coordination of the genesis of Sharpey's fibers with new bone formation in the periodontium of the mouse. *J Periodontol Res* 1979;14:107-14.
- Gebauer U. Elektronische Messe- und Rechenanlage zur arcogrammetrischen Modelldiagnostik und zum Auswerten von Fernrontgenbildern. *Schweiz Monats Zahn* 1977;87:1170-80.
- Glickmann I, Roerber FW, Brion M, Pamejier JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970; 41:30-5.
- Goss BA, Koenig HA, Bowley WW, Burstone CJ. A finite element analysis of stress in human teeth. In: Carter L, ed. *ProSym App Comp Meth Eng UCLA*. Los Angeles: Department of Civil Engineering, University of Southern California, 1977:487-95.
- Grimm FM. Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1972;62:384-93.
- Haack DC, Heft EE. An analysis of stresses in a model of the periodontal ligament. *Int J Engr Sci* 1972;10:1093-106.
- Haack DC, Weinstein S. Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of a two-dimensional model. *JADA* 1963;66:157-64.
- Häsler R, Schmid G, Ingervall B, Gebauer U. A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites - a pilot study. *Eur J Orthod* 1997;19:711-9.
- Hay GE. The equilibrium of a thin compressible membrane. *Can J Res* 1939a;17:106-21.
- Hay GE. The equilibrium of a thin compressible membrane with application to the periodontal membrane. *Can J Res* 1939b;17:123-40.
- Hay GE. Stress in the periodontal membrane. *Oral Health* 1939c;29:257-61.
- Halazonetis DJ. Computer experiments using a two-dimensional model of tooth support. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:598-606.
- Hart RT. Quantitative response of bone to mechanical stress. Dissertation, Cleveland, Ohio: Department of Mechanical Aero-Engineering, Case Western Reserve University, 1983.
- Hetenyi M. Handbook of Experimental Stress Analysis. New York: John Wiley & Sons, 1950.
- Heins PJ, Thomas RG, Newton JW. The relationship of interradicular width and alveolar bone loss: a radiometric study of a periodontitis population. *J Periodontol* 1988;59:73-9.
- Hinterkausen M. Aufbau eines optomechanischen Mess-systems zur in vitro Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit. Thesis, Bonn: University of Bonn, 1996.
- Huiskes R, Chao EYS: A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *J Biomech* 1983;16:385-409.
- Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 1987;20:1135-50.
- Ishida T. Study of the relationship between the masticatory muscular force and the mandibular shape using the Shape Optimization Method. *J Stomatol Soc Japan* 1984;51:103-23.
- Jost-Brinkmann PG, Cacciafesta V, Miethke RR. Computer-aided fabrication of bonded lingual retainers. *J Clin Orthod* 1996;30:559-63.
- Kanarachos A. Finite Elements and Structural Analysis in Mechanical Engineering. Athens: Papatotiriou, 1995.
- Kanarachos A, Provatidis Ch. Lecture Notes on the Finite Element Method. Athens: National Technical University of Athens, 1993.
- Khoo KK, Watts TLP. Upper anterior tooth mobility: selected associations in untreated periodontics. *J Periodontol* 1988;59:231-7.
- Konstantellos B, Lagoudakis M, Toutountzakis N. A study of mechanical properties of orthodontic wires in tension. *Orthod Rev* 1990;2:101-11.
- Lee B. Relationship between tooth movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res* 1965;44:1053.
- Lehman ML. Photoelastic tests with ethoxylene resin teeth. *J Dent Res* 1964;43A:967.
- Lehman MI, Meyer MI. Relationship of dental cavities and stress concentrations in teeth as revealed by photoelastic tests. *J Dent Res* 1966;45:1706-14.
- Lindholm L, Edwards IK. Analog position-sensing photodetectors: New life for an old technology. *Photon Spectra* 1991;149-156.
- Lipsett AW, Faulkner MG, El-Rayes K. Large deformation analysis of orthodontic appliances. *J Biomech Eng* 1990;112:29-37.
- MacGregor AR, Miller TP, Farah JW. Analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end sandies. *J Dent* 1980;8:27-34.
- Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34:831-8.
- McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod* 1991;13: 231-42.
- Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng* 1990;12:319-27.
- Middleton J, Jones ML, Wilson AN. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:155-62.
- Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada T. A new method for



- finite element simulation of orthodontic appliance - teeth - periodontium - alveolus system. *J Biomech* 1985;4:277-84.
- Miyasaka J, Tanne K, Tsutsumi S, Sakuda M. Finite element analysis for the biomechanical effects of orthopedic forces on the craniofacial skeleton; construction of the three-dimensional finite element model of the craniofacial skeleton. *J Osaka Dent Univ Dent Soc* 1986;31:393-402.
- Mondelli J, Steagall L, Ishkiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent* 1980;43:419-22.
- Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Sinozuka M, Vilmann H. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod* 1985;87:453-72.
- Muhlemann HR. Periodontometry - A method for measuring tooth mobility. *Oral Surg* 1951;4:1220-33.
- Muhlemann HR, Hougum MW. The determination of the tooth rotation center. *Oral Surg* 1954;7:392-4.
- Muhlemann HR, Zander HA. Tooth mobility. III. The mechanism of tooth mobility. *J Periodontol* 1954;25:128-37.
- Muhlemann HR. Ten years of tooth mobility measurements. *J Periodontol* 1960;31:110-22.
- Neumann HH, diSalvo NA. Compression of teeth under the load of chewing. *J Dent Res* 1957;36:286-90.
- Norton LA, Hanley KJ, Turkewicz J. Bioelectric perturbation of bone: research directions and clinical applications. *Angle Orthod* 1984;54:73-87.
- Nikolai RJ, Schweiker JW. Investigation of root-periodontium interface stresses and displacements for orthodontic application. *Exp Mech* 1972;406-13.
- Nikolai RJ. Periodontal ligament reaction and displacement of maxillary central incisor subjected to transverse crown tipping. *J Biomech* 1974;7:93-9.
- Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 1975;68:290-302.
- Ohe M, Ishida T, Soma K. A System of analysing stress distribution in teeth and periodontium induced by orthodontic appliances. *Dent Japan* 1994;31:67-70.
- Owman-Moll P, Kuroi J, Lundgren D. Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod* 1995;65:395-402.
- Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Eur J Orthod* 1990;12:272-80.
- Pedersen E, Isidor F, Andersen K. Evaluation of standardized methods for registration of time-dependent orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 1994;16:41-6.
- Pilon J, Kuijpers-Jagtman A, Maltha J. Magnitude of orthodontic forces and rates of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;110:16-23.
- Proffit W. Equilibrium theory revisited: Factors influencing position of the teeth. *Angle Orthod* 1978;48:175-86.
- Provatidis Ch. Bone remodelling in orthodontics. Barcelona: Proceedings of the 3rd International Symposium on Computed Methods of Biomechanics and Biomedicine, 1997. (Abstract).
- Provatidis Ch, Kanarachos A. On the FEM modeling of orthodontic movements. In: Drescher D, ed. Annual Report of Biomed I Project on Computed Aided Orthodontics (CAO), BMHI-CT93-1712, Bonn: University of Bonn, 1994.
- Puente MI, Galban L, Cobo JM. Initial stress differences between tipping and torque movements. A three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod* 1996;18:329-39.
- Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 1997;18:995-9.
- Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1960;46:881-900.
- Reitan K. Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic movement. *Am J Orthod* 1967;53:721-45.
- Reitan K. Biomechanical principles and reaction. In: Graber TM, Swain BF, eds. *Orthodontics, Current Principles and Techniques*. St. Louis: The CV Mosby Company, 1985:101-92.
- Reynolds O. Theory of lubrication and its application to Mr. Beauchamp tower's experiments, including an experimental determination of viscosity of olive oil. *Philos Trans Royal Soc London* 1886;177:157-234.
- Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of a three-dimensional finite element method. *J Dent Res* 1983;62:82-6.
- Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent* 1979;41:159-62.
- Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol Scand* 1973;31:109-22.
- Rygh P. Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement. *Scand J Dent Res* 1974;82:57-73.
- Rygh P. Ultrastructure changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1976;70:269-81.
- Rygh P, Bowling K, Hovlandsdal L, Williams S. Activation of the vascular system: A main mediator of periodontal fiber remodeling in orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1986;89:453-69.
- Rygh P, Moyers A. Force systems and tissue responses to forces in orthodontics and facial orthopedics. In: Moyers R, ed. *Handbook of Orthodontics*. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1988: 306-31.
- Sander G, Sitzmann F. Röntgenstereophotogrammetrie zur Diagnostik im Kiefer-Gesichtsschädel. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1987;32:20-4.
- Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Talbert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44:398-404.
- Storey E. Growth and remodeling of bone and bones. *Am J Orthod* 1972;62:142-65.
- Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod* 1973;63:292-314.
- Synge JL. The tightness of the teeth, considered as a problem concerning the equilibrium of a thin incompressible membrane. *Philos Trans Royal Soc Lond* 1933a;231A: 435-77.
- Synge JL. The theory of an incompressible periodontal membrane. *Int J Orthod* 1933b;19: 567-73.
- Synge JL. The equilibrium of a tooth with a general conical root. *Phil Mag J Sci* 1933c;15: 969-96.
- Synge JL. Equilibrium of a thin flat membrane of compressible material. *Trans Royal Soc Can* 1937;31:57-81.
- Takahashi N, Dedsuya K, Komori T. Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent* 1978;40:186-91.
- Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Effects of pin hole position on stress distributions and interpulpal temperatures in horizontal nonparallel pin restorations. *J Dent Res* 1979;58: 2085-90.
- Takahashi N, Dedsuya K, Komori T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehabil* 1980;7:453-61.
- Tanne K. Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force: three-dimensional analysis by means of the finite element method. *J Osaka Univ Dent Soc* 1983;28:209-61.
- Tanne K, Bantleon HP. Spannungsverteilung im Parodontalligament, hervorgerufen durch orthodontische Kräfte: Anwendungen der Finite Elemente Methode. *Inf Orthod Kieferorthop* 1989;2:185-94.
- Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effect of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur J Orthod* 1989a;11:382-91.
- Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989b;95:200-7.
- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988;94:426-31.
- Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sakuda CJ, Burstone CJ. Biomechanical changes in the craniofacial skeleton by the rapid



- expansion appliance. *J Osaka Univ Dent Soc* 1985;30:345-56.
- Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;100:66-71.
- Tanne K, Sakuda M. A dynamic analysis of stresses in the tooth and its supporting structures: the use of the finite element method as numerical analysis. *J Jpn Orthod Soc* 1979;38:372-82.
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987;94:499-505.
- Task JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res Symp* 1973;4:251-61.
- Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973;6:443-9.
- Timoshenko SP, Goodier JN. *Theory of Elasticity*. London: McGraw-Hill, 1970.
- Toutountzakis N, Kalamatas V. The effect of the orthodontic treatment on periodontal tissues of adolescent orthodontic patients. *Orthod Rev* 1995;7:25-44.
- Toutountzakis N, Mavreas D. Segmented arch technique and incisor intrusion for deep overbite correction. *Orthod Rev* 1989;1:203-15.
- Vanarsdall RL, Musich DR. Adult orthodontics: diagnosis and treatment. In: Graber TM, Swain BF, eds. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis: CV Mosby, 1985;791-856.
- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist* 1977;1:104-9.
- Widera GE, Task JA, Privitzer E. Interaction effects among cortical bone, cancellous bone and periodontal membrane of natural teeth and implants. *J Biomed Mater Res* 1976;10:613-23.
- Williams KR, Edmunson JT. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. *Biomaterials* 1984;5:347-51.
- Williams KR, Edmunson JT, Morgan G, Jones ML, Richmond S. Orthodontic movement at a canine into an adjoining extraction site. *J Biomed Eng* 1986;8:115-20.
- Wolff J. *Das Gesetz Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald Verlag, 1892.
- Wright KWJ, Yettram AL. Finite element stress analysis of a Class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. *J Dent Res* 1978;57:715-23.
- Wright KWJ, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1979;42:411-6.
- Yamasaki K, Shibata Y, Fukuhara T. The effect of prostaglandins on experimental tooth movement in monkeys (*Macaca fuscata*). *J Dent Res* 1982;61:1444-6.
- Zengo A, Pawluk R, Bassett CA. Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthod* 1973;64:17-27.
- Zengo N, Bassett CAL, Pawluk RJ, Gjelsvik A. Hemodynamic deformation of alveolar socket walls. *J Dent Res* 1974;53:28-32.
- Zienkiewicz OC. *The Finite Element Method*. London: McGraw-Hill, 1977.

#### Διεύθυνση για ανάτυπα:

Χρ. Γ. Προβατιδής

Επίκουρος Καθηγητής

Τομέας Μηχανολογικών Κατασκευών

και Αυτομάτου Ελέγχου

Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

Εθνικό Μετσόβειο Πολυτεχνείο

Πολυτεχνειούπολη Ζωγράφου

Ηρώων Πολυτεχνείου 9

157 73 Ζωγράφος

#### Reprint requests to:

Dr. Ch. G. Provatidis

Assistant Professor

Mechanical Design and Control Systems Section

Department of Mechanical Engineering

National Technical University of Athens

9 Heroon Polytechniou Street

Polytechniupoli Zografou

GR - 15773 Zografos

Greece