

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΕΛΕΓΧΟΣ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟΥ ΕΞΟΜΟΙΩΤΗ ΟΥΡΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ

Δρ. Κώστας Βλάχος, Αν. Καθ. Ευάγγελος Παπαδόπουλος
Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
kostaswl@central.ntua.gr, egrapado@central.ntua.gr

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αντικείμενο της παρούσας εργασίας είναι ο σχεδιασμός, η υλοποίηση και ο έλεγχος εκπαιδευτικού εξομοιωτή ουρολογικών επεμβάσεων. Ο ιατρικός εκπαιδευτικός εξομοιωτής αποτελείται από α) απτική διεπαφή ανάδρασης δυνάμεων, β) εικονικό μοντέλο ιστών, και γ) σύστημα ελέγχου. Η απτική διεπαφή διαθέτει πέντε ενεργούς βαθμούς ελευθερίας και χαρακτηρίζεται από ελάχιστη μάζα/αδράνεια και τριβές. Οι κινητήρες βρίσκονται στην βάση του μηχανισμού και το σύστημα μετάδοσης από μικρο-νήματα και μικρο-τροχαλίες σχεδιάστηκε έτσι ώστε να υπάρχει αποσύμπλεξη των βαθμών ελευθερίας του. Ο απτικός μηχανισμός επικοινωνεί με εικονικό περιβάλλον μέσω TCP/IP και ελέγχεται από κάρτες ενσωματωμένου ελέγχου PC-104 με λειτουργικό σύστημα πραγματικού χρόνου QNX.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα τελευταία χρόνια παρατηρείται σημαντική εξάπλωση των τεχνικών εικονικής πραγματικότητας (virtual reality) και εξομοίωσης στην Ιατρική εκπαίδευση [1]. Στον τομέα των ιατρικών εξομοιωτών, υφίστανται δύο κυρίαρχες τάσεις. Η πρώτη χαρακτηρίζεται από την χρήση απτικών μηχανισμών γενικού τύπου που δεν κατασκευάστηκαν αποκλειστικά για ιατρικές εφαρμογές, όπως το Phantom [2], το Pantoscope [3] και το Freedom-7, [4]. Ιατρικοί εκπαιδευτικοί εξομοιωτές που χρησιμοποιούν μηχανισμούς γενικού τύπου περιγράφονται στα [5-6]. Η δεύτερη τάση χαρακτηρίζεται από τη χρήση εξειδικευμένων απτικών μηχανισμών. Αυτοί χρησιμοποιούνται κυρίως για εκπαίδευση στις λαπαροσκοπικές επεμβάσεις. Παραδείγματα αποτελούν το Laparoscopic Impulse Engine και το Virtual Laparoscopic Interface, [7]. Οι λαπαροσκοπικοί εξομοιωτές Karlsruhe Endoscopic Surgery Trainer και Virtual Endoscopic Surgery Training (VEST) χρησιμοποιούν το λογισμικό KISMET και ποικιλία απτικών μηχανισμών, [8]. Χειριστήρια για άλλες επεμβάσεις περιγράφονται στα [9-10]. Τεχνικές βελτιστοποίησης ρομποτικών και απτικών μηχανισμών μελετώνται στα [11-12]. Τέλος, μέθοδοι μοντελοποίησης μαλακών ιστών και παραμόρφωσης τους παρουσιάζονται στις [13-14]. Τα πρώτα αποτελέσματα των συγγραφέων της παρούσας εργασίας παρουσιάζονται στο [15].

2. ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΩΝ

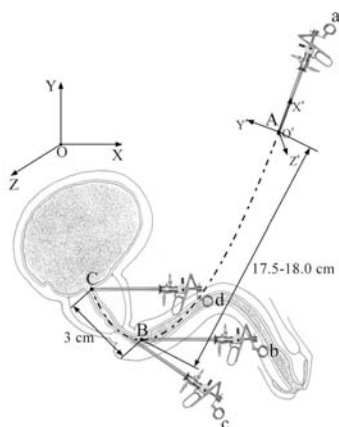
Ένας ιατρικός εκπαιδευτικός εξομοιωτής αποτελείται από α) απτική διεπαφή ανάδρασης δυνάμεων, που μεταφέρει στον εκπαιδευόμενο δυνάμεις και στο εικονικό μοντέλο ιστών τη θέση του ενδοσκοπίου, β) εικονικό μοντέλο ιστών, που περιλαμβάνει σύστημα απεικόνισης ιστών και παραμορφώσεων και μοντέλο υπολογισμού των δυνάμεων αλληλεπίδρασης ενδοσκοπίου και ιστών, και γ) σύστημα ελέγχου, που συντονίζει και ελέγχει τη διεπαφή και το εικονικό μοντέλο, βλ. Σχ. 1.

Για τον προσδιορισμό των τεχνικών προδιαγραφών του εξομοιωτή, μελετήσαμε σε συνεργασία με ειδικευμένους χειρουργούς το περιβάλλον των ουρολογικών επεμβάσεων.



Σχήμα 1. Σχηματική αναπαράσταση ενός ιατρικού εκπαιδευτικού εξομοιωτή.

Η μελέτη αυτή έδειξε ότι σε γενικές γραμμές μια ουρολογική ενδοσκοπική χειρουργική επέμβαση σε άνδρα αποτελείται από δύο φάσεις, α) τη φάση της **εισαγωγής** του ενδοσκοπίου από την ουρήθρα μέχρι την κύστη, όπου το ενδοσκόπιο εκτελεί μεταφορική κίνηση παραβολικής τροχιάς στο επίπεδο συμμετρίας του ασθενή (διαδρομή ABC στο Σχ. 2) και β) τη φάση της **κυρίως επέμβασης** όπου ο χειρουργός εκτελεί κυρίως περιστροφικές κινήσεις ως προς τρεις άξονες (σημείο C στο Σχ. 2). Ο πίνακας του Σχ. 2 δείχνει τον χώρο εργασίας της χειρουργικής επέμβασης. Με βάση αυτή τη μελέτη, προέκυψε ότι ο απτικός μηχανισμός πρέπει να διαθέτει πέντε βαθμούς ελευθερίας, δύο μεταφορικούς και τρεις στρωφικούς.



Μεταφορά κατά μήκος του X άξονα	0.10 m
Μεταφορά κατά μήκος του Y άξονα	0.10 m
Μεταφορά κατά μήκος του Z άξονα	0.0 m
Στροφή γύρω από τον X' άξονα	$\pm 180^\circ$
Στροφή γύρω από τον Y' άξονα	$\pm 30^\circ$
Στροφή γύρω από τον Z' άξονα	$\pm 30^\circ$

Σχήμα 2. Σχηματική αναπαράσταση της διαδρομής του ενδοσκοπίου και απαιτούμενος χώρος εργασίας.

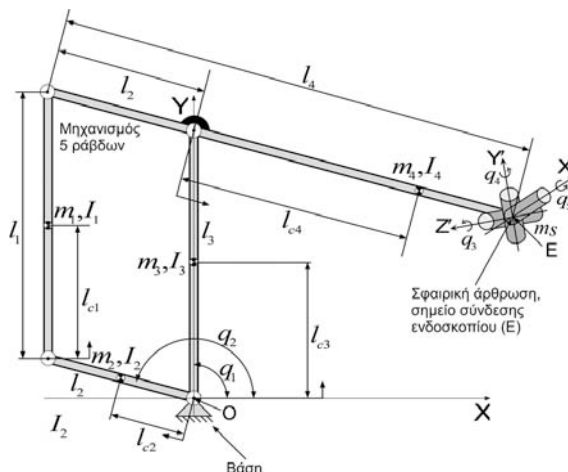
Κατά τη διάρκεια της επέμβασης ο χειρουργός προσλαμβάνει απτικές πληροφορίες που προέρχονται από την αλληλεπίδραση του ενδοσκοπίου και των ιστών. Αυτές είναι ασθενείς δυνάμεις/ροπές, που όμως παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την πορεία της επέμβασης. Με χρήση κατάλληλων ιδιοσυσκευών, οι δυνάμεις/ροπές αυτές μετρήθηκαν να κυμαίνονται μεταξύ λίγων mN/mNm έως 4.5N/150mNm. Η μελέτη της δυναμικής του συστήματος της εξομοίωσης έδειξε ότι προκειμένου να επιτευχθεί πιστότητα στην αναπαραγωγή τόσο μικρών δυνάμεων/ροπών, θα πρέπει η στατική και δυναμική επίδραση του μηχανισμού να είναι ελάχιστη. Αυτό επιτυγχάνεται εάν ο μηχανισμός χαρακτηρίζεται από α) ελάχιστο βάρος, β) ελάχιστη αδράνεια και γ) ελάχιστες τριβές.

3. ΑΠΤΙΚΗ ΔΙΕΠΑΦΗ ΑΝΑΔΡΑΣΗΣ ΔΥΝΑΜΕΩΝ

3.1. Κινηματική και δυναμική

Για την απτική διεπαφή, επιλέχθηκε υβριδικός τύπος, που αποτελείται από, α) ένα παράλληλο μηχανισμό πέντε ράβδων με δύο βαθμούς ελευθερίας σε σειρά με β) μία σφαιρική άρθρωση τριών βαθμών ελευθερίας, βλ. Σχ. 3. Η αρχή των αξόνων του μηχανισμού βρίσκεται στο σημείο τομής των ράβδων 2 και 3. Στο σημείο E του Σχήματος 3 προσαρμόζεται η άκρη του ενδοσκοπίου. Το σημείο αυτό ταυτίζεται με το σημείο τομής των αξόνων X', Y', Z'.

Για το μηχανισμό αυτό μπορεί να ευρεθεί ότι η ταχύτητα $\mathbf{v} = [\dot{x}, \dot{y}, \omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$ της άκρης του ενδοσκοπίου που προσαρμόζεται στο τελικό σημείο δράσης E του μηχανισμού συσχετίζεται με τις ταχύτητες περιστροφής όλων των αρθρώσεων με την Εξ. (1).



Σχήμα 3. Βασικός κινηματικός τύπος του μηχανισμού ανάδρασης δυνάμεων.

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_3 \sin q_1 & l_{4-2} \sin q_2 & 0 & 0 & 0 \\ l_3 \cos q_1 & -l_{4-2} \cos q_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \sin(q_2 + q_3) & -\cos(q_2 + q_3) \cos q_4 \\ 0 & 0 & 0 & -\cos(q_2 + q_3) & -\sin(q_2 + q_3) \cos q_4 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & -\sin q_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_4 \\ \dot{q}_5 \end{bmatrix} \quad (1)$$

η αλλιώς $\mathbf{v} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$. Η διακρίνουσα $\text{Det}(\mathbf{J}(\mathbf{q})) = -l_3 l_{4-2} \cos q_4 \sin(q_1 - q_2)$ της Ιακωβιανής μήτρας μηδενίζεται όταν $q_1 = q_2$ ή όταν $q_1 = q_2 \pm \pi$. Αυτά είναι τα σημεία ιδιομορφίας του παράλληλου μηχανισμού των πέντε ράβδων. Αντίστοιχα η στροφική άρθρωση, η οποία είναι τύπου $z - y - x$ έχει σημεία ιδιομορφίας όταν $q_4 = \pm \pi / 2$. Αυτά τα σημεία αποφεύγονται με κατάλληλους κατασκευαστικούς περιορισμούς.

Με την μέθοδο Lagrange, η δυναμική της απτικής διεπαφής δίνεται από την εξίσωση

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{V}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}' + \mathbf{J}^T \mathbf{F}_T \quad (2)$$

Σε αυτή, $\mathbf{M}(\mathbf{q})$ είναι το μητρώο μάζας του μηχανισμού, $\ddot{\mathbf{q}}$ είναι το διάνυσμα που περιέχει τις επιταχύνσεις περιστροφής των αρθρώσεων, $\mathbf{V}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ είναι το διάνυσμα που περιέχει μη γραμμικούς όρους εξαρτώμενους από την ταχύτητα περιστροφής των αρθρώσεων και $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ είναι το διάνυσμα βαρύτητας του μηχανισμού. Το διάνυσμα $\boldsymbol{\tau}'$ περιέχει τις ροπές που εφαρμόζονται στις αρθρώσεις του μηχανισμού και το διάνυσμα $\mathbf{J}^T \mathbf{F}_T$ τις εξωτερικές δυνάμεις και ροπές που εφαρμόζονται από το ενδοσκόπιο στο σημείο E του μηχανισμού.

3.2. Βελτιστοποίηση

Με στόχο την ελαχιστοποίηση της δυναμικής της απτικής διεπαφής, χρησιμοποιήθηκε αλγόριθμος βελτιστοποίησης πολλών μεταβλητών. Ορίστηκε αντικειμενική συνάρτηση, f , η οποία περιγράφει όλες τις παρασιτικές ροπές/δυνάμεις που σχετίζονται με την δυναμική του μηχανισμού, έτσι όπως εμφανίζονται από την πλευρά του χρήστη.

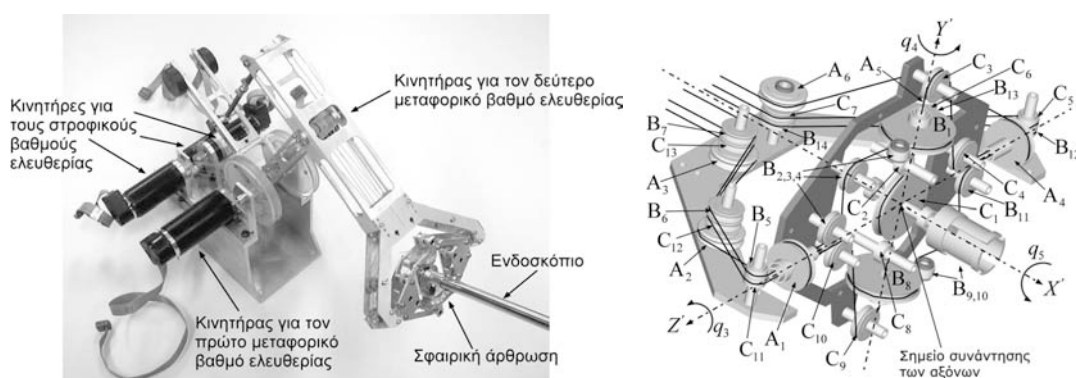
$$f = \sum_{i=1}^k w_i \text{Norm}(\tilde{\mathbf{M}}\dot{\mathbf{v}} + \tilde{\mathbf{V}} + \tilde{\mathbf{G}})_i \quad (3)$$

όπου $\tilde{\mathbf{M}}\dot{\mathbf{v}}$ είναι οι όροι αδράνειας, $\tilde{\mathbf{V}}$ είναι μη γραμμικοί όροι εξαρτώμενοι από την ταχύτητα και $\tilde{\mathbf{G}}$ είναι οι όροι βαρύτητας του απτικού μηχανισμού.

Αυτή η αντικειμενική συνάρτηση ελαχιστοποιήθηκε ικανοποιώντας ταυτόχρονα έναν αριθμό από κινηματικούς και κατασκευαστικούς περιορισμούς. Το αποτέλεσμα της βελτιστοποίησης έδωσε α) τα βέλτιστα μήκη των ράβδων του μηχανισμού και β) τη βέλτιστη θέση της βάσης του μηχανισμού σε σχέση με την επιθυμητή τροχιά του E.

3.3. Κατασκευή

Για την κατασκευή των κινούμενων μερών του μηχανισμού χρησιμοποιήσαμε κυρίως αλουμίνιο, υλικό ελαφρύ και σχετικά σκληρό. Ο βασικός κορμός κατασκευάστηκε από προφίλ αλουμινίου, καθώς επίσης και το 90% της στροφικής άρθρωσης. Για την κατασκευή κάποιων μικρότερων κομματιών χρησιμοποιήσαμε Plexiglas, το οποίο είναι επίσης ελαφρύ και αρκετά σκληρό. Επίσης χρησιμοποιήσαμε ίνες άνθρακα στην κατασκευή τμήματος του μηχανισμού. Τα κομμάτια που δεν κατασκευάστηκαν (τροχαλίες, κοχλίες), ήταν τα μικρότερα και ελαφρύτερα στη διεθνή αγορά, διατηρώντας βέβαια την επιθυμητή λειτουργικότητα. Στο Σχ. 4 απεικονίζεται ο απτικός μηχανισμός με τους κινητήρες και το ανταγωνιστικό σύστημα μετάδοσης και το CAD σχέδιο της στροφικής άρθρωσης. Τα μικρο-νήματα του συστήματος μετάδοσης είναι υπό μικρή προένταση, έτσι ώστε να υπάρχει άμεση αντίδραση στις εντολές των κινητήρων. Η διάμετρος των μικρο-νημάτων είναι 0.5 mm, με όριο θραύσης δέκα φορές μεγαλύτερο από το άθροισμα της προέντασης και του δυναμικού τους φορτίου.



Σχήμα 4. Μηχανισμός ανάδρασης δυνάμεων και CAD σχέδιο της στροφικής άρθρωσης.

4. ΕΙΚΟΝΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΙΣΤΩΝ

Κατά τη διάρκεια της επέμβασης ο χειρουργός προσλαμβάνει εκτός από τις απτικές και οπτικές πληροφορίες μέσω οθόνης. Για την απεικόνιση των ιστών και των εσωτερικών οργάνων καθώς και την παραμόρφωση τους, λόγω της αλληλεπίδρασής τους με το χειρουργικό εργαλείο, χρησιμοποιήθηκαν καμπύλες Bezier, λόγω των πλεονεκτημάτων τους σε εφαρμογές γραφικής απεικόνισης πραγματικού χρόνου, βλ. Σχ. 5.



Σχήμα 5. Παραδείγματα γραφικής απεικόνισης ιστών με καμπύλες Bezier.

Οι δυνάμεις που εξασκούνται στον εκπαιδευόμενο υπολογίζονται από την σχετική θέση και ταχύτητα ενδοσκοπίου και ιστών, σύμφωνα με ένα απλό, ικανοποιητικά ακριβές και γρήγορο μαθηματικό μοντέλο ελαστικότητας και απόσβεσης. Αυτές επιβάλλονται στο χέρι του εκπαιδευόμενου μέσω των κινητήρων, της μετάδοσης και του ενδοσκοπίου.

5. ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΛΕΓΧΟΥ

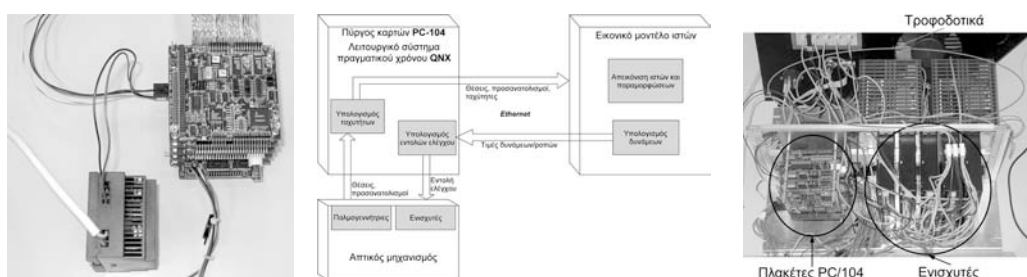
5.1. Έλεγχος

Οι πέντε βαθμοί ελευθερίας ελέγχονται από κινητήρες προκειμένου ο χρήστης να δέχεται τις δυνάμεις που θα δεχόταν κατά την διάρκεια της πραγματικής επέμβασης. Οι εντολές

ελέγχου προς τους ενισχυτές είναι οι τάσεις $\mathbf{v} = -(\mathbf{K}_T \mathbf{K}_{amp})^{-1} \mathbf{J}^T \mathbf{F}_T(\dot{\mathbf{q}}, \mathbf{q})$, όπου τα \mathbf{K}_T , και \mathbf{K}_{amp} είναι διαγώνιοι πίνακες, που περιέχουν τις σταθερές ροπής των κινητήρων και τα κέρδη των ενισχυτών αντίστοιχα, \mathbf{F}_T είναι δυνάμεις και ροπές που εξαρτώνται από τη θέση και την ταχύτητα του ιατρικού εργαλείου και υπολογίζονται βάση του μοντέλου παραμόρφωσης ιστών και \mathbf{J} είναι η Ιακωβιανή μήτρα του συστήματος.

5.2. Επικοινωνία

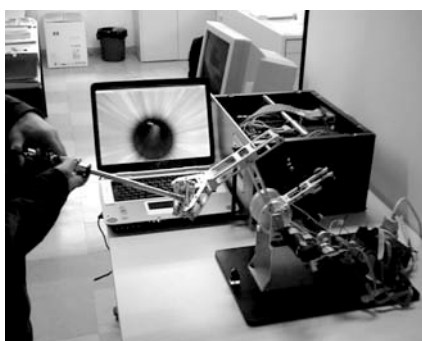
Για τη μεγιστοποίηση της ταχύτητας εκτέλεσης του λογισμικού, επιλέχθηκε η λύση της εκτέλεσης των τμημάτων του σε διαφορετικά υπολογιστικά συστήματα. Το λογισμικό που ελέγχει τους κινητήρες, διαβάζει τη θέση του απτικού μηχανισμού και ενημερώνει το εικονικό μοντέλο ιστών για τη θέση και ταχύτητα του μηχανισμού, εκτελείται σε ένα πύργο καρτών ενσωματωμένου ελέγχου PC104 (Σχ. 6), κάτω από το λειτουργικό σύστημα πραγματικού χρόνου QNX. Ο βρόχος ελέγχου είναι ιδιαίτερα γρήγορος με χρόνο βρόχου 1 ms. Οι ρουτίνες γραφικής απεικόνισης, υπολογισμού τιμών εντολών δυνάμεων/ροπών και ενημέρωσης του συστήματος ελέγχου με τις τιμές αυτές, εκτελούνται σε ένα Pentium 4 PC με λειτουργικό σύστημα Win2K. Λόγω της χρονοβόρας εκτέλεσης της γραφικής απεικόνισης, δημιουργήθηκαν δύο ξεχωριστές διαδικασίες που εκτελούνται “παράλληλα”. Η πρώτη αναλαμβάνει τον υπολογισμό των δυνάμεων/ροπών και την ενημέρωση του συστήματος ελέγχου και η δεύτερη τη δημιουργία και απεικόνιση της συνθετικής εικόνας (γραφικά), βλ. Σχ. 6. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται ένας ικανοποιητικός ρυθμός ανανέωσης εικόνας στα 15-20 Hz. Τα δύο υπολογιστικά συστήματα ανταλλάσσουν πληροφορίες (θέσεις, ταχύτητες, τιμές δυνάμεων/ροπών) μέσω Ethernet link και με χρήση του πρωτοκόλλου TCP/IP.



Σχήμα 6. Πύργος PC104, σχέδιο οργάνωσης λογισμικού και μονάδα ελέγχου.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε πρωτότυπος εκπαιδευτικός εξομοιωτής ουρολογικών επεμβάσεων αποτελούμενος από απτική διεπαφή ανάδρασης δυνάμεων, εικονικό μοντέλο ιστών, και σύστημα ελέγχου, βλ. Σχ. 7. Η μετάδοση δυνάμεων εξασφαλίζει την αποσύμπλεξη των στροφικών βαθμών ελευθερίας από τους μεταφορικούς βαθμούς ελευθερίας, καθώς και μεταξύ τους και σχεδιάστηκε με στόχο την αναπαράσταση μικρών δυνάμεων και ροπών.



Σχήμα 7. Ο εκπαιδευτικός εξομοιωτής ουρολογικών επεμβάσεων σε λειτουργία.

Το εικονικό μοντέλο ιστών περιλαμβάνει σύστημα απεικόνισης ιστών και παραμορφώσεων υλοποιημένο με καμπύλες Bezier, και μοντέλο υπολογισμού των δυνάμεων αλληλεπίδρασης ενδοσκοπίου και ιστών υπολογιζόμενο από την σχετική θέση και ταχύτητα ενδοσκοπίου και ιστών, σύμφωνα με ένα απλό, ικανοποιητικά ακριβές και γρήγορο μαθηματικό μοντέλο ελαστικότητας και απόσβεσης. Το σύστημα ελέγχου υλοποιείται σε δύο υπολογιστικές πλατφόρμες (PC104, PC) και έχει χρόνο βρόχου 1 ms.

Εκτιμάται ότι ο εξομοιωτής αυτός θα βελτιώσει τις συνθήκες εκπαίδευσης ουρολόγων χειρουργών και θα ανοίξει νέους δρόμους στη χρήση εξομοιωτών στην Ιατρική στη χώρα μας και διεθνώς.

7. ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Sorid, D., Moore, K. S., 2000, "The Virtual Surgeon," in IEEE Spectrum, 37, pp. 26 – 31.
2. Salisbury, J. K., Srinivasan, A. M., 1997, "Projects in VR. Phantom – Based Haptic Interaction with Virtual Objects," IEEE Computer Graphics and Applications, pp. 6 – 10.
3. Baumann, R., et al., 1997, "The PantoScope: A Spherical Remote – Center – of – Motion Parallel Manipulator for Force Reflection," in Proc. IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, pp. 718 – 723.
4. Hayward, V. et al., 1998, "Freedom – 7: A High Fidelity Seven Axis Haptic Device With Application To Surgical Training," in Experimental Robotics V, Casals, A., de Almeida, A. T. (eds.), Lecture Notes in Control and Information Science 232, pp. 445 – 456.
5. Burdea, G., Patounakis, G., Popescu, V., Weiss R., 1999, "Virtual Reality – based Training for the Diagnosis of Prostate Cancer," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 46, pp. 1253 – 1260.
6. Kyung, K., Kwon, D., Kwon, S., Kang H. S., Ra J. B., 2001, "Force Feedback for a Spine Biopsy Simulator with Volume Graphic Model," in Proc. 2001 IEEE/RSJ Intl. Conf. Intelligent Robots and Systems (IROS' 01), Maui, Hawaii, 2001, pp. 1732 – 1737.
7. <http://www.immersion.com>, Immersion Corporation.
8. Kühnapfel, U., et al., 1997, "The Karlsruhe Endoscopic Surgery Trainer as an example for Virtual Reality in Medical Education," in Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies (MITAT), pp. 122-125, Blackwell Science Ltd.
9. D'Aulignac, D., Balaniuk, R., Laugier, C., 2000, "A Haptic Interface for a Virtual Exam of the Human Thigh," in Proc. IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, pp. 2452 – 2457.
10. Chen, E., Marcus, B., 1998, "Force Feedback for Surgical Simulation," in Proceedings of the IEEE, 86, pp. 524 – 530.
11. Khatib, O. and Bowling, A., 1996, "Optimization of the inertial and acceleration characteristics of manipulators," *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'96)*, Minneapolis, Minnesota, April 1996, vol. 4, pp. 2883-2889.
12. Hayward, V., Choksi, J., Lanvin, G., and Ramstein, C., 1994, "Design and multi-objective optimization of a linkage for a haptic interface," *Advances in Robot Kinematics and Computationed Geometry*, A. J. Lenarcic and B. B. Ravani (eds.), Kluwer Academic Publishers, pp. 359 - 368.
13. Basdogan C., et al., 1998, "Force Interactions in Laparoscopic Simulations: Haptic Rendering of Soft Tissues", *Proc. of the Medicine Meets Virtual Reality VI Conference*, San Diego, CA, January 19-22, pp. 385-391.
14. Edwards J., Luecke G., 1996, "Physically Based Models for Use in a Force Feedback Virtual Environment", *Japan/USA Symp. on Flexible Automation*, ASME, pp. 221-228.
15. Vlachos, K., Papadopoulos, E. and Mitropoulos, D., "Design and Implementation of a Haptic Device for Training in Urological Operations," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, No. 5, October 2003, pp. 801-809.