
Επιστημονικές εργασίες

ΑΘΛΗΣΗ & ΚΟΙΝΩΝΙΑ

Τεύχος 18 • σελ. 9-26 • 1997

Πηγές σφάλματος και τρόποι περιορισμού τους στην χρησιμοποίηση της DLT με τα βασικά μέσα καταγραφής για την ανάλυση της κίνησης του ανθρώπινου σώματος

Ηρακλής Α. Κόλλιας

Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης

Περίληψη

Η μελέτη της κίνησης του ανθρώπινου σώματος απαιτεί τον προσδιορισμό των διαδοχικών στιγμιαίων θέσεων του στο χώρο, με τη μορφή τρισδιάστατων Καρτεσιανών συντεταγμένων των ανατομικών σημείων που το ορίζουν. Αυτές οι συντεταγμένες υπολογίζονται από καταγραφμένες πληροφορίες υπό μορφή διαδοχικών εικόνων που συλλέγονται με κινηματογράφηση υψηλής συχνότητας, με video-γράφηση ή με οπτοηλεκτρονικά συστήματα. Επειδή η εικόνα είναι μια επίπεδη προβολή του χώρου χωρίς το στοιχείο του βάθους, ο υπολογισμός των τρισδιάστατων συντεταγμένων ενός σημείου απαιτεί την καταγραφή της θέσης του από τουλάχιστον δύο διαφορετικά σημεία. Η καθιερωμένη μέθοδος υπολογισμού τρισδιάστατων συντεταγμένων κάτω από τέτοιες συνθήκες είναι η DLT (Direct Linear Transformation - Άμεσος Γραμμικός Μετασχηματισμός). Αυτή η μέθοδος βασίζεται στη φωτογραμμετρία και έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία στην ανάλυση της κίνησης και με τα τρία βασικά είδη καταγραφής. Η εφαρμογή της όμως στην πράξη, περιλαμβάνει πηγές - παγίδες σφάλματος οι οποίες αν δεν απομονωθούν εγκαίρως, μπορούν να προσδώσουν μεγάλο σφάλμα στις μετρήσεις και να αλλοιώσουν τα αποτελέσματα. Σκοπός αυτής της εργασίας ήταν η παρουσίαση της DLT και ο προσδιορισμός των πηγών - παγίδων σφάλματος στην εφαρμογή της και με τις τρεις διαφορετικές μεθόδους καταγραφής. Ταυτόχρονα προτείνονται τεχνικές απομόνωσης αυτών των σφαλμάτων για καλύτερα αποτελέσματα.

Λέξεις κλειδιά: 3D ανάλυση, DLT, φιλμ, video, οπτοηλεκτρονικά συστήματα

Εισαγωγή

Η ανάλυση της κίνησης του ανθρώπινου σώματος στο χώρο απαιτεί τον προσδιορισμό των στιγμιαίων τρισδιάστατων Καρτεσιανών συντεταγμένων θέσης των ανατομικών σημείων που το ορίζουν. Βασική προϋπόθεση για να γίνει κάτι τέτοιο είναι η καταγραφή των στιγμιαίων θέσεων του κινουμένου σώματος στο χώρο η οποία μπορεί να επιτευχθεί είτε με κινηματογράφηση υψηλής συχνότητας, είτε με video-γράφηση, είτε με σύγχρονα οπτοηλεκτρονικά μέσα καταγραφής.

Η κινηματογράφηση υψηλής συχνότητας είναι η μέχρι πρότινος πιο διαδεδομένη μέθοδος καταγραφής στην ανάλυση της κίνησης. Με τη βοήθεια ειδικών κινηματογραφικών μηχανών λήψης η κίνηση καταγράφεται σε φιλμ με προκαθορισμένη συχνότητα λήψης. Αυτές οι κάμερες έχουν δυνατότητα καταγραφής της κίνησης με συχνότητα από 1 μέχρι και 500 Hz, καλύπτοντας έτσι όλες τις ανάγκες καταγραφής της ανθρώπινης κίνησης από πολύ αργή μέχρι πολύ γρήγορη. Μετά την εμφάνισή του το φιλμ προβάλλεται εικόνα - εικόνα στον ψηφιοποιητή, όπου τα σημεία προς ανάλυση σημειώνονται με το δρομέα (cursor) και οι συντεταγμένες τους καταγράφονται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή για να γίνει στη συνέχεια η ανάλυση. Η μετατροπή των συντεταγμένων της προβαλλόμενης εικόνας σε πραγματικές συντεταγμένες βασίζεται στις διαστάσεις του "διαβαθμιστή" που είναι ένα αντικείμενο γνωστού μήκους και κινηματογραφείται στο επίπεδο της κίνησης.

Η video-γράφηση άρχισε να χρησιμοποιείται στην ανάλυση της κίνησης γιατί παρέχει μεγαλύτερη ευκολία στη χρήση, χαμηλότερο κόστος οργάνων και η ανάλυση μπορεί να αρχίσει άμεσα επειδή δεν απαιτείται χρόνος εμφάνισης, όπως συμβαίνει με το φιλμ. Μετά την καταγραφή, το video συνδέεται με ηλεκτρονικό υπο-

λογιστή μέσω ειδικής κάρτας. Η εξαγωγή των συντεταγμένων θέσης των σημείων του σώματος από κάθε εικόνα μπορεί να γίνει με δύο τρόπους. Ο πρώτος τρόπος βασίζεται στην ψηφιοποίηση από την οθόνη του υπολογιστή χρησιμοποιώντας το ποντίκι σαν δρομέα, όπως γίνεται και με το φιλμ, ενώ ο δεύτερος τρόπος βασίζεται στον αυτόματο εντοπισμό των σημείων που ενδιαφέρουν σε κάθε εικόνα, μετά από σάρωση του επιπέδου της που γίνεται με ειδικά προγράμματα. Στη δεύτερη περίπτωση, τοποθετούνται επάνω στις αρθρώσεις ανακλαστικές που αντανακλώντας την ακτινοβολία, προερχόμενη από κάποια φωτεινή πηγή κοντά στη μηχανή λήψης, καταγράφονται σαν πολύ φωτεινά σημεία, έτσι ώστε να εντοπιστούν κατά τη σάρωση.

Ο περιορισμός της συχνότητας καταγραφής των συστημάτων video σε 25 ή το πολύ σε 50 Hz και ταυτόχρονα η δυνατότητα αυτόματου εντοπισμού των σημείων της εικόνας του video με σάρωση, οδήγησε στη δημιουργία νέων συστημάτων καταγραφής, των επονομαζόμενων οπτοηλεκτρονικών συστημάτων. Ειδικές κάμερες, ελεγχόμενες από Η/Υ, εντοπίζουν μόνο τη θέση των ανακλαστικών που είναι τοποθετημένοι από πριν σε σημεία του σώματος. Οι συντεταγμένες θέσης αυτών των σημείων καταγράφονται αυτόματα στη μνήμη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Με αυτά τα συστήματα, η ανάλυση της κίνησης μπορεί να γίνει άμεσα. Η συχνότητα καταγραφής αυτών των συστημάτων ξεπερνά κατά πολύ αυτήν του video, αλλά η χρησιμοποίησή τους μέχρι σήμερα περιορίζεται σε περιβάλλον εργαστηρίου, επειδή εκτός εργαστηρίου είναι δύσκολος ο εντοπισμός των σημείων λόγω της παρουσίας άλλων πηγών φωτισμού.

Με οποιονδήποτε από τους προαναφερθέντες τρόπους καταγραφής, η κίνη-

ση στο χώρο απεικονίζεται με την προβολή της στο επίπεδο χωρίς να καταγράφεται το στοιχείο του βάθους. Έτσι, η ανάλυση της κίνησης που βασίζεται σε πληροφορίες από ένα μόνο σημείο παρατήρησης, περιορίζεται στις δύο διαστάσεις. Ακόμα όμως και οι απλούστερες κινήσεις του ανθρώπινου σώματος δεν περιορίζονται σε ένα επίπεδο αλλά έχουν και το στοιχείο του βάθους. Έτσι, με δισδιάστατη ανάλυση, μπορούν να καθοθούν πολύτιμες πληροφορίες της κίνησης.

Έχοντας επίγνωση των προβλημάτων αυτών, οι ερευνητές από πολύ νωρίς άρχισαν να διερευνούν τις πιθανότητες ανάλυσης της κίνησης στο χώρο, χρησιμοποιώντας τα ήδη υπάρχοντα όργανα.

Ο Bernstein¹ ήταν ο πρώτος που δοκίμασε να παρατηρήσει την κίνηση σε τρεις διαστάσεις. Χρησιμοποιώντας μια κάμερα και έναν καθρέφτη, είχε τη δυνατότητα να βλέπει την κίνηση από δύο διαφορετικές οπτικές γωνίες επάνω στην ίδια φωτογραφία. Ο καθρέφτης τοποθετούνταν πλάγια και πίσω από το χώρο κίνησης, έτσι ώστε, η κάμερα να βλέπει την κίνηση άμεσα, αλλά και μέσω του καθρέφτη. Το μεγάλο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ο απόλυτος συγχρονισμός των δύο "μηχανών λήψης", ενώ στα μειονεκτήματα συμπεριλαμβάνονται η παραμόρφωση της εικόνας από την πιθανή έλλειψη επιπεδότητας του καθρέφτη, το περιορισμένο μέγεθος της εικόνας και τα εμπόδια στην κίνηση λόγω της ύπαρξης του εύθραυστου καθρέφτη. Για εργαστηριακή χρήση και για μικρούς χώρους ανάλυσης (π.χ. ανάλυση της κίνησης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη βάδιση), αυτή η μέθοδος ίσως είναι η ιδανικότερη από την άποψη της ακρίβειας στις μετρήσεις και από την άποψη του κόστους των οργάνων.

Προσπάθειες που έγιναν για να λυθεί το πρόβλημα με φωτογραφιμετρικό σύστημα δύο μηχανών λήψης, κατά το πρότυπο

της ανθρώπινης όρασης (παράλληλοι οπτικοί άξονες)² ή με τρεις κάμερες τοποθετημένες στους τρεις Καρτεσιανούς άξονες του χώρου κίνησης^{3,4}, είτε στο ίδιο επίπεδο με γωνιακή απόσταση η μια από την άλλη ίση με 120 μοίρες⁵, δεν απέβησαν αποτελεσματικές επειδή απαιτούνταν ειδικές κάμερες και ειδικά όργανα διαβάθμισης στην πρώτη περίπτωση, και ακριβής τοποθέτηση των οργάνων στις άλλες δύο περιπτώσεις.

Ο Van Gheluwe^{6,7}, χρησιμοποιώντας δύο κάμερες και ένα τρισδιάστατο σταυρό στο χώρο κίνησης ήταν ο πρώτος που έκανε διαβάθμιση του χώρου με αντικείμενο γνωστών διαστάσεων. Ο περιορισμός όμως αυτής μεθόδου προέρχεται από το ότι, οι οπτικοί άξονες των μηχανών λήψης πρέπει να τέμνονται στο κεντρικό σημείο του σταυρού, κάτι που μπορεί να δημιουργήσει προβλήματα στην πράξη.

Το 1971 οι φωτογραμμέτρες Abdel-Aziz & Karara⁸, στην προσπάθειά τους να διερευνήσουν τη δυνατότητα χρησιμοποίησης απλών φωτογραφικών μηχανών στη φωτογραμμετρία, αντικαθιστώντας έτσι τα φωτογραμμετρικά όργανα διαβάθμισης με απλές λύσεις, έκαναν το πρώτο μεγάλο βήμα στην επίλυση του προβλήματος της τρισδιάστατης ανάλυσης της κίνησης παρουσιάζοντας τη μέθοδο DLT (Direct Linear Transformation - Άμεσος Γραμμικός Μετασχηματισμός). Με αυτήν τη μέθοδο, οι γνωστές τρισδιάστατες συντεταγμένες ενός αριθμού σημείων στο χώρο, των επονομαζόμενων σημείων ελέγχου, οι δισδιάστατες συντεταγμένες ψηφιοποίησης των ίδιων σημείων δύο τουλάχιστον φωτογραφιών τραβηγμένων από διαφορετικά σημεία και ένας αντικειμενικά τεκμηριωμένος αλγόριθμος, είναι αρκετά για να υπολογίσουν τις τρισδιάστατες συντεταγμένες κάθε άλλου σημείου που έχει καταγραφεί και στις δύο φωτογραφίες. Η πρώτη δοκιμαστική ε-

Γεωμετρία της DLT

Η DLT βασίζεται στο ότι η φωτογραφία είναι μια τέλεια κεντρική προβολή του τρισδιάστατου χώρου στο δισδιάστατο επίπεδο (σχήμα 1). Ο χώρος ορίζεται από το σύστημα αξόνων n_x, n_y, n_z με σημείο αναφοράς το A . Τα n_u, n_v είναι διανύσματα ορθογώνια μεταξύ τους και μαζί με το σημείο B ορίζουν το επίπεδο της φωτογραφίας (επίπεδο προβολής), ενώ το σημείο M_p με συντεταγμένες U_0, V_0 είναι το κέντρο του επιπέδου. Τα n_k, n_m, n_n είναι ορθογώνια μοναδιαία διανύσματα εκ των οποίων το n_n είναι κάθετο στο επίπεδο της φωτογραφίας και τα άλλα δύο είναι παράλληλα με τα διανύσματα n_u, n_v αντίστοιχα. Αν το σημείο N είναι το κεντρικό σημείο προβολής του χώρου στο επίπεδο, τότε το σημείο του χώρου O με συντεταγμένες x, y, z , που ορίζεται από το διάνυσμα θέσης P , προβάλλεται στο επίπεδο στο σημείο I με συντεταγμένες επιπέδου U και V . Τα P, Q και R είναι διανύσματα που ορίζουν τη σχετική θέση των σημείων A, N και O , ενώ τα p, q και r είναι διανύσματα που ορίζουν τη σχετική θέση των σημείων B, I και M_p στο επίπεδο προβολής. Το διάνυσμα S ορίζει τη σχετική θέση των σημείων M_p και N (S είναι το μήκος του διανύσματος) και το διάνυσμα T ορίζει τη σχετική θέση των σημείων I και N . Έστω ότι θ_{11}, θ_{12} και θ_{13} είναι τα συνημίτονα διεύθυνσης του άξονα n_x ως προς το σύστημα αναφοράς n_k, n_m, n_n και τα $\theta_{21}, \theta_{22}, \theta_{23}$ και $\theta_{31}, \theta_{32}, \theta_{33}$ είναι τα συνημίτονα διεύθυνσης των αξόνων n_y και n_z αντίστοιχα ως προς το ίδιο σύστημα αναφοράς και έστω ότι, X_0, Y_0, Z_0 είναι οι συντεταγμένες θέσης του κεντρικού σημείου προβολής N (συντεταγμένες θέσης της κάμερας ως προς το σύστημα αναφοράς του αναλυόμενου χώρου). Αν C_1 και C_2 είναι οι δείκτες

κλίμακας των προβαλλόμενων μηκών ως προς την προβολή τους, τότε μετά από διανυσματική ανάλυση του συστήματος καταλήγουμε στις ακόλουθες δύο βασικές εξισώσεις:

$$U = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8} \quad (1)$$

$$V = \frac{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + L_{12}}{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8} \quad (2)$$

Οι (1) και (2) ονομάζονται βασικές DLT εξισώσεις και καθορίζουν τη σχέση των συντεταγμένων X, Y, Z κάθε σημείου του χώρου με τις συντεταγμένες U, V της προβολής του στο επίπεδο. Οι σταθερές L_i ($i = 1, 2, \dots, 11$) ονομάζονται βασικές DLT διαβαθμιστικές σταθερές και εμπεριέχουν όλες τις παραμέτρους που ορίζουν τη θέση και τον προσανατολισμό του κεντρικού σημείου προβολής και του επιπέδου προβολής ως προς το τρισδιάστατο Καρτεσιανό σύστημα αναφοράς του αναλυόμενου χώρου.

Υπολογισμός των διαβαθμιστικών σταθερών

Ο υπολογισμός των L_i ($i = 1, 2, \dots, 11$) απαιτεί την ύπαρξη τουλάχιστον έξι σημείων ελέγχου. Έστω ότι n είναι ο αριθμός των σημείων ελέγχου. Οι γνωστές συντεταγμένες X_j, Y_j και Z_j ($j = 1, 2, \dots, n$) των σημείων ελέγχου και οι συντεταγμένες ψηφιοποίησής τους U_j και V_j , εισέρχονται στις δύο βασικές εξισώσεις (1) και (2) δημιουργώντας έτσι ένα σύστημα $2 \cdot n$ εξισώσεων. Η λύση του συστήματος δίδεται από τη γενική εξίσωση

$$L = (A^t \cdot A)^{-1} \cdot (A^t \cdot C) \quad (3)$$

όπου: L είναι το διάνυσμα των L_i ($i = 1, 2, \dots, 11$), A είναι ο πίνακας των σταθε-

ρών των εξισώσεων και C είναι το διάνυσμα των U και V των σημείων.

Υπολογισμός των X , Y και Z

Οι Li ($i = 1 \dots 11$) ορίζουν ακριβώς τη θέση της κάμερας σε σχέση με τον αναλυόμενο χώρο. Όμως δεν είναι αρκετές για να υπολογιστούν οι τρισδιάστατες συντεταγμένες κάποιου σημείου, επειδή αν στις εξισώσεις (1) και (2) τοποθετηθούν οι Li ($i = 1 \dots 11$) και οι U και V του σημείου, δεν μπορούν να υπολογιστούν οι X , Y και Z (δύο εξισώσεις με τρεις αγνώστους). Απαιτείται τουλάχιστον ένα ακόμα ζεύγος εξισώσεων οι οποίες θα προέλθουν από μια άλλη κάμερα. Η διαδικασία διαβάθμισης για τη δεύτερη κάμερα είναι ακριβώς ίδια με αυτήν της πρώτης. Αν U_a , V_a και U_b , V_b είναι οι συντεταγμένες ψηφιοποίησης ενός σημείου για την κάμερα a και την κάμερα b αντίστοιχα, ενώ οι διαβαθμιστικές σταθερές για κάθε κάμερα είναι L_{ai} και L_{bi} με ($i = 1, 2, \dots, 11$), τότε το σύστημα εξισώσεων που πρέπει να λυθεί ως προς τους αγνώστους X , Y , Z (πραγματικές συντεταγμένες του σημείου προς ανάλυση). Η λύση του συστήματος δίδεται από τη γενική εξίσωση

$$F = (D^t \cdot D)^{-1} \cdot (D^t \cdot C) \quad (4)$$

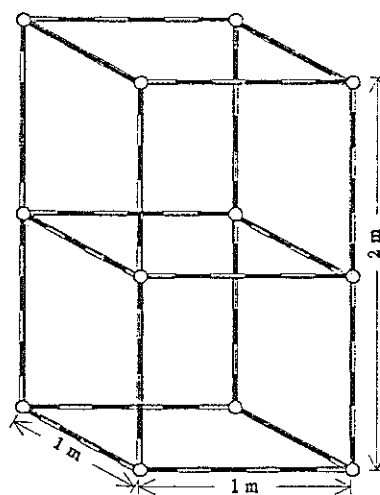
όπου: F είναι το διάνυσμα των X, Y, Z .

Αφού ολοκληρωθεί ο υπολογισμός των X, Y, Z για κάθε σημείο του σώματος που έχει επλεγεί για ανάλυση και σε κάθε στιγμιαία θέση του, στη συνέχεια ακολουθείται η ανάλυση της κίνησης.

Εφαρμογή στην πράξη

Η εφαρμογή της μεθόδου DLT στην πράξη απαιτεί τουλάχιστον δύο κάμερες συγχρονισμένες που θα καταγράψουν την κίνηση από διαφορετικά σημεία, ένα σύστημα ανάλυσης της εικόνας και φυ-

σικά το διαβαθμιστικό δέντρο. Το τελευταίο πρέπει να διαθέτει τουλάχιστον έξι σημεία ελέγχου, ομαλά κατανεμημένα στο χώρο, με ακριβώς μετρημένες τρισδιάστατες συντεταγμένες. Ο αριθμός των σημείων ελέγχου δε χρειάζεται να ξεπερνά τα 20-25¹³, επειδή απαιτείται μεγάλος χρόνος για τη μέτρηση των τρισδιάστατων συντεταγμένων τους, ενώ κατ' άλλους ερευνητές η ακρίβεια στις μετρήσεις βελτιώνεται όταν χρησιμοποιηθούν 30-35 σημεία¹². Μεγαλύτερος αριθμός σημείων ελέγχου μπορεί να μειώσει την ακρίβεια, αυξάνοντας το σφάλμα στον υπολογισμό των διαβαθμιστικών σταθερών και κατ' επέκταση το σφάλμα των μετρήσεων. Θα πρέπει όμως να σημειωθεί ότι, άλλοι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει και μεγαλύτερο αριθμό σημείων ελέγχου φτάνοντας τα 60 - 65^{14,15}.



Σχήμα 2. "Ιδανικό" δέντρο διαβάθμισης γεωμετρικού σχήματος για την μέθοδο DLT κατασκευασμένο από ελαφρύ και άκαμπτο υλικό.

Επειδή η ακρίβεια στις μετρήσεις των τρισδιάστατων συντεταγμένων των σημείων ελέγχου παίζει καθοριστικό ρόλο στην ακρίβεια γενικότερα του συστήματος, ο ερευνητής θα πρέπει να είναι προσεκτικός στην επιλογή του δέντρου διαβάθμισης. Ειδικότερα, σε συνθήκες ανάλυσης εκτός εργαστηρίου, είναι απαραίτητο το δέντρο να είναι τέτοιο ώστε και να μπορεί να μεταφερθεί

εύκολα χωρίς να αλλάζουν θέση τα σημεία ελέγχου του και οι συντεταγμένες αυτών των σημείων να μπορούν να μετρηθούν με σχετική ευκολία αλλά και μεγάλη ακρίβεια. Στο σχήμα 2 παρουσιάζεται ένα δέντρο διαβάθμισης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αυτόν τον σκοπό και λόγω του γεωμετρικού σχήματός του μπορεί να προσφέρει πληθώρα σημείων ελέγχου.

Πίνακας 1. Πηγές σφάλματος στη χρησιμοποίηση φιλμ, video και οπτοηλεκτρονικών συστημάτων (ΟΠΤΟΗΛ) για 3D ανάλυση της κίνησης και βαθμός βαρύτητας κάθε πηγής.

(ΠΥ) = πολύ υψηλός, (Υ) = υψηλός, (μ) = μικρός, (::) = ανύπαρκτος

	ΠΗΓΗ ΣΦΑΛΜΑΤΟΣ	ΦΙΛΜ	VIDEO	ΟΠΤ.
Σ1	Μειωμένη ακρίβεια μέτρησης των XYZ συντεταγμένων και έλλειψη σταθερότητας των σημείων ελέγχου	ΠΥ	ΠΥ	ΠΥ
Σ2	Μετακίνηση μηχανών λήψης ή κραδασμοί λόγω μη σταθερότητας των	ΠΥ	ΠΥ	ΠΥ
Σ3	Έλλειψη συγχρονισμού των μηχανών λήψης	ΠΥ	ΠΥ	ΠΥ
Σ4	Χαμηλή φυσική ευκρίνεια του μέσου καταγραφής	μ	ΠΥ	Υ
Σ5	Χαμηλή ευκρίνεια λόγω του μικρού μεγέθους του ειδώλου σε σχέση με το πεδίο	μ	μ	::
Σ6	Χαμηλή ευκρίνεια λόγω μη καθαρότητας της εικόνας	Υ	Υ	::
Σ7	Τυχαίοι θόρυβοι προερχόμενοι από ηλεκτρομαγνητικά πεδία του περιβάλλοντος κατά την καταγραφή & ψηφιοποίηση	μ	ΠΥ	ΠΥ
Σ8	Μετακίνηση του προβολέα ή ψηφιοποιητή μετά τη διαδικασία διαβάθμισης	ΠΥ	::	::
Σ9	Χαμηλή φυσική ευκρίνεια του επιπέδου προβολής	μ	ΠΥ	Υ
Σ10	Βαρελοειδής παραμόρφωση λόγω καμπυλότητας των φακών των μηχανών λήψης	Υ	Υ	::
Σ11	Βαρελοειδής παραμόρφωση λόγω καμπυλότητας των φακών της μηχανής προβολής	μ	ΠΥ	::
Σ12	Τυχαία παραμόρφωση εικόνας λόγω μη επιπεδότητας του φιλμ στη μηχανή λήψης	μ	::	::
Σ13	Τυχαία παραμόρφωση λόγω μη επιπεδότητας του φιλμ στην μηχανή προβολής	μ	::	::
Σ14	Λανθασμένος προσδιορισμός της θέσης των κρυφών σημείων (σημεία που δεν φαίνονται από τουλάχιστον μία κάμερα)	Υ	Υ	::
Σ15	Λανθασμένη και μη σταθερή αναγνώριση των σημείων του σώματος προς ανάλυση	μ	μ	ΠΥ
Σ16	Λανθασμένη τοποθέτηση των ανακλαστήρων - πομπών στις αρθρώσεις του σώματος	::	Υ	Υ

Πηγές σφάλματος και τρόποι περιορισμού τους

Στον πίνακα 1 αναφέρονται 16 σημεία που πρέπει να προσεχτούν ιδιαίτερα κατά τη χρησιμοποίηση της DLT με τα τρία βασικά είδη καταγραφής, επειδή αντιπροσωπεύουν αντίστοιχες πηγές σφάλματος. Στις τρεις τελευταίες στήλες του ίδιου πίνακα αναφέρεται ο βαθμός επικινδυνότητας κάθε ενός από αυτά τα σημεία από την άποψη του σφάλματος που μπορούν να προσδώσουν στις μετρήσεις. Οι τρόποι αντιμετώπισης αυτών των σφαλμάτων ανά πηγή είναι οι ακόλουθοι:

Σ1. Μέτρηση των X , Y , Z συντεταγμένων των σημείων ελέγχου με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια. Για το σκοπό αυτό είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν όργανα μεγάλης ακρίβειας, όπως είναι ο θεοδόλιχος ή ακόμα και ακτίνες laser. Για τη σταθερότητα των σημείων, ειδικά όταν η συλλογή στοιχείων γίνεται εκτός εργαστηρίου, απαιτείται διαβαθμιστικό δέντρο με σημεία που δεν μπορεί να κινηθούν ή να αιωρούνται από τον αέρα. Μια σταθερή κατασκευή γεωμετρικού σχήματος από ελαφρύ άκαμπτο μέταλλο (π.χ. τετράγωνοι σωλήνες αλουμινίου όπως στο σχήμα 2) μπορεί να προμηθεύσει πληθώρα σημείων για τη διαβάθμιση. Σε μια τέτοια κατασκευή δεν είναι απαραίτητη η μέτρηση των συντεταγμένων όλων των σημείων, αλλά μόνο μερικών από αυτά, επειδή οι συντεταγμένες των υπόλοιπων μπορούν να υπολογιστούν. Αυξημένο σφάλμα στις μετρήσεις των σημείων ελέγχου μπορεί να προσδώσει πολύ μεγαλύτερο σφάλμα στον υπολογισμό των συντεταγμένων των σημείων του σώματος που είναι για ανάλυση.

Σ2. Οι κάμερες θα πρέπει να είναι σταθερά τοποθετημένες και σε σημεία όπου δεν κυκλοφορεί κόσμος για να προ-

στατεύεται η ακινησία τους. Σε περίπτωση μετακίνησης, θα πρέπει οπωσδήποτε να ξαναγίνει η διαδικασία της διαβάθμισης στο τέλος της καταγραφής της κίνησης (τοποθέτηση του δέντρου διαβάθμισης και καταγραφή της θέσης του).

Σ3. Η απόλυτα ταυτόχρονη λήψη από τις διαφορετικές κάμερες είναι απαραίτητη. Αν αυτό δε συμβαίνει, οι διαφορετικές κάμερες θα καταγράψουν τη θέση των σημείων του σώματος σε διαφορετικές χρονικές στιγμές και επομένως σε διαφορετικές θέσεις στο χώρο. Ακόμα και η ελάχιστη χρονική διαφορά μεταξύ των υποτιθέμενων ταυτόχρονων εικόνων μπορεί να έχει ολέθρια αποτελέσματα στον ορισμό των συντεταγμένων θέσης των σημείων του σώματος. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να ξεπεραστεί, είτε με τη χρησιμοποίηση ηλεκτρονικών οργάνων που μπορούν να διευθύνουν δύο ή περισσότερες κάμερες με την ίδια ακριβώς συχνότητα και φάση, είτε με αριθμητική παρεμβολή (interpolation), όπου η διακριτή θέση ενός σημείου καταγραμμένου από τη μία κάμερα, μεταφέρεται χρονικά (προς τα πίσω ή προς τα εμπρός ανάλογα) σε άλλη θέση για να συμπίσει με τη θέση που καταγράφηκε από την άλλη κάμερα. Γνωστότερες μέθοδοι παρεμβολής είναι η μέθοδος Lagrange, η μέθοδος Gauss και η μέθοδος Newton-Gregory. Το πρόβλημα μπορεί να παρουσιαστεί ακόμα και όταν χρησιμοποιούνται οπτοηλεκτρονικά συστήματα, όπου η καταγραφή της θέσης κάποιου σημείου γίνεται αυτόματα. Τυχόν μη αναγνώριση ενός σημείου του σώματος (κρυφό σε κάποια φάση της κίνησης κλπ), μειώνει τον χρόνο καταγραφής της εικόνας, αυξάνοντας σημαντικά τη συχνότητα της μιας λήψης σε σχέση με την άλλη, ή σε σχέση με τις

άλλες. Σε αυτά τα συστήματα θα πρέπει να υπάρχει συνεχής έλεγχος της συχνότητας καταγραφής έτσι ώστε η καταγραφή να γίνεται ταυτόχρονα.

Σ4& Σ9. Η ευκρίνεια του μέσου καταγραφής και του επιπέδου προβολής είναι στοιχεία που εξαρτώνται κυρίως από τα ίδια τα όργανα. Κριτήριο της ευκρίνειας είναι ο αριθμός των ενεργών σημείων καταγραφής ή εμφάνισης αυτών των μέσων. Το φιλμ έχει εκατομμύρια χημικούς κόκκους, το κάθε ένα από τα οποία καταγράφει μέρος της κίνησης. Αντίθετα ένα καλό video έχει 400 X 300 "κόκκους" (400 κάθετες γραμμές επί 300 οριζόντιες γραμμές) ενώ οι μέχρι πρότινος υπάρχουσες οπτοηλεκτρονικές πλακέτες διέθεταν 512 X 512 "κόκκους". Η ευκρίνεια αυτών των πλακετών βελτιώνεται συνεχώς και σήμερα υπάρχουν πλακέτες που διαθέτουν το σεβαστό αριθμό 4096 X 4096 "κόκκων" καταγραφής. Έτσι, μια οριζόντια γραμμή που καλύπτει όλο το χώρο κίνησης, θα καταγραφεί στο video σαν ένα σύνολο 400 σημείων, στα παλαιά οπτοηλεκτρονικά συστήματα σαν ένα σύνολο 512 σημείων, στα νέα συστήματα σαν ένα σύνολο 4096 σημείων, ενώ στο φιλμ θα καταγραφεί σαν ένα σύνολο πολλών χιλιάδων σημείων. Στο φιλμ λοιπόν η καταγραφή θα γίνει με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια σε σχέση με τα άλλα συστήματα, κάτι που ανάγει το φιλμ σε ιδανικό μέσο καταγραφής για ερευνητικούς σκοπούς, όπου απαιτείται η μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια.

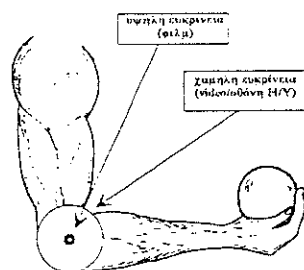
Το επίπεδο όπου γίνεται η προβολή του φιλμ είναι ο ψηφιοποιητής, για το video η οθόνη της τηλεόρασης ή του Η/Υ και για το οπτοηλεκτρονικό σύστημα η ίδια πλακέτα καταγραφής. Ένας ηλεκτρονικός ψηφιοποιητής που χρησιμοποιείται στην ανάλυση της κίνησης με

φιλμ, διαστάσεων 100X130cm, έχει ανάλυση (ευκρίνεια) 140000 X 120000 γραμμές περίπου, ενώ οι συνηθισμένες καλές οθόνες Η/Υ δεν ξεπερνούν σε ανάλυση τις 1280 X 1024 γραμμές. Στο σχήμα 3 παρουσιάζεται η προβολή μιας άρθρωσης σε ψηφιοποιητή και σε οθόνη Η/Υ. Στην πρώτη περίπτωση (ψηφιοποιητής), η πιθανή θέση ορισμού του κέντρου της άρθρωσης είναι ο μικρός κύκλος, ενώ στη δεύτερη περίπτωση (οθόνη Η/Υ), η πιθανή θέση ορισμού του ίδιου σημείου είναι ο μεγάλος κύκλος. Φαίνεται πολύ καθαρά ότι στη δεύτερη περίπτωση το πιθανό σφάλμα είναι πολύ μεγαλύτερο από ότι είναι στην πρώτη περίπτωση. Το σφάλμα λόγω χαμηλής ευκρίνειας αυξάνεται όσο μεγαλώνει το πεδίο της καταγραφόμενης κίνησης σε σχέση με το αντικείμενο. Ομάδα ερευνητών προσπάθησε να συγκρίνει τα αποτελέσματα μετρήσεων από φιλμ και video καταγράφοντας ένα πεδίο μήκους 3.5 m. Παρουσιάζοντας σφάλμα στην αναπαραγωγή των συντεταγμένων των σημείων ελέγχου μικρότερο από 4.8 και 5.8 mm αντίστοιχα, ανέφερε ότι το video είναι ένα αξιόπιστο μέσο για την ανάλυση της κίνησης¹⁴. Τα αποτελέσματα όμως αυτά έγιναν αντικείμενο κριτικής από άλλους ερευνητές¹⁵, οι οποίοι υποστήριξαν ότι το video δεν είναι πάντα αξιόπιστο σε όλες τις περιπτώσεις και ειδικά όταν πρόκειται για μεγάλο καταγραφόμενο πεδίο. Οι ίδιοι παρουσίασαν σφάλμα 4 mm με το φιλμ και 10 mm με το video σε καταγραμμένο πλάνο μήκους περίπου 8 μέτρων. Παρά τη διαφωνία μεταξύ των δύο ερευνητικών ομάδων, το αναφερθέν σφάλμα και των δύο είναι εξαιρετικά χαμηλό για έναν τόσο μεγάλο διαβαθμισμένο χώρο. Όμως, επειδή πρόκειται για σφάλματα στην αναπαραγωγή των συντεταγμένων

των σημείων ελέγχου, το σφάλμα αυτό δεν μπορεί να θεωρηθεί πραγματικό. Πέντε σημεία τα οποία δε συμμετείχαν στον υπολογισμό των σταθερών χρησιμοποιήθηκαν ως ένα παραπάνω κριτήριο¹⁵. Παρά το ότι παρουσίασαν διαφορές μόνον στους άξονες X και Y, το αναφερθέν σφάλμα αυτών των σημείων ήταν αρκετά μεγάλο (29 mm για το φιλμ και 39 mm για το video). Σε αντίστοιχη εργασία που πραγματοποιήθηκε μόνο με φιλμ και σε διαβαθμισμένο χώρο $2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{ m}^3$, έξι σημεία που δε συμμετείχαν στον υπολογισμό των σταθερών διαβάθμισης παρουσίασαν μέσο απόλυτο σφάλμα 2.7 mm στον X άξονα, 6.0 mm στον Y και 7.2 mm στον Z άξονα (πίνακας 2)¹². Αν και ο διαβαθμισμένος χώρος στην τελευταία εργασία ήταν μικρότερος από αυτόν των άλλων δύο εργασιών, τα αποτελέσματα έδειξαν μια σαφή υπεροχή του φιλμ ως προς το video.

Σ5. Το πολύ μικρό μέγεθος το ειδώλου σε σχέση με το μέγεθος της εικόνας έχει το ίδιο αποτέλεσμα με τη χαμηλή ευκρίνεια του video στις παραγράφους Σ4 και Σ9. Όσο μικρότερο είναι το είδωλο σε σχέση με το πεδίο της εικόνας, τόσο μεγαλύτερη είναι η πιθανότητα του σφάλματος στο ορισμό της θέσης κάποιου σημείου. Η κατάσταση χειροτερεύει όταν έχουμε μικρό είδωλο σε video ή οπτοηλεκτρονικό μέσο. Γι' αυτόν το λόγο οι κατασκευάστριες εταιρείες των οπτοηλεκτρονικών συστημάτων τα προτείνουν κυρίως για εργαστηριακή χρήση. Για την ανάλυση της κίνησης που πραγματοποιείται σε μεγάλο μήκος (π.χ. 10 - 20m) είναι απαραίτητη η χρησιμοποίηση φιλμ, ενώ αν υπάρχει ανάγκη καταγραφής κίνησης που γίνεται σε μεγαλύτερο μήκος, όπως είναι το άλμα σε μήκος ή ο δρόμος των 100 μέτρων, τότε

ο ερευνητής θα πρέπει να στραφεί σε άλλες μεθόδους καταγραφής. Για διδιάστατη ανάλυση μιας κίνησης τέτοιας μορφής μπορεί να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος της περιστρεφόμενης κάμερας¹⁶, ενώ για τρισδιάστατη ανάλυση παρόμοιας κίνησης, η μέθοδος DLT με περιστρεφόμενες κάμερες μπορεί να δώσει λύση στο πρόβλημα¹⁷.



Σχήμα 3. Ακρίβεια στη ψηφιοποίηση της άρθρωσης του αγκώνα από προβαλλόμενη εικόνα σε ψηφιοποιητή (υψηλή ευκρίνεια) και από προβαλλόμενη εικόνα σε οθόνη Η/Υ (χαμηλή ευκρίνεια).

Σ6. Η χαμηλή ευκρίνεια της εικόνας μπορεί να προέρχεται, είτε από λάθος του χειριστή στον εστιασμό των φακών κάθε κάμερας, είτε από φτωχό φωτισμό κατά τη διάρκεια καταγραφής της κίνησης. Ένα άλλο στοιχείο που μπορεί να επηρεάσει την ευκρίνεια είναι η σχέση της ταχύτητας της κίνησης και του χρόνου ερεθισμού του μέσου για την καταγραφή της εικόνας. Όσο γρηγορότερη είναι η κίνηση τόσο μικρότερος πρέπει να είναι ο χρόνος καταγραφής. Διαφορετικά, η εικόνα είναι θολή, προσδίδοντας μεγάλη δυσκολία στον εντοπισμό των σημείων του σώματος. Π.χ., αν ο αστράγαλος ενός δρομέα κινείται με 20m/s και ο χρόνος έκθεσης του φιλμ στο φως είναι 1/100sec, σε αυτόν το χρόνο ο αστράγαλος θα καλύψει από-

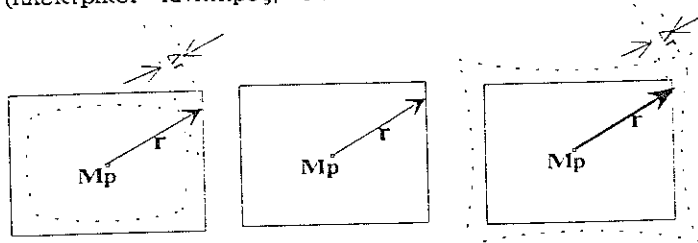
σταση 20 cm και όλη αυτή η κίνηση θα καταγραφεί στην ίδια εικόνα. Δηλαδή, αντί για σημείο θα καταγραφεί μια θαμπή γραμμή μήκους 20cm. Αν αντίθετα ο χρόνος έκθεσης ήταν 1/2000 sec, τότε σε αυτόν το χρόνο θα καταγραφόταν 1cm κίνησης του σημείου. Σε απλές κινήσεις (βάδισμα κλπ), χρόνος έκθεσης της τάξης του 1/500 - 1/800 sec είναι αρκετά καλός χρόνος, ενώ για γρήγορες κινήσεις (ρίψη αντικειμένων κλπ) απαιτείται πολλές φορές χρόνος καταγραφής μικρότερος από 1/2000sec. Το ίδιο αποτέλεσμα θα προκύψει όταν ο ανακλαστήρας στα οπτοηλεκτρονικά συστήματα έχει μεγάλο μέγεθος.

Σ7. Η ψηφιοποίηση της εικόνας από φιλμ ή video ή οπτοηλεκτρονικά μέσα, βασίζεται σε εκπομπή ηλεκτρονικών σημάτων χαρακτηριστικής συχνότητας μεγάλης ακρίβειας και υψηλής ευαισθησίας. Λόγω όμως αυτής της ευαισθησίας το σήμα μπορεί να γίνει αποδέκτης παρεμβολών από ηλεκτροστατικά ή ηλεκτρομαγνητικά πεδία που μπορεί να υπάρχουν στο χώρο από τη λειτουργία άλλων οργάνων (ηλεκτρικοί κινητήρες, λα-

μπήρες φθορίου, μετασχηματιστές τάσεως κλπ.). Οι παρεμβολές αυτές ενσωματώνονται στο εκπεμπόμενο σήμα του οργάνου μεταβάλλοντας την πραγματική του μορφή και κατ' επέκταση τις πραγματικές μετρήσεις. Οι μεταβολές αυτές ονομάζονται "θόρυβος του σήματος" και για τον περιορισμό τους απαιτείται η χρησιμοποίηση α) σταθεροποιητή τάσεως των οργάνων, β) θωρακισμένων καλωδίων σύνδεσης, γ) γείωση όλων των χρησιμοποιούμενων οργάνων και δ) ταυτόχρονη χρησιμοποίηση όσο το δυνατό λιγότερων ηλεκτρικών ή ηλεκτρονικών οργάνων εκτός των απαιτούμενων.

Σ8. Ο προβολέας και ο ψηφιοποιητής θα πρέπει να παραμείνουν σταθεροί και ακίνητοι σε όλη τη διαδικασία της ανάλυσης. Τυχόν αλλαγή θέσης του ενός ή του άλλου απαιτεί νέο υπολογισμό των βασικών DLT σταθερών. Οι 11 σταθερές είναι για τη συγκεκριμένη σχετική θέση των οργάνων κάτι που συμβαίνει και με τις θέσεις κάμερας - χώρο κίνησης.

Σ9. (αναφέρθηκε στην παρ. Σ4 & Σ9)



Σχήμα 4. Τα δύο βασικά είδη παραμόρφωσης της εικόνας λόγω καμπυλότητας των φακών της μηχανής λήψης και της μηχανής προβολής.

Σ10 & Σ11. Λόγω της καμπυλότητας των φακών, οι περιοχές της εικόνας που βρίσκονται κοντά στις γωνίες και τα άκρα της παρουσιάζουν παραμόρφωση στον ορισμό της θέσης κάποιου σημείου. Αυτή η παραμόρφωση ονομάζεται βαρε-

λοειδής λόγω της μορφής των ευθειών στα άκρα του φιλμ (σχήμα 4.α) και είναι αρκετή σε όλες τις εικόνες που "τραβήχτηκαν" με φακούς, ενώ είναι εμφανέστερη όταν χρησιμοποιούνται ευρυγώνιοι φακοί. Από την άποψη των

χρησιμοποιούμενων οργάνων, το σφάλμα αυτό είναι μεγαλύτερο στο video λόγω και της καμπυλότητας της οθόνης, ενώ δεν είναι μετρημένο σε οπτοηλεκτρονικά συστήματα. Αντίθετη παραμόρφωση από τη βαρελοειδή είναι η μαξιλαροειδής παραμόρφωση που παρουσιάζεται στις TV οθόνες όταν χρησιμοποιούνται ειδικά διορθωτικά φίλτρα (σχήμα 4γ). Για τον περιορισμό αυτών των σφαλμάτων και σε συνδυασμό με το Σ9, το είδωλο στην εικόνα θα πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο για καλύτερη ευκρίνεια, αλλά και αρκετά μικρό για να μη καλύπτει ακραίες περιοχές της εικόνας.

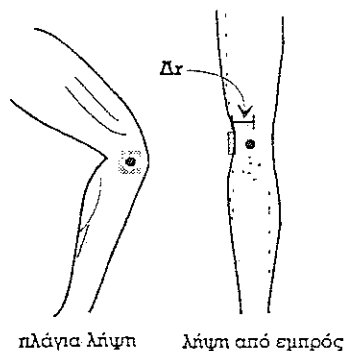
Σ12 & Σ13. Το πρόβλημα αυτό παρουσιάζεται μόνον όταν χρησιμοποιείται φιλμ. Το φιλμ μπορεί να μην είναι απολύτως επίπεδο στη κάμερα όταν γίνεται η καταγραφή, ή και στον προβολέα κατά την προβολή του. Κάτι τέτοιο μπορεί να οφείλεται είτε σε κακή κατάσταση των μηχανισμών στήριξής του, είτε και στο ίδιο το φιλμ όταν έχει διαβρωθεί η πλαστική βάση του. Ο περιορισμός του σφάλματος σε αυτήν την περίπτωση μπορεί να επιτευχθεί μόνον με την καλή επιλογή αλλά και την καλή συντήρηση των μηχανών λήψης αλλά και του φιλμ.

Σ14. Αν οι μηχανές λήψης είναι μόνο δύο, είναι αναπόφευκτο να υπάρχουν σημεία προς ανάλυση, που είναι κρυφά στη μία ή και στις δύο εικόνες κατά την περίοδο της κίνησης. Η χρησιμοποίηση τρίτης ή και τέταρτης κάμερας βοηθά στον καλύτερο εντοπισμό της θέσης των σημείων. Αν αυτό είναι αδύνατο, μπορεί σε περιβάλλον εργαστηρίου να χρησιμοποιηθούν καθρέφτες, οπότε η κίνηση καταγράφεται από περισσότερες "κάμερες". Η μέθοδος DLT δίδει τη δυνατότητα ανάλυσης της κίνησης με περισσότερες από δύο κάμερες. Προϋπόθεση βέ-

βαια είναι ότι θα τηρηθούν οι όροι της παραγράφου Σ3. Αν δεν μπορεί να υπάρξει τρίτη κάμερα, τότε η εμπειρία στην ανάλυση της κίνησης και η γνώση της κίνησης από την πλευρά του χρήστη μπορούν να βοηθήσουν στη μείωση του σφάλματος, εντοπίζοντας καλύτερα τη θέση των σημείων που δε φαίνονται σε κάποια εικόνα. Επίσης, σε περιπτώσεις όπου ένα σημείο δεν μπορεί να οριστεί σε 2-3 εικόνες, μπορεί να χρησιμοποιηθεί αριθμητική μέθοδος παρεμβολής, οπότε, οι μη ορισθείσες θέσεις θα υπολογιστούν με βάση τις προηγούμενες και τις επόμενες.

Σ15 & Σ16. Ο λανθασμένος ή και ασταθής προσδιορισμός των ανατομικών σημείων του σώματος είναι μια πηγή σφάλματος που οφείλεται κυρίως στην έλλειψη γνώσης βασικών στοιχείων ανατομικής και εμπειρίας του χρήστη. Είναι προτιμότερο να γίνεται σταθερά λανθασμένη επιλογή σημείου, π.χ. να επιλέγεται κάποιο σημείο του δέρματος κοντά στην άρθρωση, αλλά να επιλέγεται πάντα το ίδιο σημείο, παρά να γίνεται ασταθής επιλογή (σε άλλες εικόνες σωστή και σε άλλες λάθος). Η χρησιμοποίηση των ανακλαστήρων ή πομπών που τοποθετούνται στα σημεία του σώματος δίνει λύση στο πρόβλημα όταν η κίνηση γίνεται σε ένα επίπεδο και ο οπτικός άξονας της κάμερας είναι κάθετος στο επίπεδο κίνησης (πλάγια λήψη). Σε αυτήν την περίπτωση η θέση του ανακλαστήρα είναι ταυτόσημη με τη θέση του κέντρου της άρθρωσης (σχήμα 5α). Σε περιστροφικές όμως κινήσεις και στις φάσεις όπου το μέλος δεν κινείται σε επίπεδο κάθετο με τον οπτικό άξονα της κάμερας (πλάγια λήψη ή λήψη από εμπρός ή από πίσω - σχήμα 5β.), η θέση του ανακλαστήρα ή του πομπού διαφέρει από εκείνη του κέντρου της άρθρω-

σης κατά Δr. Αυτή η διαφορά μπορεί να προκαλέσει σημαντικό σφάλμα και γι' αυτόν το λόγο καλό είναι να μη χρησιμοποιούνται ανακλαστήρες ή άλλα παρεμφερή όταν η ψηφιοποίηση δε γίνεται αυτόματα. Στην αυτόματη ψηφιοποίηση, κυρίως με τα οπτοηλεκτρονικά μέσα, θα πρέπει να ληφθεί ειδική μέριμνα για τη διόρθωση αυτού του σφάλματος.



Σχήμα 5. Διαφορά θέσης του ανακλαστήρα μεταξύ πλάγιας λήψης και λήψης από εμπρός.

Διόρθωση των Σφαλμάτων από τις πηγές Σ10-11-12-13

Το 1974 οι φωτογραμμέτρεις Karara και Abdel-Aziz¹⁸ πρότειναν τη χρησιμοποίηση μαθηματικών μοντέλων, τα οποία εισερχόμενα στις βασικές DLT εξισώσεις (1) και (2) θα μπορούσαν να περιορίσουν το σφάλμα που προέρχεται από αυτές τις πηγές. Τα μοντέλα αυτά είναι πολυώνυμα δεύτερου και μεγαλύτερου βαθμού και βασίζονται στη θέση που έχει ένα σημείο σε σχέση με το οπτικό κέντρο της αναλυόμενης εικόνας, αυξάνοντας τις συντεταγμένες U, V κάποιου σημείου κατά ΔU και ΔV αντίστοιχα. Η χρησιμοποίηση αυτών των μοντέλων στην ανάλυση της κίνησης με κινηματογραφικό φιλμ έδειξε ότι βελτιώνουν την ακρίβεια των μετρήσεων¹². Κα-

τά τον ίδιο, τα μοντέλα που μπορεί να δώσουν μεγαλύτερη ακρίβεια στις μετρήσεις έχουν τη μορφή

$$\Delta U = A \cdot (k_1 \cdot r^2 + k_2 \cdot r^4 + k_3 \cdot r^6)$$

$$+ P_1 \cdot (r^2 + 2 \cdot A^2) + 2 \cdot P_2 \cdot A \cdot B$$

$$\Delta V = B \cdot (k_1 \cdot r^2 + k_2 \cdot r^4 + k_3 \cdot r^6)$$

$$+ P_2 \cdot (r^2 + 2 \cdot B^2) + 2 \cdot P_1 \cdot A \cdot B$$

όπου: k_1, k_2, k_3 είναι συντελεστές συμμετρικής μη γραμμικής παραμόρφωσης της εικόνας, P_1, P_2 είναι συντελεστές ασύμμετρης παραμόρφωσης της εικόνας, A και B είναι οι αποστάσεις του σημείου από το οπτικό κέντρο της εικόνας στους άξονες U και V αντίστοιχα και $r = \sqrt{A^2 + B^2}$.

Με την είσοδο των εξισώσεων (6) οι βασικές DLT εξισώσεις παίρνουν τη μορφή:

$$U + \Delta U = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

$$V + \Delta V = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1}$$

Σε αυτήν την περίπτωση θα πρέπει να λυθεί ένα σύστημα $2 \cdot K$ μη γραμμικών εξισώσεων με 16 αγνώστους για κάθε κάμερα. Οι νέες εξισώσεις παίρνουν τη μορφή:

$$F_1 = F(A_{10=1,2,3,4,11}, k_{10=1,2,3}, P_1, P_2) = 0$$

$$F_2 = F(A_{10=5,6,7,8,11}, k_{10=1,2,3}, P_1, P_2) = 0$$

κλπ.

Η λύση ενός τέτοιου συστήματος επιτυγχάνεται με μεθόδους αριθμητικής ανάλυσης, όπου πρώτα γίνεται μεταφορά των εξισώσεων σε σειρές Taylor και κατόπιν υπολογίζεται η επί μέρους παράγωγος Π_{ij} ($i = 1, 2, 3, \dots, 2K$ και $j = 1, 2, 3, \dots, 16$) κάθε μιας εξίσωσης ως προς τους αγνώστους της. Οι επί μέρους πα-

ράγωγοι σχηματίζουν τον Ιακωβιανό πίνακα του συστήματος που είναι:

$$J = \begin{bmatrix} \Pi_{11} & \dots & \Pi_{116} \\ \dots & \dots & \dots \\ \Pi_{2K1} & \dots & \Pi_{2K16} \end{bmatrix}$$

ενώ η λύση επιτυγχάνεται με την μέθοδο επαναλαμβανόμενης λύσης συστημάτων του Newton, χρησιμοποιώντας τη γενική εξίσωση

$$G = J^t \cdot J^{-1} \cdot J^t \cdot F$$

όπου: G είναι ο μονοδιάστατος πίνακας

των αγνώστων L_i ($i = 1, 2, \dots, 11$), k_1, k_2, k_3, P_1 , και P_2 , F είναι ο μονοδιάστατος πίνακας των F_i και J είναι ο Ιακωβιανός πίνακας του συστήματος.

Μετά τον ορισμό των σταθερών L_i και των υπολοίπων αγνώστων k_1, k_2, k_3, P_1, P_2 για κάθε κάμερα, οι συντεταγμένες κάθε σημείου του σώματος υπολογίζονται με την εξίσωση (4), αντικαθιστώντας όμως τα U με $U + \Delta U$ και το V με $V + \Delta V$ για κάθε σημείο.

Πίνακας 2. Ρίζα των μέσων τετραγωνικών διαφορών μεταξύ μετρημένων και υπολογισμένων συντεταγμένων. $\Delta\Delta 1$ = Δέντρο Διαβάθμισης με τυχαία σημεία στο χώρο, $\Delta\Delta 2$ = Δέντρο Διαβάθμισης γεωμετρικού σχήματος (σε = σημεία ελέγχου που συμμετείχαν στον υπολογισμό των DLT σταθερών, αγ = σημεία που δεν συμμετείχαν στον υπολογισμό των DLT σταθερών)

		RMS(X)	RMS(Y)	RMS(Z)
$\Delta\Delta 1$	σε(N=25)	9.9mm	4.4mm	9.1mm
	αγ(N= 6)	13.4mm	10.8mm	14.8mm
$\Delta\Delta 2$	σε(N=27)	2.8mm	1.4mm	1.9mm
	αγ(N= 6)	2.7mm	6.0mm	7.2mm

Το δέντρο διαβάθμισης

Σημαντικό ρόλο στην ακρίβεια των μετρήσεων παίζει το δέντρο διαβάθμισης. Αυτό θα πρέπει να έχει τέτοια μορφή ώστε να μπορούν να μετρηθούν οι συντεταγμένες των σημείων ελέγχου με τη δυνατότερη ακρίβεια και τη μεγαλύτερη ευκολία. Θα πρέπει επίσης να προσφέρει ικανό αριθμό σημείων, ώστε να μπορούν μερικά από αυτά να χρησι-

μοποιηθούν σαν άγνωστα σημεία για τον έλεγχο της ακρίβειας του συστήματος. Η μέθοδος DLT δοκιμάστηκε με δύο διαφορετικά δέντρα¹². Το πρώτο αποτελούνταν από 31 μπάλες του πγκ-πογκ, τυχαία κατανεμημένες σε χώρο $2 \times 2 \times 2 \text{ m}^3$, μέσα στο εργαστήριο. Οι τρισδιάστατες συντεταγμένες κάθε σημείου μετρήθηκαν με ακρίβεια 1 mm. Από τα 31 σημεία, τα 25 χρησιμοποιήθηκαν σαν

σημεία αναφοράς για τον υπολογισμό των DLT σταθερών, ενώ τα 6 χρησιμοποιήθηκαν σαν άγνωστα σημεία των οποίων έπρεπε να υπολογιστούν οι 3D συντεταγμένες. Το δεύτερο δέντρο ήταν γεωμετρική κατασκευή από τετράγωνους σωλήνες αλουμινίου πλάτους 25 mm. (σχήμα 2) που κάλυπτε $2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{ m}^3$. Οι τρισδιάστατες συντεταγμένες των τελικών σημείων και των ενώσεων των σωλήνων μετρήθηκαν με ακρίβεια χιλιοστού του μέτρου. Χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 33 σημεία. Από αυτά, τα 6 δε συμμετείχαν στη διαδικασία διαβάθμισης και θεωρήθηκαν άγνωστα σημεία. Η ρίζα των μέσων τετραγωνικών διαφορών μεταξύ των συντεταγμένων που μετρήθηκαν και αυτών που υπολογίστηκαν για κάθε ομάδα σημείων, παρουσιάζονται στο πίνακα 2. Οι διαφορές ήταν σαφώς μικρότερες στη περίπτωση του δεύτερου δέντρου διαβάθμισης και αυτό οφείλεται στο ότι, λόγω των ευθειών των στελεχών του δέντρου, ήταν ευκολότερη και ακριβέστερη η μέτρηση των συντεταγμένων των σημείων, προσφέροντας μεγαλύτερη ευκολία και ακρίβεια και κατά την ψηφιοποίησή τους.

Συμπεράσματα

Η ολοκλήρωση του υπολογισμού των συντεταγμένων των σημείων του σώματος είναι ένα σημαντικό βήμα στην τρισδιάστατη ανάλυση. Παρά την πολυπλοκότητα της μεθόδου DLT, έχει αποδειχθεί ότι είναι η καλύτερη και πιο ακριβής μέθοδος γι' αυτόν το σκοπό. Ο ερευνητής δεν είναι αναγκασμένος να δημιουργήσει το λογισμικό αυτής της μεθόδου, αλλά η χρησιμοποίησή της μεθόδου είναι σχετικά εύκολη αν δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στα σημεία που αναφέρονται στον πίνακα 1.

Στην επιλογή του μέσου καταγρα-

φής, ο ενδιαφερόμενος θα πρέπει να συνυπολογίσει μερικά στοιχεία που έχουν ιδιαίτερη σοβαρότητα. Από την άποψη της ακρίβειας των μετρήσεων το φιλμ υπερέχει. Όμως, απαιτείται χρόνος εμφάνισης του φιλμ και χρόνος ψηφιοποίησης. Εκτός από αυτό, το κόστος των οργάνων είναι αρκετά υψηλό.

Το video έχει το χαμηλότερο κόστος οργάνων, είναι εύχρηστο, διαθέτει εικόνα για ποιοτική ανάλυση, αλλά έχει και το μεγαλύτερο σφάλμα στις μετρήσεις. Ένα ακόμα μειονέκτημα ενός τέτοιου συστήματος είναι ότι η συχνότητα καταγραφής των συνηθισμένων video της αγοράς περιορίζεται σε 25 Hz ή το πολύ σε 50 Hz, που είναι πολύ χαμηλή συχνότητα για ανάλυση πολύ γρήγορων κινήσεων. Η επιλογή video-κάμερας μεγαλύτερης συχνότητας αυξάνει το κόστος πλησιάζοντάς το στα επίπεδα άλλων συστημάτων, διατηρώντας όμως τα μειονεκτήματα στην ακρίβεια των μετρήσεων. Η προβολή της video-εικόνας σε ψηφιοποιητή, σαν αυτό που χρησιμοποιείται για το φιλμ, με ειδικό video-προβολέα, μπορεί να αυξήσει την ακρίβεια των μετρήσεων και να δώσει μια σχετικά οικονομική λύση σε κάποιο εργαστήριο ή γενικότερα σε κάποιον ενδιαφερόμενο για ένα τέτοιο σύστημα.

Τα οπτοηλεκτρονικά συστήματα διαθέτουν άμεσα αποτελέσματα με αρκετά μεγάλη ακρίβεια στις μετρήσεις. Περιορίζεται όμως η χρήση τους μέσα σε εργαστήριο, δε δίδουν τη δυνατότητα ποιοτικής ανάλυσης επειδή δεν υπάρχει εικόνα και το κόστος του είναι υπερβολικά μεγάλο. Ένα ακόμα μειονέκτημα αυτών των συστημάτων είναι το ότι ο εντοπισμός των σημείων του σώματος βασίζεται στον εντοπισμό των ανακλαστήρων που τοποθετούνται στο δέρμα. Οι ανακλαστήρες, εκτός από τα προβλήματα

τα που αναφέρθηκαν στην παράγραφο Σ15-Σ16, έχουν δύο ακόμα βασικά μειονεκτήματα. Το πρώτο είναι ότι το δέρμα μπορεί να μετακινήθει σε σχέση με την άρθρωση, αλλοιώνοντας έτσι τις μετρήσεις και το δεύτερο είναι ότι μπορούν να ενοχλήσουν τον εξεταζόμενο. Είναι βέβαιο ότι αυτά τα συστήματα δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πραγματικές, μη εργαστηριακές συνθήκες, όπως είναι οι αθλητικοί αγώνες.

Οι εφαρμογές της μεθόδου DLT δεν περιορίζονται μόνο στην ανάλυση της κίνησης του σώματος σε τρεις διαστάσεις. Περιορίζοντας τις συντεταγμένες των σημείων στις εξισώσεις 1 και 2 σε X και Y και τον αριθμό των διαβαθμιστικών σταθερών σε 8, η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για διαδιάστατη ανάλυση με μια κάμερα. Έτσι μπορεί να καταγραφεί ένα ολόκληρο ποδοσφαιρικό παιχνίδι σε μία μόνον κάμερα και να αναλυθούν οι κινήσεις όλων των παικτών και των δύο ομάδων στο επίπεδο του γηπέδου. Σε αυτήν την περίπτωση, τα οριακά σημεία του γηπέδου (γωνίες, κέντρο κλπ.) μπορούν να προσφέρουν ένα ιδανικό επίπεδο δέντρο διαβάθμισης.

Η ακρίβεια στις μετρήσεις με τη μέθοδο DLT, όπως έχει παρουσιαστεί από όλους τους ερευνητές, είναι εξαιρετικά μεγάλη. Ακόμα όμως και όταν επρόκειτο για σημεία που δε συμμετείχαν στον υπολογισμό των διαβαθμιστικών σταθερών, αυτά τα σημεία ήταν σταθερά και ευδιάκριτα σε όλες τις φάσεις και κυρίως κατά τη φάση της ψηφιοποίησης, κάτι που δε συμβαίνει απαραίτητα με τα ανατομικά σημεία του σώματος. Οι συντεταγμένες των σημείων του σώματος που υπολογίζονται με αυτήν τη μέθοδο αναμένεται να έχουν μεγαλύτερο σφάλμα, ενώ σφάλμα της τάξης των 1-2

cm θεωρείται αποδεκτό σε μια ανάλυση της κίνησης. Για τη μείωση του σφάλματος αυτής της μορφής και για να μπορούν τα δεδομένα να χρησιμοποιηθούν στον υπολογισμό των χρονοπαραγώγων της κίνησης είναι απαραίτητη η εξομάλυνση των δεδομένων. Εδώ απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή, πρώτα ως προς το μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί και στη συνέχεια ως προς το βαθμό εξομάλυνσης που θα λάβουν οι σειρές των συντεταγμένων. Η πιο συνηθισμένη και αποδεκτή μέθοδος εξομάλυνσης είναι αυτή με τα ψηφιακά φίλτρα Butterworth¹⁹. Αυτή η μέθοδος παρουσιάζει τα περισσότερα πλεονεκτήματα σε σχέση άλλες μεθόδους όπως είναι τα cubic splines, οι σειρές Fourier ή τα πολυώνυμα $n^{ου}$ βαθμού²⁰.

Βιβλιογραφία

1. Bernstein N. (1967) *The Coordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press, p:6.
2. Ayoub M.A., Ayoub M.M. and Ramsey J.D. (1970) A Stereometric System for Measuring Human Motion. *Human Factors* 12, p:523-533.
3. Noble M.L., Kelly D.C. (1969) Accuracy of Tri-axial Cinematographic Analysis in Determining Parameters of Curvilinear Motion. *Research Quarterly* 40, p:643-645.
4. Anderson C.C. (1970) *A Method of Data Collection and Processing for Cinematographic Analysis of Human Movement in Three Dimensions*. Unpublished Master's Thesis, University of Wisconsin.
5. Miller D.I. (1971) Three Dimensional Cinematography. in *Proceedings of the Biomechanics Conference*, Pennsylvania State University.

6. Van Gheluwe B. (1974) A New Three Dimensional Filming Technique Involving Simplified Alignment and Measurement Procedures. *Biomechanics IV*, p:476-481. Ed Nelson, R. and Morhouse, C.A., University Park Press, Baltimore.
7. Van Gheluwe B. (1978) Computerized Three Dimensional Cinematography for any Arbitrary Camera Setup. *Biomechanics IV-A*, p:343-348. Ed Nelson, R. and Morhouse, C.A., University Park Press, Baltimore.
8. Abdel-Aziz Y.I. and Karara, H.M. (1971) Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object-Space Coordinates. *Proceedings of the symposium of close-range photogrammetry*. Urbana, Illinois.
9. Shapiro R. (1976) Direct Linear Transformation Method for Three Dimensional Cinematography. *Research Quarterly* 49(2) p:197-205.
10. Miller N.R., Shapiro R., and McLaughlin T.M. (1980) A Technique for Obtaining Spatial Parameters of Segments of Biomechanics Systems from Cinematographic Data. *Journal of Biomechanics* 13, p:535-547.
11. Walton J.S. (1981) *Close-Range Cine-Photogrammetry: A Generalized Technique for Quantifying Cross Human Motion*. Ph.D. Thesis, Pennsylvania State University. U.S.A.
12. Kollias I. (1984) *Three Dimensional Analysis of Hammer Throwing*. Ph.D. Thesis, University of Alberta, Canada.
13. Hatze H. (1988) High-Precision Three-Dimensional Photogrammetric Calibration and Object Space Reconstruction Using Modified DLT-Approach. *Journal of Biomechanics* 21:7, 533-538.
14. Kennedy, P.W., Wright, D.L., and Smith, G.A. (1989) Comparison of Film and Video Techniques for Three-Dimensional DLT Repredictions. *International Journal of Sport Biomechanics* 5, p:457-460.
15. Angulo, R.M., and Dapena, J. (1992) Comparison of Film and Video Techniques for Three-Dimensional DLT Repredictions. *International Journal of Sport Biomechanics* 8, p:145-151.
16. Gervais P., Bedingfield W., Wronko C., Kollias I., Marchiori G., Kuntz J., Way N., Kuiper D. (1989) Kinematic Measurements from Panned Cinematography. *Canadian Journal of Sports Sciences* 14:2 p:107-111.
17. Bing Yu, Koh, T.J., and Hay, J.G. (1993) A Panning DLT Procedure for Three-Dimensional Videography. *Journal of Biomechanics* Vol. 26, No. 6, p:741-751.
18. Karara H.M., and Abdel-Aziz Y.I. (1974) Accuracy Aspects of Non-Metric Cameras, *Photogrammetric Engineering* 1107-1117.
19. Winter D.A., Sidwall, H.G. and Hodson, D.A. (1974) Measurement and Reduction of Noise in Kinematics of Locomotion. *Journal of Biomechanics* 7, p:157-159.
20. Βασιλειάδης Ι. και Κόλλιας Η. (1990) *Μέθοδοι Εξομάλυνσης Βιοκινητικών Δεδομένων*. Αθηνοσέις Πτυχιακή Εργασία, ΤΕΦΑΑ, ΑΠΘ.

Sources of error and their elimination in the use of DLT with the basic recording tools for the analysis of human body in motion

Iraklis A. Kollias

Aristotle University of Thessaloniki

Abstract

Analysis of human body in motion requires the definition of the sequential momentary position of body in space in form of 3D Cartesian co-ordinates of body landmarks. These co-ordinates are simulated from recorded information in the form of sequential pictures, selected with high speed cinematography, videography and or optoelectronic systems. Since a photograph is a planar projection of space, for the definition of 3D co-ordinates it is necessary to record the motion from at least two different points of view. The established method for defining such co-ordinates is the DLT (Direct Linear Transformation) method. This method is based on photogrammetry and has been used with success with all three different recording methods. However, its application includes a number of sources - traps of error, which if not eliminated in time, can result to unacceptable high frequency data error and alter the results. The purpose of this study was to present the DLT method, to define the sources - traps of error when used with the three different recording methods and to propose techniques for eliminating them.

Key words: 3D analysis, DLT, film, video optoelectronic systems

Διεύθυνση αλληλογραφίας:
Ηρακλής Κόλλιας
Εργαστήριο Βιοκινητικής
Τ.Ε.Φ.Α.Α.
Α.Π.Θ.
Θεσσαλονίκη, 54006

Address for correspondence:
Iraklis A. Kollias
Biomechanics Lab
Dept. Of Physical Education
Aristotle University of Thessaloniki
Thessaloniki, 54006 Greece