

**ΑΠΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΕΡΓΟΝΟΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ
ΚΑΡΑΜΠΕΛΑ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΑ
2013010014
ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2020**



**ΕΞΩΣΚΕΛΕΤΟΣ :
ΜΟΡΦΗ , ΧΡΗΣΙΜΟΤΗΤΑ ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΗ ΖΩΗ ΚΑΙ ΣΤΗ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΑ**

Ο πόνος στην πλάτη (LBP) είναι η νούμερο ένα αιτία αναπηρίας στον κόσμο (Hoy et al., 2014). Στην πραγματικότητα, υποστηρίζεται ότι η μηχανική φόρτωση της σπονδυλικής στήλης είναι ένας σημαντικός παράγοντας κινδύνου κάτι το οποίο αιτιολογείται με μέτρια έως ισχυρά αποδεικτικά στοιχεία. (Bakker et al., 2009; Coenen et al., 2014; Coenen et al., 2013; da Costa and Vieira, 2010; Griffith et al., 2012; Hoogendoorn et al., 1999; Kuiper et al., 2005; Norman et al., 1998). Παρά τη συνεχιζόμενη μηχανοποίηση και τον αυτοματισμό, ακόμα το 30% των εργαζομένων απαιτείται να ανυψώνουν βαριά φορτία τουλάχιστον στο ένα τέταρτο του χρόνου εργασίας τους (Eurofound, 2012), πιθανώς λόγω πολλών εργασιών που απαιτούν την κινητικότητα και την ευελιξία του ανθρώπου (π.χ. διανομείς, μεταφορείς αποσκευών).

Δεδομένου ότι τα βοηθήματα ανύψωσης συχνά δεν χρησιμοποιούνται στους περιορισμούς τους (Baltrusch et al., 2020), η εστίαση έχει αλλάξει προς συσκευές που φοριούνται στο σώμα και υποστηρίζουν άμεσα την πλάτη του χρήστη.

Αυτοί οι αποκαλούμενοι εξωσκελετοί υποστήριξης πλάτης έχουν αναπτυχθεί ώστε να μειωθεί η μηχανική φόρτωση της σπονδυλικής στήλης. Η φόρτωση της σπονδυλικής στήλης οφείλεται κυρίως στις μυϊκές δυνάμεις, που χρειάζονται για να αντισταθμίσουν τη στιγμή στο κάτω μέρος της πλάτης, που προκαλείται από βαρυτικές δυνάμεις στο πάνω μέρος του σώματος και αντιμετωπίζει το φορτίο. Σε παθητικούς εξωσκελετούς, εξαρτήματα τύπου ελατηρίου δημιουργούν μια επέκταση που κάμπτεται προς τα εμπρός. Με εφαρμογή αυτού του συστήματος στήριξης στον χρήστη η δύναμη που δημιουργείται από τους μύες της πλάτης, μειώνεται.

Αν και αρκετοί παθητικοί εξωσκελετοί έχουν δείξει οφέλη κατά τη διάρκεια της στατικής κάμψης στην οποία η δραστηριότητα των μυών της πλάτης (Bosch et al., 2016; Kobayashi and Nozaki, 2008; Koorman et al., 2019b; Ulrey and Fathallah, 2013a, b) μειώθηκε κατά 10-40%, τα αποτελέσματα κατά την ανύψωση είναι μικρότερα Koorman et al., 2019a) ή παρόμοια (Alemi et al., 2019).

Ένα σημαντικό μειονέκτημα των πιο πρόσφατων εξωσκελετών (εκτός από τους μαλακούς εξωσκελετούς όπως (Abdoli-e et al., 2006; Imamura et al., 2014; Inose et al., 2017)) είναι ότι έχουν μία μόνο άρθρωση στο ισχίο, παραμελώντας έτσι το ανεξάρτητο ισχίο και την οσφυϊκή κάμψη στους ανθρώπους. Ως αποτέλεσμα, οι χρήστες χάνουν το εύρος κίνησης (Näf et al., 2018), βιώνοντας έτσι ανεπιθύμητες δυνάμεις σε εργασίες που περιλαμβάνουν κάμψη του ισχίου π.χ. περπάτημα, οκλαδόν και μετατόπιση του εξωσκελετού σε σχέση με το σώμα (Baltrusch et al., 2018).

Για την αντιμετώπιση αυτών των ζητημάτων, ένας νέος σχεδιασμός εξωσκελετού αναπτύχθηκε εντός του SPEXOR (Babic et al., 2017; Näf et al., 2018). Αυτό το νέο σχέδιο περιλαμβάνει διαχωρισμό ισχίου και οσφυϊκή κάμψη, βελτιωμένη εφαρμογή με τη χρήση μηχανισμού αντιστάθμισης εσφαλμένης ευθυγράμμισης (Näf et al., 2019) και στιγμιαία υποστήριξη έως 50 Nm (Näf et al., 2018). Ο στόχος της παρούσας μελέτης ήταν να αξιολογήσει βιομηχανικά αυτόν τον εξωσκελετό κατά τη διάρκεια τόσο στατικής κάμψης όσο και της ανύψωσης.

Για να γίνει αυτό, οι δυνάμεις συμπίεσης, η δραστηριότητα της πλάτης η κοιλιακή δραστηριότητα, και η κινηματική προσδιορίστηκαν σε αυτές τις εργασίες με και χωρίς τη συσκευή.

Υποθέσαμε ότι, κατά τη διάρκεια τόσο στατικής κάμψης όσο και ανύψωσης, οι δυνάμεις συμπίεσης θα μειωθούν.

ΜΕΘΟΔΟΙ

1. ΕΞΩΣΚΕΛΕΤΟΣ

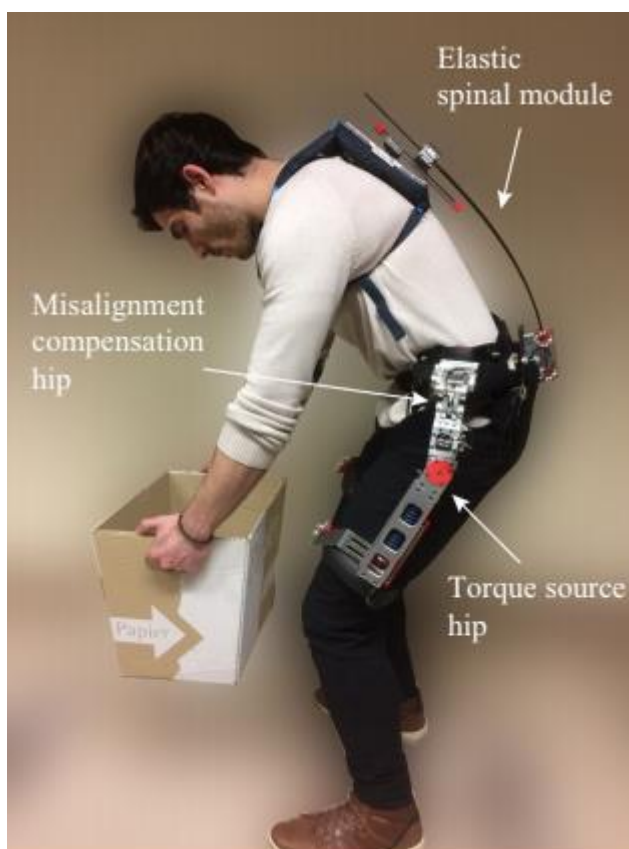
Λεπτομέρειες σχετικά με τη λογική και το σχεδιασμό του δοκιμασμένου SPEXOR παθητικού εξωσκελετού πλάτης (Εικ. 1) έχουν καταγραφεί από τους Näf et al. (2018). Το βάρος του εξωσκελετού είναι 6,7 κιλά. Αποτελείται από μια σπονδυλική στήλη, μια λεκάνη και δύο μονάδες ισχίου / μηρού. Η ενότητα της σπονδυλικής στήλης τρέχει κατά μήκος της πλάτης και αποτελείται από 3 στρογγυλές δέσμες ινών άνθρακα η καθεμία με διάμετρο 4,7 mm.

Στην κορυφή, αυτές οι δοκοί συνδέονται με μια πίσω πλάκα, η οποία έχει περιστρεφόμενο και μεταφραστικό βαθμό ελευθερίας σε σχέση με τις δοκούς, για να ληφθεί υπόψη η αξονική περιστροφή και η επιμήκυνση της πλάτης κατά την κάμψη.

Κατά την κάμψη, η ενέργεια αποθηκεύεται στις δοκούς και απελευθερώνεται κατά την επέκταση, με στιγμές θεωρητικά να κυμαίνονται έως και 50 Nm σε πλήρη κάμψη. Στη λεκάνη, οι δοκοί συνδέονται σε μια βάση, η οποία συνδέεται με δύο επικαλυπτόμενα άκαμπτα πλαίσια άνθρακα, επιτρέποντας την τοποθέτηση ενός μεγάλου εύρους πυελικών πλάτους στη μονάδα ισχίου / μηρού, αλλάζοντας χειροκίνητα το μήκος της επικάλυψης. Αυτή η ενότητα ισχίου / μηρού περιλαμβάνει έναν ελατηριωτό σύνδεσμο (MACCEPA 2.0) (Vanderborght et al., 2011), ενισχυμένο με μηχανισμούς αποζημίωσης κακής ευθυγράμμισης, να λαμβάνει υπόψη την κίνηση μεταξύ χρήστη και εξωσκελετού (Näf et al.,

2018). Τρεις πρόσθετες αρθρώσεις αντιστάθμισης περιλαμβάνονται για τη βελτίωση της τοποθέτησης και τη μείωση της αλλαγής της συσκευής. Η έξοδος ροπής είναι ρυθμιζόμενη αλλάζοντας την πρόταση των ελατηρίων και κυμαίνεται από 10 έως 30 Nm για κάθε πλευρά.

Για να ληφθούν υπόψη οι αλλαγές στο μήκος κατά την απαγωγή του ισχίου, η μονάδα περιλαμβάνει επίσης ένα γραμμικό ρυθμιστικό κατά μήκος του ποδιού.



Εικ. 1. Ο εξωσκελετός παθητικής στήριξης SPEXOR χρησιμοποιεί συνδυασμό ελαστικών

δέσμων και γεννήτριες ροπής (MACCEPA) για την εκφόρτωση της κάτω πλάτης. Οι μηχανισμοί αντιστάθμισης της μη ευθυγράμμισης στο ισχίο και στην πλάτη λειτουργούν για την ελαχιστοποίηση της δυσφορίας και της σχετικής κίνησης. Προσαρμοσμένο

“Passive Back Support Exoskeleton Improves Range of Motion Using Flexible Beams,” by M. Näf et al., 2018, *Frontiers in Robotics and AI*, 5.”

Θέματα και πειραματικές διαδικασίες

Μετά την ηθική έγκριση της μελέτης (VUmc, Amsterdam, The Netherlands, NL57404.029.16), δέκα υγιείς άντρες μεταφορείς αποσκευών (μέσος όρος \pm std, ηλικία: $46,4 \pm 8,7$ έτη, μάζα: $83,6 \pm 16,2$ kg, ύψος: $1,75 \pm 0,07$ m) από την ολλανδική αεροπορική εταιρεία KLM, συμμετείχαν στη μελέτη αφού έδωσαν γραπτή ενημερωμένη συγκατάθεση. Αρχικά, ο εξωσκελετός τοποθετήθηκε στους συμμετέχοντες και δόθηκαν δέκα λεπτά για να εξοικειωθούν με τη συσκευή. Στη συνέχεια, ελήφθησαν οι μέγιστες εθελοντικές συστολές για την πλάτη και τους κοιλιακούς μυς σε ύπτια στάση (McGill, 1991). Αφού τοποθετήθηκαν οι συστάδες δείκτη στους συμμετέχοντες και πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις βαθμονόμησης, πραγματοποιήθηκε δοκιμή εύρους κίνησης (ROM), μόνο στην κατεύθυνση επέκτασης κάμψης, για τον προσδιορισμό της μέγιστης οσφυϊκής γωνίας.

. Στατική κάμψη

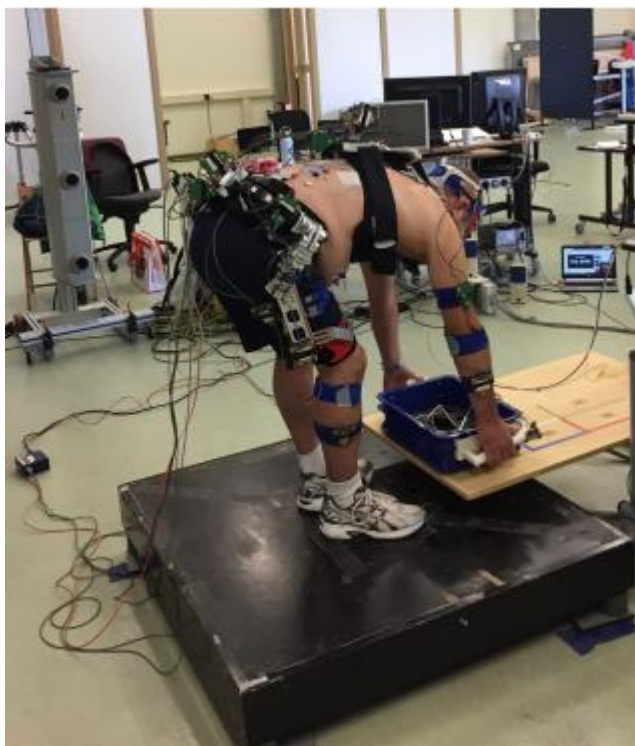
Στο πείραμα, οι συμμετέχοντες κλήθηκαν πρώτα να κάμψουν προς τα εμπρός, με τα χέρια κατακόρυφα προς τα κάτω. Αυτό έγινε με τα χέρια τους σε έξι προκαθορισμένα ύψη: 100% (όρθια) 95%, 80%, 60%, 20% και 0% (αγγίζοντας το πάτωμα) και να κρατήσουν αυτήν τη θέση για περίπου πέντε δευτερόλεπτα. Οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν να κρατήσουν τα γόνατά τους ευθεία χωρίς να κλειδώσουν την άρθρωση του γόνατος, το οποίο ελέγχθηκε οπτικά. Επιτράπηκε ελαφρά κάμψη στο γόνατο εάν οι συμμετέχοντες δεν μπορούσαν να φτάσουν στο πάτωμα με εκτεταμένα γόνατα.

Άρση

Στη συνέχεια, ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να σηκώσουν ένα κουτί των 10 κιλών με τις λαβές 10 cm πάνω από το ύψος του αστραγάλου χρησιμοποιώντας τρεις διαφορετικές τεχνικές: squat lift (κάμψη των αρθρώσεων του γόνατος με τον κορμό ως όρθια το δυνατόν), Stoop lift (κάμψη του κορμού με εκτεταμένα γόνατα) και free lift (ο συμμετέχων μπορούσε ελεύθερα να επιλέξει την προτιμώμενη τεχνική ανύψωσης (Εικ. 2)).

Για κάθε τεχνική, πραγματοποιήθηκαν τρεις επαναλήψεις, με τη σειρά των τεχνικών να τυχαιοποιούνται έναντι των συμμετεχόντων. Ένας κύκλος ανύψωσης αποτελούταν από το να πάρει το κουτί, να επιστρέψει σε όρθια στάση κρατώντας το κουτί, να αντικαταστήσει το κουτί και να επιστρέψει σε όρθια στάση για άλλη μια φορά.

Όλες οι εργασίες εκτελέστηκαν ΜΕ και ΧΩΡΙΣ εξωσκελετό, με τα μισά από τα θέματα να ξεκινούν με εξωσκελετό και τα άλλα μισά να ξεκινούν ΧΩΡΙΣ. Λόγω όλου του εξοπλισμού μέτρησης, η τοποθέτηση και η αφαίρεση του εξωσκελετού χρειάστηκε περίπου 10 λεπτά, κάτι που εξασφάλιζε επαρκή ανάπαυση μεταξύ των εργασιών. Σε ένα περιβάλλον εργασίας, αυτό μπορεί να γίνει πολύ πιο γρήγορα.



Εικ. 2. Εικόνα που δείχνει την πειραματική ρύθμιση κατά την ανύψωση με τον εξωσκελετό.

Προεπεξεργασία οργάνων και δεδομένων

Χρησιμοποιήθηκε μία μοναδική επί παραγγελία πλάκα δύναμης 1,0 m για τη μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους στα

200 Hz. Χρησιμοποιώντας ένα οπτικο-ηλεκτρονικό 3D σύστημα εγγραφής κίνησης (Certus, Optotrak, Northern Digital Inc.), τα κινηματικά της δεξιάς πλευράς του σώματος συλλέχθηκαν με ρυθμό δείγματος 50 Hz. Οι δείκτες συμπλέγματος LED προσαρτήθηκαν σε τμήματα αμαξώματος (δεξί πόδι με χαμηλότερο πόδι (διαμορφώθηκε ως ένα τμήμα), δεξί άνω πόδι, λεκάνη, κορμός (T10), κεφάλι, δεξί άνω χέρι και δεξιά

αντιβράχιο με το χέρι). Επιπλέον, προστέθηκαν συστάδες μαρκαδóρων σχετικά μέρη του εξωσκελετού.

Πριν από τις μετρήσεις, για κάθε συμμετέχοντα, οι δείκτες συμπλέγματος συσχετίστηκαν με ανατομικά ορόσημα χρησιμοποιώντας μετρήσεις δείκτη (Carrozzo et al., 1995).

Δέκα ζεύγη επιφανειακών ηλεκτροδίων EMG προσδέθηκαν στο δέρμα για να συλλάβουν τους μυς του κορμού (Rectus Abdominis (RA), External Oblique (EO), Iliocostalis (IL), Longissimus thoracis (TL) και Longissimus pars lumborum (LL); Τα δεδομένα EMG ενισχύθηκαν (Porti-17TM, TMS, Enschede, Ολλανδία) και μετατράπηκαν A-D (22 bit στα 1000 Hz). Τα δεδομένα EMG αποθηκεύτηκαν συγχρονισμένα με το Optotrak και εξαναγκάζονταν τα δεδομένα πλάκας χρησιμοποιώντας έναν παλμό που δημιουργήθηκε τη στιγμή που άρχισε η εγγραφή της κινηματικής και της κινητικής.

Ανάλυση δεδομένων

Τα δεδομένα φιλτραρίστηκαν με χαμηλή διέλευση χρησιμοποιώντας αμφίδρομη 2η σειρά Φίλτρο Butterworth σε συχνότητα αποκοπής 5 Hz και 10 Hz, αντίστοιχα για δεδομένα δείκτη και πινακίδας ισχύος. Οι συνολικές ροπές L5-S1 flexioextension (ML5S1_total), που δημιουργήθηκαν από θέμα και εξωσκελετό υπολογίστηκαν με βάση το GRF και την κινηματική, χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο αντίστροφης δυναμικής από κάτω προς τα πάνω (Kingma et al., 1996). Η ροπή που δημιουργήθηκε από το θέμα (ML5S1_subject) υπολογίστηκε αφαιρώντας τη ροπή που δημιουργήθηκε από τη συσκευή (ML5S1_exoskeleton) από το ML5S1_total. Το ML5S1_exoskeleton εξαρτάται μόνο από την κάμψη της δέσμης, και επομένως βασίστηκε στη σχέση μεταξύ της γωνίας κάμψης και της ροπής για αυτές τις δοκούς, η οποία είχε χαρακτηριστεί κατά τη διάρκεια δοκιμή κάμψης αναφοράς (Näf et al., 2018). Κατά τη διάρκεια των μετρήσεών μας, η κάμψη των δοκών μετρήθηκε χρησιμοποιώντας τη διαφορά προσανατολισμού των δομών στον κορμό και τη λεκάνη στην οποία συνδέονταν οι δοκοί. Off-line, τα σήματα EMG διηθήθηκαν μέσω ζώνης μεταξύ 20 και 600 Hz, διορθώθηκαν σε πλήρες κύμα και φιλτράρονται με χαμηλή διέλευση στα 2,5 Hz (Potvin et al., 1996).

Τα δεδομένα ΗΜΓ ομαλοποιήθηκαν σε μέγιστες εθελοντικές συστολές (McGill, 1991) και χρησιμοποιήθηκαν ως είσοδος σε ένα μοντέλο μυϊκής κίνησης EMG.

Το μοντέλο έχει περιγραφεί με περισσότερες λεπτομέρειες στο παρελθόν (van Dieën, 1997; van Dieën and Kingma, 2005), και αποτελείται από 90 μυϊκές πλάκες διασχίζοντας την άρθρωση L5-S1 (Bogduk et al., 1992; McGill, 1996).

Η καλύτερη προσαρμογή μεταξύ καθαρών και μυϊκών στιγμών επιτεύχθηκε βελτιστοποιώντας τρεις τιμές για κάθε συμμετέχοντα: το κέρδος, δηλ. Μέγιστο μυϊκό στρες, η θέση της παθητικής καμπύλης μήκους-τάσης σε σχέση με το βέλτιστο μήκος των μυών και ένας παράγοντας κλιμάκωσης για την καμπύλη παθητικής μήκους-τάσης. Αυτή η βελτιστοποίηση πραγματοποιήθηκε ξεχωριστά για στατικές και δυναμικές συνθήκες χρησιμοποιώντας δεδομένα από συνθήκες χωρίς εξωσκελετό μόνο. Οι βελτιστοποιημένες τιμές χρησιμοποιήθηκαν στην κατάσταση εξωσκελετού, χωρίς να τις βελτιστοποιήσουν ξανά. Τέλος, για να επιτευχθούν δυνάμεις συμπίεσης στην ενδοσπονδυλική άρθρωση L5-S1, οι μυϊκές δυνάμεις και οι δυνάμεις καθαρής αντίδρασης επαναλήφθηκαν μετά την προβολή τους στο σύστημα αξόνων L5-S1.

Στατιστικά

Οι μεταβλητές αποτελεσμάτων ήταν μέσες τιμές (για στατικές εργασίες) και τιμές αιχμής (για ανύψωση) για δυνάμεις συμπίεσης L5-S1, ροπές (ML5S1_total and ML5S1_subject), οσφυϊκή κάμψη, γωνιακή ταχύτητα κορμού και οσφυϊκή πλάτη (κατά μέσο όρο έναντι IL και LL) και κοιλιακή δραστηριότητα (κατά μέσο όρο έναντι RA και EO) μυϊκής δραστηριότητας. Για στατική κάμψη, πραγματοποιήθηκε αμφίδρομη επαναλαμβανόμενη μέτρηση ANOVA με συσκευή και ύψος όπως εντός των θεματικών παραγόντων. Τα εφέ της συσκευής διερευνήθηκαν περαιτέρω χρησιμοποιώντας δοκιμές Bonferroni post-hoc, για να ελεγχθεί εάν αυτά τα εφέ ήταν σημαντικά για κάθε τεχνική (στην ανύψωση) και για κάθε ύψος (σε στατικές στάσεις). Χρησιμοποιήθηκε ένα επίπεδο σημασίας $p < 0,05$. Για μη κανονικά κατανομημένα δεδομένα, χρησιμοποιήθηκε μια δοκιμαστική κατάταξη Wilcoxon για την ανίχνευση σημαντικών διαφορών μεταξύ ME και ΧΩΡΙΣ.

Αποτελέσματα

Η προσαρμογή μεταξύ ML5S1_subject και της EMG καθοδηγούμενης ροπής μοντέλου, σε όλες τις συνθήκες και τα θέματα, κατά τη διάρκεια της ανύψωσης ήταν αποδεκτή με συσχετίσεις (R^2) που κυμαίνονται από 0,79 έως 0,91 και οι μέσες τετραγωνικές διαφορές από 19,7 έως 36,6 Nm (7-13% του υψηλότερου μέγιστη θεματική στιγμή, κατά μέσο όρο για τους συμμετέχοντες).

Για τα στατικά αποτελέσματα κάμψης ήταν παρόμοια, με συσχετίσεις (R^2) που κυμαίνονται από 0,76 έως 0,95 και οι ρίζες μέσες τετραγωνικές διαφορές κυμαίνονται από 10,0 έως 20,4 Nm (8-16% της υψηλότερης στιγμής θέματος, κατά μέσο όρο έναντι των συμμετεχόντων).

Στατική κάμψη

Βρέθηκαν σημαντικές μειώσεις στις δυνάμεις συμπίεσης L5-S1 όταν είναι τοποθετημένος ο εξωσκελετός ($p = 0,001$ · Πίνακας 1, Εικ. 3). Η επίδραση του εξωσκελετού αυξήθηκε με χαμηλότερα ύψη χεριών, που υποδηλώνεται από μια σημαντική επίδραση αλληλεπίδρασης ($p < 0,001$). Όπως αναμενόταν, ο εξωσκελετός δεν επηρέασε τη συμπίεση σε όρθια θέση (100% ύψος χεριού), ενώ η συμπίεση μειώθηκε κατά $360 \pm 104,7$ N ($13 \pm 4\%$) στο ύψος του χεριού 95% έως 798 ± 167 N ($21 \pm 4\%$) σε ύψος 0% (Εικ. 3).

Η στιγμή στήριξης του εξωσκελετού στο 95% ήταν $16 \pm 1,7$ Nm, και αυξήθηκε έως $37 \pm 1,1$ Nm στο 0% ύψος χεριού. Μικρή αλλά σημαντική μέση μείωση $8,1 \pm 2,0$ Nm ($8,1 \pm 2\%$) βρέθηκε στο συνολικό L5S1_, το οποίο οφειλόταν σε μικρή μείωση της γωνίας κλίσης στην κατάσταση ME εξωσκελετό. Η ροπή L5S1_subject μειώθηκε περισσότερο από τη δύναμη συμπίεσης, που κυμαίνεται από $23 \pm 5,6$ Nm ($23 \pm 6\%$) σε 95% ύψος χεριού έως $46 \pm 3,5$ Nm ($40 \pm 3\%$) σε ύψος χεριού 0%. Παρά τις σημαντικές μειώσεις των ροπών L5-S1 και των δυνάμεων συμπίεσης, των μυών της πλάτης η δραστηριότητα δεν μειώθηκε πάντα σημαντικά. Μόνο για το ύψος του χεριού 95%, διαπιστώθηκε σημαντική μείωση της διάμεσης κατά $5,5\%$ MVC (22%) ($p = 0,028$). Και για το

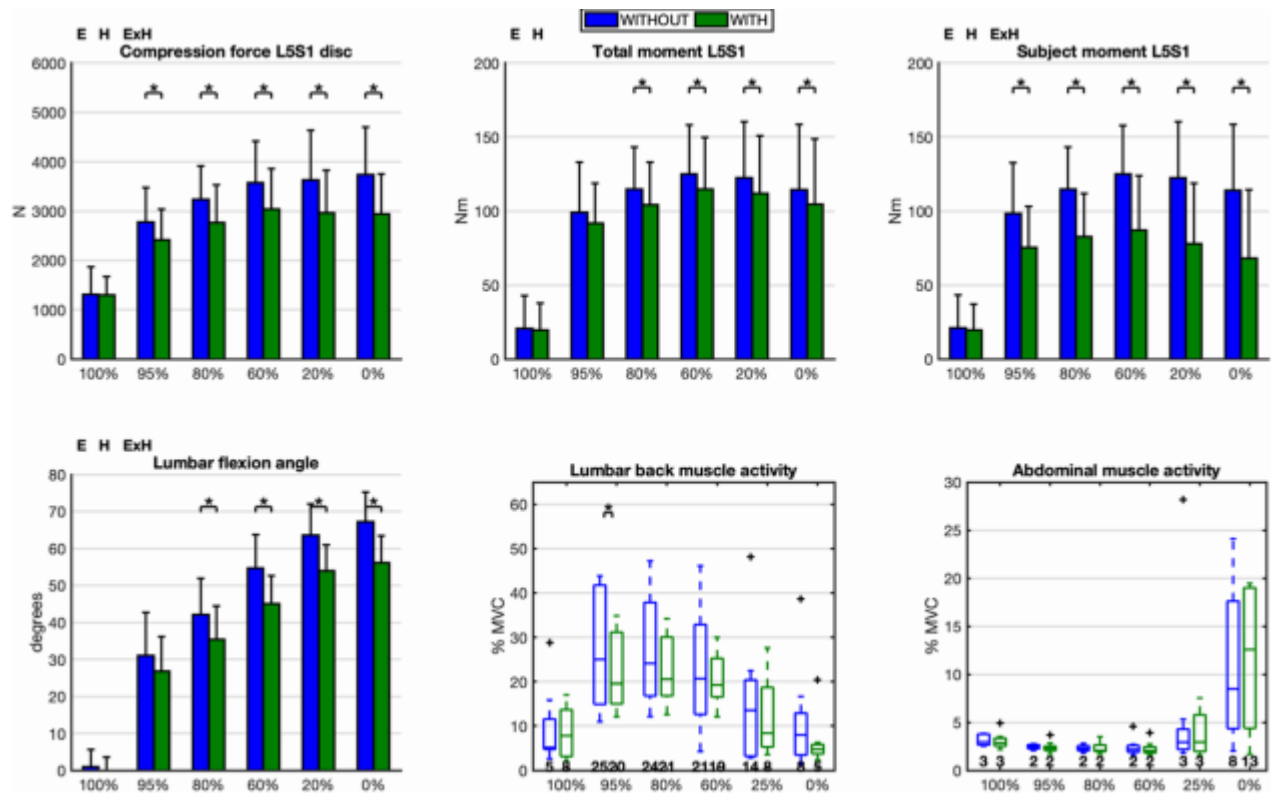
ύψος των χεριών 80% και 0%, μειώσεις 3,6% MVC (15%) και 3,3% MVC (42%) δεν υπήρξε μεγάλη διαφορά ($p = 0,086$ & $p = 0,066$). Κατά μέσο όρο σε όλα τα ύψη των χεριών, διαπιστώθηκε σημαντική μείωση της οσφυϊκής κάμψης $7,3 \pm 1,7$ μοίρες ($17 \pm 4\%$) κατά τη χρήση του εξωσκελετού. Για το ύψος του χεριού 0% (χέρια στο επίπεδο του δαπέδου) βρέθηκε σημαντική δραστηριότητα κοιλιακού μυός, αλλά καμία σημαντική διαφορά μεταξύ του ΧΩΡΙΣ ΚΑΙ ΜΕ εξωσκελετό.

Αρση

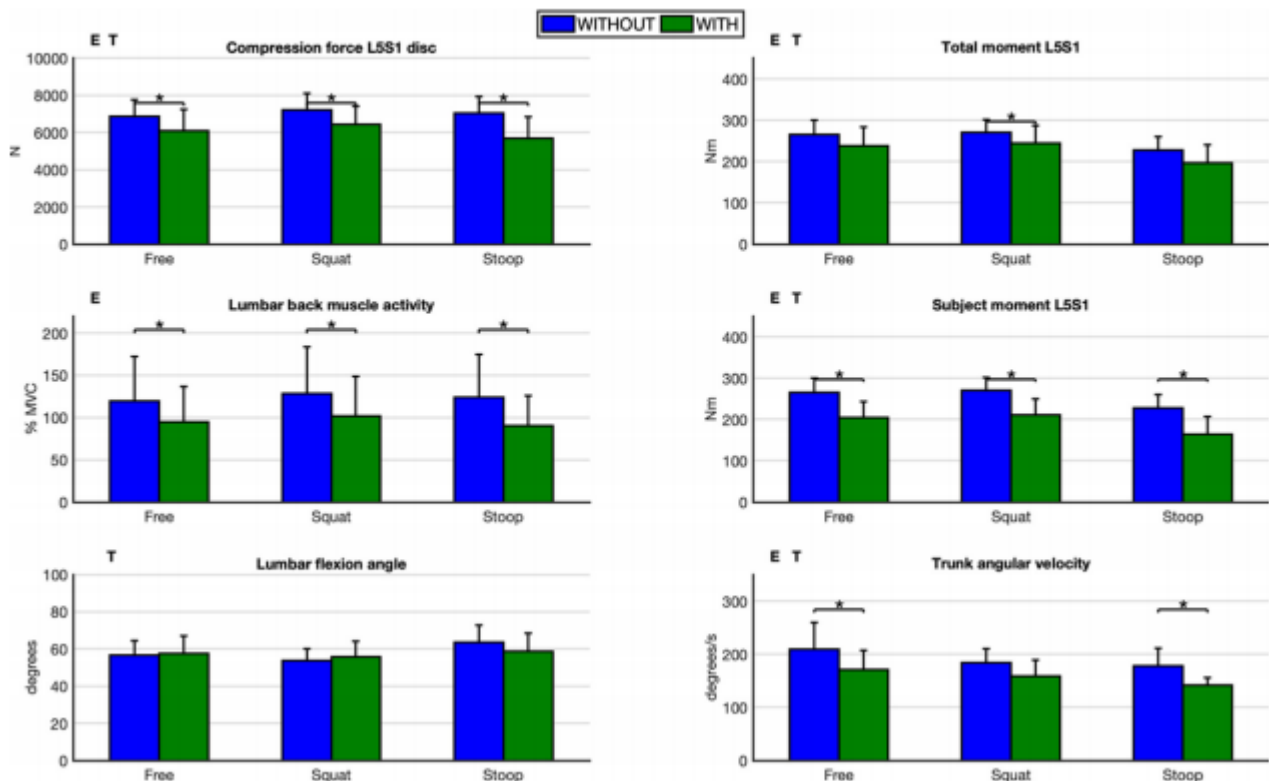
Κατά μέσο όρο, ο εξωσκελετός μείωσε σημαντικά τις μέγιστες δυνάμεις συμπίεσης L5-S1 κατά 972 ± 216 N ($14 \pm 3\%$) χωρίς αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης της κατάστασης της συσκευής με τεχνική ανύψωσης ($p = 0,216$, Πίνακας 1, Εικ. 4). Όπως στα στατικά καθήκοντα, η μείωση της ροπής από τον εξωσκελετό ήταν πιο σημαντική, κατά $61,3 \pm 9,1$ Nm ($23 \pm 3\%$) τη στιγμή της μέγιστης συμπίεσης, από τη μείωση της μέγιστης δύναμης συμπίεσης. Η στιγμιαία υποστήριξη του εξωσκελετού αυτή τη στιγμή ήταν $33,4 \pm 1,1$ Nm σε σύγκριση με τα μέγιστα των $40,8 \pm 1,1$ Nm, πράγμα που δείχνει ότι η στιγμή της φόρτισης αιχμής και της στήριξης κορυφής δεν συμπίπτουν. Το γεγονός ότι η μείωση L5S1_subject ήταν μεγαλύτερη από την υποστήριξη του EXO, οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στη σημαντικά χαμηλότερη γωνιακή ταχύτητα κορμού με 33 ± 9 μοίρες / δευτερόλεπτο ($17 \pm 5\%$) ενώ φορούσε τον εξωσκελετό. Η μέγιστη δραστηριότητα των οσφυϊκών μυών της πλάτης ήταν $28 \pm 6,3\%$ MVC ($22 \pm 5\%$) χαμηλότερη κατά τη χρήση του εξωσκελετού, ενώ η μέση μέγιστη οσφυϊκή κάμψη δεν επηρεάστηκε από τον εξωσκελετό ($p = 0,778$). Ενώ οι περισσότερες μεταβλητές έκβασης έδειξαν ένα κύριο αποτέλεσμα της τεχνικής ανύψωσης, με τις μέγιστες δυνάμεις συμπίεσης να δείχνουν μόνο σημαντικά μεγαλύτερες τιμές για το Squat από ό, τι στο Stoop. Δεν βρέθηκε σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ της τεχνικής ανύψωσης και της κατάστασης του εξωσκελετού.

Πίνακας 1: Τιμές P και μεγέθη εφέ των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για τη στάση και την ανύψωση της ANOVA, με συνθήκη Exoskeleton (ΧΩΡΙΣ ΚΑΙ ΜΕ) και κατάσταση Ύψος (έξι επίπεδα) ή Κατάσταση τεχνικής (Free, Squat και Stoop) και τις αλληλεπιδράσεις τους. Πραγματοποιήθηκαν συγκρίσεις κατά ζεύγη για μεταβλητές με σημαντική επίδραση αλληλεπίδρασης με τη συσκευή παράγοντα. Σημαντικά ($p < 0,05$) αποτελέσματα σημειώθηκαν με έντονους χαρακτήρες. Σημειώστε ότι οι μυϊκές δραστηριότητες στις στατικές εργασίες δεν ήταν κανονικά κατανομημένες, οπότε δεν πραγματοποιήθηκε ANOVA για αυτές τις δύο μεταβλητές. Αντ' αυτού, πραγματοποιήθηκε ένα τεστ κατάταξης Wilcoxon, και τα αποτελέσματα εμφανίζονται στα σχήματα και στο κείμενο.

	Static			Dynamic		
	Main effect Exoskeleton <i>p</i> (<i>n</i> 2)	Main effect Height <i>p</i> (<i>n</i> 2)	Interaction Exoskeleton * Height <i>p</i> (<i>n</i> 2)	Main effect Exoskeleton <i>p</i> (<i>n</i> 2)	Main effect Technique <i>p</i> (<i>n</i> 2)	Interaction Exoskeleton * Technique <i>p</i> (<i>n</i> 2)
L5S1 Compression	.001 (.783)	<.001 (.893)	<.001 (.523)	.003 (.774)	.015 (.450)	.216 (.205)
M _{L5S1_total}	.004 (.662)	<.001 (.908)	.212 (.173)	.029 (.515)	<.001 (.807)	.799 (.018)
Lumbar back muscle activity	–	–	–	.003 (.736)	.135 (.261)	.378 (.123)
M _{L5S1_subject}	<.001 (.930)	<.001 (.872)	<.001 (.757)	<.001 (.866)	<.001 (.855)	.573 (.075)
Lumbar flexion	.003 (.701)	<.001 (.944)	.007 (.422)	.778 (.012)	.001 (.637)	.086 (.345)
Trunk angle velocity	–	–	–	.009 (.651)	.028 (.446)	.434 (.106)
Abdominal muscle activity	–	–	–	.534 (.058)	.241 (.189)	.467 (.098)



Εικ. 3. Συμπίεση L5S1, ροπές (ML5S1_total και ML5S1_subject), γωνία οσφυϊκής κάμψης και δραστηριότητα της πλάτης και του κοιλιακού μυός. Κύρια αποτελέσματα του εξωσκελετού και του ύψους υποδεικνύονται με E και H, αντίστοιχα. Το φαινόμενο αλληλεπίδρασης του Exoskeleton * Height υποδεικνύεται με το ExH. Πραγματοποιήθηκαν διόρθωση Bonferroni post hoc t-test, οι οριζόντιες ράβδοι δείχνουν μια σημαντική ($p < 0,05$) διαφορά μεταξύ των δύο ράβδων. Δεν πραγματοποιήθηκε ANOVA για τη δραστηριότητα της πλάτης και του κοιλιακού μυός καθώς τα δεδομένα δεν ήταν κανονικά κατανομημένα. Επομένως, εμφανίζονται γραφήματα. Στα boxplots, το κεντρικό σημάδι είναι η διάμεση τιμή (της οποίας η τιμή εμφανίζεται στο κάτω μέρος του γραφήματος), οι άκρες του κουτιού είναι το 25ο και το 75ο εκατοστημόριο, τα μουστάκια επεκτείνονται στα πιο ακραία σημεία δεδομένων για να μην είναι ακραία σημεία ($< 2,7$ SD) και τα ακραία σημεία (+) απεικονίζονται μεμονωμένα. Πραγματοποιήθηκαν δοκιμές κατάταξης Wilcoxon, οι οριζόντιες ράβδοι δείχνουν μια σημαντική ($p < 0,05$) διαφορά μεταξύ των δύο ράβδων.



Εικ. 4. Μέγιστη συμπίεση L5-S1, μέγιστες ροπές (ML5S1_total και ML5S1_subject), μέγιστη γωνία κάμψης της οσφυϊκής χώρας, δραστηριότητα κορυφής μυών στην πλάτη και γωνιακή ταχύτητα κορυφής κορμού. Τα κύρια αποτελέσματα του Exoskeleton και της Τεχνικής υποδεικνύονται με E και T, αντίστοιχα. Ένα αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης της τεχνικής Exoskeleton * υποδεικνύεται με το ExT. Πραγματοποιήθηκαν διόρθωση Bonferroni post hoc t-test, οι οριζόντιες ράβδοι δείχνουν μια σημαντική ($p < 0,05$) διαφορά μεταξύ των δύο ράβδων.

ΕΞΩΣΚΕΛΕΤΟΣ ΣΤΗ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΑ

Με την έλευση του Industry 4.0, για την εξασφάλιση περισσότερων ανταγωνιστικότητας, η ευρωπαϊκή βιομηχανία στοχεύει στην αύξηση της ευελιξίας των διαδικασιών παραγωγής του. Πλήρης αυτοματοποίηση του οι διαδικασίες κατασκευής δεν εγγυώνται υψηλά επίπεδα ευελιξίας ειδικά εάν τα μεγέθη παρτίδων είναι πολύ μικρά. Η μεταβλητότητα της παραγωγής είναι πολύ υψηλή και / ή η διάταξη των χώρων εργασίας παρουσιάζει ανυπερβλητούς περιορισμούς. Για να διασφαλιστεί η επιθυμητή ευελιξία, οι εργαζόμενοι αντιπροσωπεύουν μια κρίσιμη παράμετρο παραγωγής. Σύμφωνα με τα τελευταία στατιστικά στοιχεία της Ευρωπαϊκής Έρευνας στις Συνθήκες εργασίας (ESWC), το 43% των Ευρωπαίων εργαζομένων παραπονιούνται για πόνο στην πλάτη, ακολουθούμενο από μυϊκούς πόνους στο λαιμό ή τα άνω άκρα (42%), συνολική κόπωση (35%) και μυϊκή πόνους στο ισχίο ή στα κάτω άκρα (29%). Η πρόληψη στις συνθήκες υγείας των εργαζομένων αποτελούν βασική δραστηριότητα. Η επένδυση στην πρόληψη δεν παρέχει μόνο υγιείς συνθήκες εργασίας, ειδικά για τους ηλικιωμένους εργαζόμενους που χρειάζονται περισσότερη φροντίδα, αλλά μειώνει και την αντικατάσταση των

εργαζομένων που επηρεάζονται από τις εργασιακές ασθένειες, ειδικά εκείνους με τη μεγαλύτερη εμπειρία. Η ολοκλήρωση της τεχνολογίας Exoskeleton επεκτείνεται προς τη βιομηχανία, τις κατασκευές, την εφοδιαστική και την υγειονομική περίθαλψη, με στόχο την παροχή κατάλληλου εξοπλισμού για την πρόληψη των μυοσκελετικών διαταραχών (MSDs), που μπορεί να υποβληθούν οι εργαζόμενοι

και για να εξασφαλιστεί η ευελιξία που απαιτείται για τις παραγωγικές διαδικασίες.

Μελέτες αποδεικνύουν ότι οι εταιρείες, οι οποίες επενδύουν προληπτικά στη βελτίωση των συνθηκών εργασίας, λαμβάνουν μακροπρόθεσμα οικονομικά οφέλη.

Τα τελευταία χρόνια, η ζήτηση για εξωσκελετούς έχει αυξηθεί ραγδαία, ειδικά στον βιομηχανικό τομέα. Αυτή η αυξανόμενη ζήτηση έχει εστιάσει τις επενδύσεις σε πολλές επιχειρήσεις που μπορούν να παρέχουν εξωσκελετούς ικανούς να υποστηρίξουν τους εργαζόμενους στην εκτέλεση συγκεκριμένων εργασιών σε χώρους εργασίας με κακή εργονομία και για την πρόληψη των MSD.

Στην εικόνα 5 φαίνεται, ένα παράδειγμα του Εξωσκελετού που υποστηρίζει το κάτω μέρος της πλάτης και παρέχει υποστήριξη βάρους σώματος, βοήθεια ανύψωσης, συντήρηση φορτίου, διόρθωση τοποθέτηση και σταθεροποίηση του σώματος (Cray X, Γερμανικά Βιονικός).



ΕΙΔΗ ΕΞΩΣΚΕΛΕΤΩΝ

Οι εξωσκελετοί μπορούν να ταξινομηθούν σύμφωνα με τη μορφή τους, τις απαιτήσεις ισχύος και το κατασκευαστικό υλικό, σε :

Υποστήριξη κάτω μέρους σώματος και άνω σώματος: Εξωσκελετός συστήματα που προσκολλώνται στους γοφούς και κατανέμουν το βάρος τους απευθείας στο πάτωμα, όπως Η Noonee's Chairless Καρέκλα, η οποία ασφαλίσει στη θέση της και λειτουργεί ως κάθισμα όταν χρειάζεται, ή συστήματα που υποστηρίζουν το άνω μέρος του σώματος, όπως Ottobock's Paexo, ή άλλοι που βοηθούν το χέρι να πιάσει, όπως η Ironhand της Bioservo Technologies.

Τροφοδοτούμενοι και μη τροφοδοτούμενοι:

ενεργοί εξωσκελετοί που συνδέονται με ηλεκτρικές πρίζες ή περιλαμβάνουν μπαταρίες για ενεργοποιητές που αυξάνουν τη δύναμη του ανθρώπου και βοηθούν στην ενεργοποίηση των ανθρώπινων αρθρώσεων, όπως το HERCULE του RB3D

ή, σε αντίθεση με τους εξωσκελετούς που τροφοδοτούνται με κινητήρα, τους μη εξουσιοδοτημένους ή τους «παθητικούς» εξωσκελετούς που αυξάνουν τη δύναμη και παρέχουν σταθερότητα μέσω ενός συνδυασμού μηχανισμών κάμψης / επέκτασης και κλειδώματος που καθοδηγούνται από τον άνθρωπο, όπως το AIRFRAME της Levitate Technologies ή το Laevo της Laevo .

Άκαμπτο και μαλακό:

Οι άκαμπτοι εξωσκελετοί κατασκευάζονται σχεδόν εξ ολοκλήρου από άκαμπτα υλικά που μπορούν να προκαλέσουν άγχος και κόπωση από MSD λόγω του βάρους τους, καθώς και την αφύσικη ή περιορισμένη κίνηση της στολής,

και μαλακοί εξωσκελετοί κατασκευασμένοι από μαλακό, ελαφριά και συμβατά υλικά, τα οποία σήμερα αναπτύσσονται μόνο για στρατιωτικούς σκοπούς και ιατρικές εφαρμογές.

Αλγόριθμος για τον υπολογισμό μοτίβων διέγερσης μυών

Η δυναμική προσομοίωση προς τα εμπρός χρησιμοποιείται για να εξετάσει την αιτιώδη σχέση ανάμεσα σε μοτίβα διέγερσης μυών και ανθρώπινες κινήσεις (Thelen and Anderson, 2006).

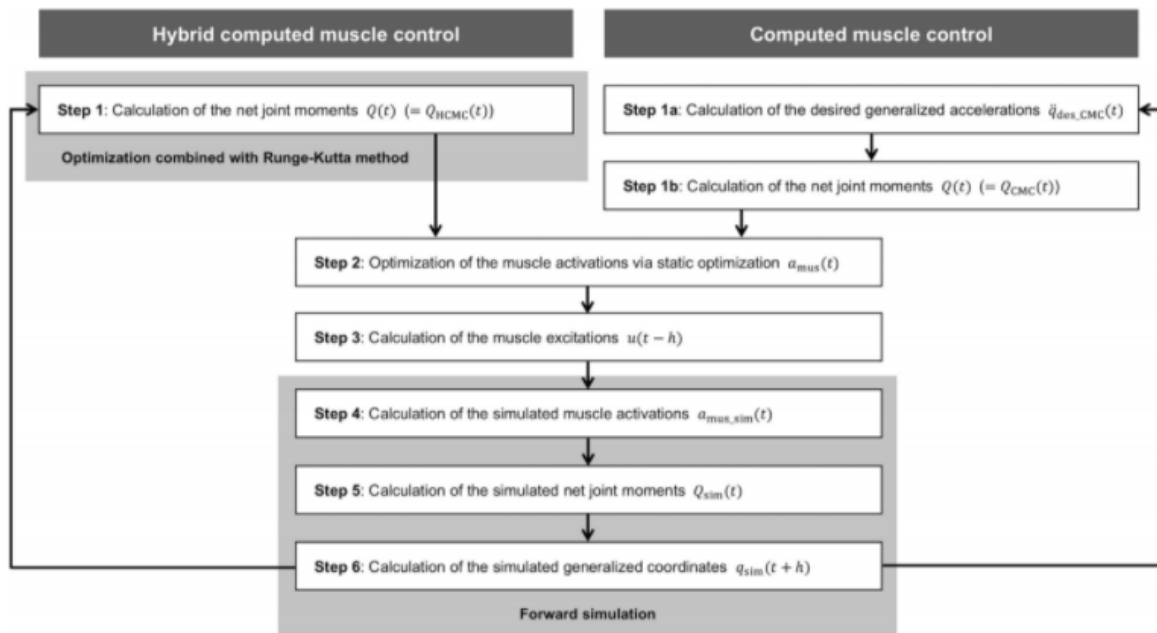
Κάποιος μπορεί να παρατηρήσει πώς ένας μυοσκελετικό μοντέλο κινείται, μελετώντας τα σκόπιμα τροποποιημένα μοτίβα μυικής διέγερσης (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018). Το μοντέλο δυναμικής προσομοίωσης προς τα εμπρός προσομοιώνει την κίνηση της ολοκλήρωσης δυναμικών εξισώσεων κίνησης και συνήθως οδηγείται από εισόδους διέγερσης από στους μύες (Chumanov et al., 2007; Piazza, 2006; Xiao και Higginson, 2010). Οι Thelen et al. (2003) πρότειναν τον αλγόριθμο υπολογιστικού μυϊκού ελέγχου (CMC) για τη δημιουργία ενός τέτοιου συνόλου μυϊκών διεγέρσεων χρησιμοποιώντας πειραματική κινηματική και εξωτερικές δυνάμεις (Almonroeder et al., 2013; Buffi et al., 2015; Lai et al., 2018; Ogaya et al., 2016; Thelen et al., 2003; Thelen και Άντερσον, 2006). Έτσι, ο αλγόριθμος CMC μπορεί να είναι χρήσιμος για δυναμική προσομοίωση θαλάμου.

Ωστόσο, υποφέρει από έναν περιορισμό: η επιθυμητή γενικευμένη επιτάχυνση υπολογίζεται με αναλογικό παράγωγο έλεγχο (Thelen et al., 2003; Thelen and Anderson, 2006)

όπου λάθη των γενικευμένων συντεταγμένων μεταξύ των πειραματικών και της προσομοιωμένης κινηματικής μπορούν να αυξηθούν με ταχεία αύξηση (ή μείωση) στην ταχύτητα κίνησης (δηλαδή, γρήγορη επιτάχυνση). Αρκετές Μελέτες ανέφεραν ότι τα τετραγωνικά ριζικά σφάλματα (RMSEs) ήταν μικρότερα από 1.0 που σχετίζεται με το βάδισμα (Dembia et al., 2017; Steele et al., 2010; Thelen and Anderson, 2006) και πεντάλ (Thelen et al., 2003) μεταξύ της πειραματικής και της προσομοιωμένης κινηματικής. Ωστόσο, προηγούμενες εργασίες για γρήγορες κινήσεις, δηλαδή σπριντ (Thelen et al., 2005), τρέξιμο (Chumanov et al., 2011), και πηδηση στο ένα πόδι προσγείωση (Mokhtarzadeh et al., 2014), έχουν αναφέρει RMSEs 0,6– 1,5, 1,5–2,8 και λιγότερο από 3,0, αντίστοιχα.

Αν και τα RMSEs μεταξύ των πειραματικών και προσομοιωμένων κινηματικών κατά τη διάρκεια αυτών των γρήγορων κινήσεων δεν είναι μεγάλα, ο CMC αλγόριθμος μπορεί να προκαλέσει προβλήματα στις αρθρώσεις που χαρακτηρίζονται από ένα μικρό εύρος κίνησης (π.χ. αναστροφή αστραγάλου / εκτροπή (Takabayashi et al., 2017; Wezenbeek et al., 2017), απαγωγή / προσθήκη γονάτου (Sakaguchi et al., 2014), εσωτερικές / εξωτερικές περιστροφές γονάτου (Sakaguchi et al., 2014), και κινήσεις στο πόδι (Takabayashi et al., 2017)), ειδικά κατά τη διάρκεια γρήγορων κινήσεων. Για παράδειγμα, μια προηγούμενη μελέτη (Kohls-Gatzoulis et al., 2004) ανέφερε ότι ο οπίσθιος μυς της κνήμης είναι το βασικό δυναμικό λιμάνι της μεσαίας διαμήκους καμάρας του ποδιού. Ένας βελτιωμένος ρυθμός θα ήταν χρήσιμος σε δυναμική προσομοίωση προς τα εμπρός σε αυτήν την περίπτωση. Ένας βελτιωμένος αλγόριθμος μπορεί να προσφέρει ένα σύνολο μυϊκών διεγέρσεων που παρακολουθούν με ακρίβεια την πειραματική κινηματική κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης, η οποία μπορεί να είναι χρήσιμη για μια μελέτη διαταραχής (ανάλυση ευαισθησίας) που απαιτεί διαταραχή μιας παραμέτρου σε ένα μοντέλο (π.χ., δυσκαμψία του κνημιαίου οπίσθιου μυ και μέγιστη ισομετρική μυϊκή δύναμη). Επιπλέον, μπορούμε να αξιολογήσουμε την αλλαγή στα αποτελέσματα της προσομοίωσης (π.χ., η κίνηση της γωνίας του μέσου ποδιού και της άρθρωσης εντός των τμημάτων ποδιών κατά τη διάρκεια του τρεξίματος) μέσω της μελέτης διαταραχής. Για αυτό το λόγο, προτείνουμε έναν νέο αλγόριθμο, τον οποίο ονομάζουμε υβριδικό υπολογισμό μυϊκού ελέγχου (HCMC) που συνδυάζει την 4ης τάξης Μέθοδο Runge – Kutta και την βελτιστοποίηση για τον υπολογισμό των μυϊκών διεγέρσεων. Ο πρώτος μας σκοπός είναι να υπολογίσουμε σειτ μυϊκών διεγέρσεων παρακολουθώντας συνθετικά δεδομένα (Μελέτη 1) και πραγματικά πειραματικά δεδομένα (Μελέτη 2) με την χρήση των αλγορίθμων HCMC και CMC και συγκρίνοντας τις εισόδους τους. Ο δεύτερος σκοπός είναι να συγκρίνουμε την ακρίβεια της μιμητικής κινηματικής που παρακολουθεί συνθετικά δεδομένα ή πραγματικά πειραματικά δεδομένα μεταξύ των δύο αλγορίθμων.

1. Μέθοδοι



Περιγραφή των αλγορίθμων HCMC και CMC

Το Σχήμα δείχνει μια επισκόπηση και των δύο αλγορίθμων. Κάθε αλγόριθμος έχει έξι βήματα και το Βήμα 1 είναι η μόνη διαφορά μεταξύ τους. Το CMC

Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί αναλογικό-παράγωγο έλεγχο για τον υπολογισμό του επιθυμητές γενικευμένες επιταχύνσεις χρησιμοποιώντας κέρδη ανάδρασης (Βήμα 1α) και στη συνέχεια υπολογίζει τις καθαρές ροπές (Βήμα 1β). Ωστόσο, τα λάθη των γενικευμένων συντεταγμένων μεταξύ πειραματικών και προσομοιωμένων και η καθυστερημένη κινηματική μπορεί να αυξηθεί με ταχεία αύξηση (ή μείωση) σε ταχύτητα κίνησης (δηλαδή, γρήγορη επιτάχυνση). Για να λύσουμε αυτό το πρόβλημα, χρησιμοποιούμε ένα υβρίδιο αριθμητικής ολοκλήρωσης (4ης τάξης Runge – Kutta μέθοδος) και βελτιστοποίηση του αλγόριθμου HCMC για υπολογισμό των καθαρών στιγμών άρθρωσης που παρακολουθούν με ακρίβεια τις πειραματικές κινηματικές. (Βήμα 1)

Το βήμα 2 είναι η βελτιστοποίηση των μυϊκών ενεργοποιήσεων μέσω στατικής βελτιστοποίησης, Βήμα 3 για τον υπολογισμό των μυϊκών διεγέρσεων, Βήμα 4 για τον υπολογισμό της προσομοίωσης ενεργοποιήσεις μυών, Βήμα 5 για τον υπολογισμό της προσομοιωμένων καθαρών στιγμών άρθρωσης και, τέλος, το Βήμα 6 είναι ο υπολογισμός των προσομοιωμένων γενικευμένων συντεταγμένων (και ταχυτήτων) στο επόμενο βήμα στην προσομοίωση. Οι επεξηγήσεις των βημάτων 2 έως 6 παρέχονται στο προσάρτημα Α.

Μεθοδολογία σχεδιασμού ενός ενεργού εξωσκελετού στήριξης πλάτης με προσαρμόσιμες με βάση τη ραχοκοκαλιά κινηματικές.

Χειροκίνητες λειτουργίες εξακολουθούν να υπάρχουν ιδιαίτερα στο βιομηχανικό πλαίσιο (Roveda et al., 2017). Οι ανθρώπινοι χειριστές πρέπει συχνά να εκτελούν επαχθείς εργασίες (π.χ. σε μη εργονομικές συνθήκες, άρση βαρέων φορτίων κ.λπ.). Σαν αποτελέσματα, οι μυοσκελετικές διαταραχές που σχετίζονται με την εργασία είναι ένα τεράστιο ζήτημα που απευθύνεται σε βιομηχανικά πλαίσια (Wang et al., 2017; Liu et al., 2019a; Bao et al., 2020). Συγκεκριμένα, ο πόνος στην πλάτη είναι ο πιο καταγεγραμμένος σχετικός με την εργασιακή παθολογία (Ibrahim et al., 2019), έχοντας μόνο στις Ηνωμένες Πολιτείες ένα σχετικό κόστος 100 δισεκατομμυρίων \$ ετησίως (Katz, 2006). Βασισμένο στο πρότυπο Industry 4.0 (Lu, 2017), Η συνεργασία ανθρώπου-ρομπότ διερευνάται ευρέως για την ανακούφιση του ανθρώπινου χειριστή από μη εργονομικές, επαχθείς και επαναλαμβανόμενες εφαρμογές (Hentout et al., 2019; Liu et al., 2019β). Σε αυτόν τον τομέα, δύο κύριες λύσεις μπορούν να ταυτοποιηθούν από την τελευταία λέξη της τεχνολογίας: (i)συνεργατικά ρομπότ (Bragança) et al., 2019) και (ii) φορητά ρομπότ (Yang et al., 2017). Ενώ συνεργατικά ρομπότ μπορούν να αξιοποιηθούν για επαναλαμβανόμενες εφαρμογές (Vicentini et al., 2020), τα φορητά ρομπότ αντιπροσωπεύουν μια εξαιρετικά ευέλικτη λύση, στο να αξιοποιηθούν για πράξεις προστιθέμενης αξίας (De Looze et al., 2016; Bogue, 2018). Έχουν αναπτυχθεί πολλές λύσεις για την ενδυνάμωση και βοήθεια του ανθρώπινου χειριστή, που εκτείνονται από εξωσκελετούς άνω άκρων (Spada et al., 2017; Blanco et al., 2019; Pacifico et al., 2020) σε εξωσκελετούς χαμηλότερων άκρων (Guncan and Unal, 2018; Luger et al., 2019; Wijegunawardana et al., 2019). Για την επίλυση του ζητήματος που σχετίζεται με τις διαταραχές πόνου στην πλάτη, οι εξωσκελετοί της πλάτης υποστηρίζουν τη βέλτιστη λύση για την σωστή αναδιανομή του νωτιαίου φορτίου, βελτιώνοντας την εργονομία και απαλλάσσοντας τον ανθρώπινο χειριστή από το φορτίο. Στη συνέχεια αναλύεται η τελευταία λέξη της τεχνολογίας που σχετίζεται με αυτόν τον τύπο εξωσκελετών .

Λύσεις εξωσκελετών υποστήριξης πλάτης

Η ανάγκη για επίλυση διαταραχών του πόνου στην πλάτη που σχετίζονται με την εργασία είναι εξαιρετικά απαραίτητη στο βιομηχανικό πλαίσιο. Πολλές προσοχές έχουν στοχευτεί σε αυτό το θέμα, π.χ. ανάλυση της μυϊκής κόπωσης του κορμού κατά τη διάρκεια της δυναμικής ανύψωσης και κατεβάσματος (Shin and Kim, 2007), διερεύνηση της πιθανότητας διόρθωσης της εκτέλεσης εργασιών αξιοποιώντας σήματα βιοανάδρασης σε πραγματικό χρόνο (Boocock et al.2019), προτείνοντας έναν παθητικό εξωσκελετό κάτω άκρων να βοηθήσει τον άνθρωπο κατά τη διάρκεια της ανύψωσης καταλήψεων (Wehner et al., 2009), μελετώντας την επιμήκυνση της

επιφάνειας της σπονδυλικής στήλης κατά την ανύψωση και το κατέβασμα για σκοπούς σχεδιασμού εξωσκελετού (Huysamen et al., 2018a).

Τα εξωσκελετόνια υποστήριξης-πλάτης βρίσκονται υπό διερεύνηση για να υποστηρίξουν και να ανακουφίσουν τον ανθρώπινο χειριστή από βαριά φορτία και μη εργονομικές στάσεις. Ειδικές λύσεις έχουν αντιμετωπιστεί, βελτιστοποιώντας τις παραμέτρους σχεδίασης που βασίζονται στις συγκεκριμένες εργασίες (Manns et al., 2017). Παθητικές και ενεργές λύσεις μπορούν να αναγνωριστούν από την προηγμένη ανάλυση. Θεωρώντας τις παθητικές λύσεις, μπορείτε να βρείτε τα ακόλουθα έργα. Σε (Naf" et al., 2018) έναν παθητική υποστήριξη πλάτης έχει

αναπτυχθεί εξωσκελετός. Η προτεινόμενη λύση βασίζεται σε έναν μηχανισμό που αποτελείται από εύκαμπτες δοκούς που λειτουργούν παράλληλα με τη σπονδυλική στήλη, επιτρέποντας να επιτευχθεί ένα μεγάλο εύρος κίνησης ενώ μειώνονται οι απαιτήσεις ροπής γύρω από την οσφυϊκή άρθρωση.

Στην (Baltrusch et al., 2020) παθητική σπονδυλική στήλη SPEXOR περιγράφεται ο εξωσκελετός. Εργασίες που διερευνούν τις επιδόσεις των παθητικών εξωσκελετών έχουν προταθεί, αναλύοντας τα επιτευχθέντα αποτελέσματα σε όρους απόδοσης του χρήστη (Bosch et al., 2016; Baltrusch et al., 2018; Hensel and Keil, 2019; Koopman et al., 2019; Madinei et al., 2020). Μπορείτε επίσης να βρείτε λύσεις διαθέσιμες στην αγορά (Suitx και <https://www.suitx.com>, 2020; Exobionics και <https://eksob.com>, 2020; Lockheed martin και <https://www.lockheedmartin.com>, 2020; Comau mate και <https://www.comau.com>, 2020 · Aldak και <https://www.alidak.com>, 2020; Backx και

<https://www.exoskeleton.com>, 2020; Flx-εργοσκελετός και <https://www.flx-exoskeleton.com>, 2020; h-wex και <https://www.h-wex.com>, 2020; Laevo v2 και <https://www.laevo.com>, 2020; V22 ergoskeleton και <https://www.v22-ergoskeleton.com>, 2020; Hyundai vex και <https://www.hyundai-vex.com>, 2020).

Από την άλλη πλευρά, λαμβάνοντας υπόψη τις ενεργές λύσεις, τα ακόλουθα έργα μπορούν να βρεθούν σε (Naruse et al., 2003) μια συσκευή υποστήριξης πλάτης. Για χαμηλότερη πλάτη έχει προταθεί κάμψη και επέκταση για βαρέων φορτίων υποθέσεις. Στον (Toxiri et al., 2017a) εξωσκελετό χαμηλής πλάτης θέτει για υποστήριξη χειροκίνητου χειρισμού υλικών σε

βιομηχανικά περιβάλλοντα. Σε έναν εξωσκελετό μέσης έχει προταθεί, εφαρμογή ενός μηχανισμού απλού ενεργοποιητή, με καλώδιο. (Zhang and Huang, 2018) Ένας

εξωσκελετός προκειμένου να παρέχει στήριξη πλάτης και να μειώσει την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης προτείνεται συμπίεση αξιοποιώντας σειριακούς ελαστικούς ενεργοποιητές (SEA). Σε μία όρθωση της λεκάνης (Lanotte et al., 2018) έχει προταθεί να βοηθάει τους εργαζόμενους σε εργασίες ανύψωσης. Εργασίες που διερευνούν την ενεργό επίδοση του εξωσκελετού έχουν προταθεί, αναλύοντας τα επιτευχθέντα αποτελέσματα όσον αφορά την απόδοση των χρηστών (Toxiri et al., 2017b; Huysamen et al., 2018β). Σε αυτήν την περίπτωση μπορείτε να βρείτε λύσεις που διατίθενται στην αγορά (Awn και <https://www.exoskeletonr.com>, 2020; Hal

οσφυϊκή υποστήριξη και <https://www.hal-exoskeleton.com>, 2020 · Μυϊκή στολή και <https://www.exos.com>, 2020; Άτλας και <https://www.atlas-exoskeleton.com>, 2020).

Γενικά, ενώ οι παθητικές λύσεις χαρακτηρίζονται συνήθως από χαμηλότερο κόστος και ευκολότερη εφαρμογή, τα ενεργά εξωσκελετά είναι γενικά προτιμότερα λόγω της δυνατότητας τους να βοηθούν ενεργά τον άνθρωπο κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των εργασιών. Ωστόσο, οι διαθέσιμες λύσεις από την τελευταία λέξη της τεχνολογίας και από την αγορά, χαρακτηρίζονται συνήθως από άκαμπτες δομές, περιορίζοντας το εύρος κίνησης του ανθρώπου, και προσαρμόζεται από πολύ συγκεκριμένες εφαρμογές. Η μόνη διαθέσιμη ενεργή λύση με άκαμπτη δομή προτείνεται στους Yang et al. (2019), όπου ένας εμπνευσμένος από τη σπονδυλική στήλη συνεχής μαλακός εξωσκελετός έχει προταθεί για βοήθεια ανύψωσης. Η προτεινόμενη συσκευή, ωστόσο, χαρακτηρίζεται από μια περίπλοκη κινηματική, η οποία είναι δύσκολο να αναπαραχθεί / προσαρμοστεί σε διαφορετικούς χρήστες. Επομένως, υπάρχει ακόμη η ανάγκη σχεδιασμού κινηματικά προηγμένης λύσης με δομή προσαρμόσιμη τόσο στα ανατομικά χαρακτηριστικά του χειριστή, όσο και στην εργασία που πρέπει να επιτευχθεί.

Ανάλυση κίνησης σπονδύλων αναφοράς για συγκεκριμένο χρήστη



Fig. 1. Active adaptive back-support exoskeleton with backbone-based kinematics.

Η κινηματική της σπονδυλικής στήλης αναλύεται με σκοπό την άντληση της σχεδίασης κινητικής εξωσκελετού ειδικής υποστήριξης για τον χρήστη. Στα ακόλουθα, εισάγεται η δομή της σπονδυλικής στήλης, η μεθοδολογία για η απόκτηση κίνησης των σπονδύλων είναι λεπτομερής και από του σπονδύλους αναφοράς περιγράφεται η επεξεργασία κίνησης.

Δομή ραχοκοκαλιάς

Η ραχοκοκαλιά

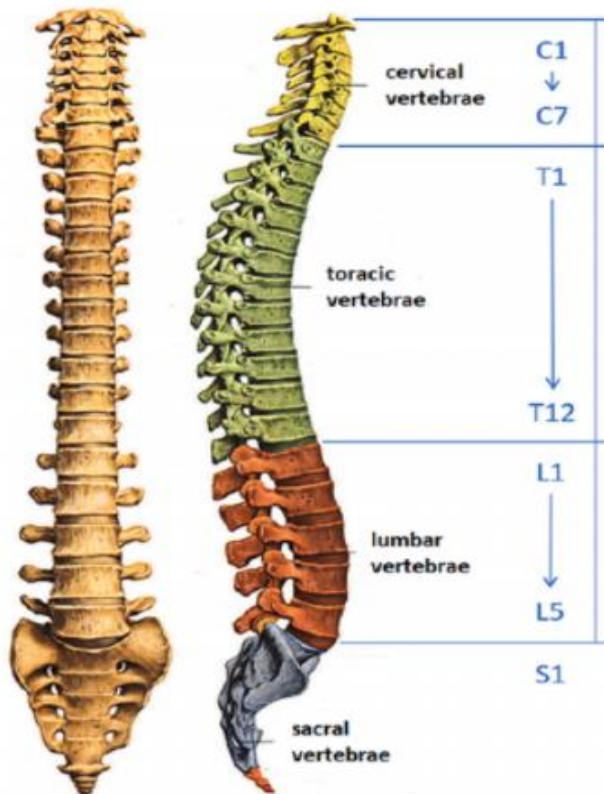


Fig. 2. Spine structure for the kinematics analysis.

Η ραχοκοκαλιά είναι μέρος του αξονικού σκελετού και πηγαίνει από τη βάση του κρανίου στη λεκάνη. Στους ανθρώπους, είναι φτιαγμένο από αρθρωτικούς σπονδύλους, των οποίων η λειτουργία είναι να δώσει δύναμη και ευελιξία στη σπονδυλική στήλη. Οι σπονδυλικές στήλες υποστηρίζουν το κεφάλι και τον κορμό ενάντια στη βαρύτητα, αλλά επιτρέπουν επίσης την κάμψη, την επέκταση και τη στρέψη του λαιμού και του άνω σώματος. Μια άλλη σημαντική λειτουργία του σκελετού είναι να προστατεύσει τον νωτιαίο μυελό που ταξιδεύει εντός του νωτιαίου σωλήνα, δηλαδή, μια σειρά κεντρικών οπών μέσα σε κάθε σπόνδυλο. Σε ενήλικες, η ραχοκοκαλιά είναι γενική σύμμαχος που αποτελείται κατά μέσο όρο από 33 σπονδύλους: οι άνω 24 αρθρώνονται και χωρίζονται από μεσοσπονδύλιους δίσκους, ενώ οι υπόλοιποι 9 είναι συντηγμένοι στο ιερό και στον κόκκυγα. Οι σπόνδυλοι ονομάζονται σύμφωνα με την περιοχή της σπονδυλικής στήλης στην οποία ανήκουν · κανονικά, υπάρχουν 7 αυχενικοί (C1 – C7), 12 θωρακικοί (T1-T12), 5 οσφυϊκοί (L1-L5), 5 ιεροί (S1 – S5) και 3 έως 5 κόκκυλοι σπόνδυλοι.

Σπόνδυλοι

Όλοι οι σπόνδυλοι έχουν τα ίδια ανατομικά χαρακτηριστικά, αν και αυτά μπορεί να έχουν κάποιες διαφορές. Ένας τυπικός σπόνδυλος αποτελείται από το σπονδυλικό σώμα και το σπονδυλικό τόξο. Το σώμα είναι πρόσθιο και αποτελείται από καρκινικά οστά που καλύπτονται από λεπτή επικάλυψη φλοιώδους οστού, δηλαδή, έναν σκληρό και πυκνό τύπο οστικού ιστού. Αυτό το τμήμα του σπονδύλου έχει στόχο τη στήριξη του κεφαλιού και του βάρους του κορμού. Η σπονδυλική αψίδα, αντίθετα, είναι οπίσθια. Σχηματίζεται από ένα ζευγάρι πεντάλ και ένα ζευγάρι ελασμάτων, και υποστηρίζει επτά διαδικασίες, τέσσερις αρθρικές, δύο εγκάρσιες, και μία περιστρεφόμενη. Οι αρθρικές διεργασίες χαρακτηρίζονται από την διάσταση των αρθρώσεων που καλύπτονται με χόνδρο και εξυπηρετούν το σκοπό τους ταιριάζοντας με τους παρακείμενους σπονδύλους. Το έργο εγκάρσιων διεργασιών και από τις δύο πλευρές, αποτελεί τη σύνδεση των μυών και των συνδέσμων, συγκεκριμένα τους διασυννοριακούς συνδέσμους. Η περιστροφική διαδικασία τονίζει ραχιαία και οπίσθια και, όπως για τις εγκάρσιες διαδικασίες, εξυπηρετεί τους συνδέσμους και την προσκόλληση των μυών. Οι περιστροφικές διεργασίες είναι τα οστά που γενικά μπορεί να γίνουν αισθητά μέσω του δέρματος. Το σπονδυλικό τόξο και το σπονδυλικό σώμα περικλείουν το άνοιγμα, δηλαδή, την κοιλότητα που περιέχει το νωτιαίο μυελό. Ο νωτιαίος μυελός τελειώνει στην οσφυϊκή περιοχή. Επομένως, οι συγχωνευμένοι σπόνδυλοι δεν περιέχουν τα σπονδυλικά τμήματα. Τα νωτιαία νεύρα αφήνουν το νωτιαίο μυελό μέσα από μικρές τρύπες που ονομάζονται μεσοσπονδύλιες διαστάσεις, που βρίσκονται μεταξύ δύο παρακείμενων σπονδύλων.

Μεσοσπονδύλιοι δίσκοι

Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι βρίσκονται μεταξύ γειτονικών σπονδύλων στην σπονδυλική στήλη, με εξαίρεση τους σπόνδυλους C1 και C2 των οποίων η ανατομία είναι διαφορετική για να επιτρέψει την περιστροφή του αυχένα. Οι μεσοσπονδύλιοι δίσκοι είναι σταθεροί στην τραχιά κατώτερη και ανώτερη ακραία πλάκα των σπονδυλικών σωμάτων · αυτοί είναι φτιαγμένοι από εξωτερικό ινώδη δακτύλιο από κολλαγόνο, τον ινώδη δακτύλιο, που περιβάλλει τον πυρήνα του πυρήνα, ένα είδος γέλης που περιέχει εκκρεμείς χαλαρές ίνες. Η δομή κάθε δίσκου επιτρέπει στη σπονδυλική στήλη να αντέξει τις συμπιεστικές δυνάμεις που συμβαίνουν κατά το περπάτημα ή το άλμα που διαφορετικά θα είχε ως αποτέλεσμα το κάταγμα των σπονδύλων, ή σε υπερβολικές δονήσεις που μεταδίδονται στον εγκέφαλο. Κάθε δίσκος σχηματίζει επίσης μια ινοκαρτιλιακή άρθρωση (ονομάζεται σύμφυση) που επιτρέπει τη σχετική περιστροφή μεταξύ γειτονικών σπονδύλων, και για περιορισμένες κινήσεις στα στεφανιαία και στα οβελιαία επίπεδα.

Κινηματικό μοντέλο ραχοκοκαλιάς

Έχουν γίνει οι ακόλουθες παραδοχές για τον καθορισμό του κινηματικού μοντέλου της σπονδυλικής στήλης:

- Λαμβάνοντας υπόψη τη δομή της σπονδυλικής στήλης στο σχήμα 2, ο σχεδιασμός του εξωσκελετού στήριξης πλάτης, δεν υποστηρίζει τους αυχενικούς σπονδύλους. Στην πραγματικότητα, οι αυχενικοί σπόνδυλοι δεν επηρεάζουν την κινηματική και τη δυναμική του μοντέλου, καθώς ο εξωσκελετός δεν αναμένεται να επεκταθεί μετά το C7.

- Η ραχοκοκαλιά επιτρέπει την κίνηση στο στεφανιαίο και στο οβελιαίο επίπεδο. Επιπλέον, μπορεί επίσης να περιστρέφεται γύρω από τον κεντρικό άξονά της. Αυτό το μοντέλο θεωρεί μόνο την κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο. Στην πραγματικότητα, το εύρος κίνησης που αναμένουμε να μετρηθεί εμφανίζεται κυρίως σε αυτό επίπεδο. Τέλος πάντων, ο σχεδιασμός του εξωσκελετού θα επιτρέψει μικρές κινήσεις προς τις άλλες δύο κατευθύνσεις, όπως θα είναι τα ελαστικά στοιχεία που τοποθετούνται μεταξύ της συσκευής και του ανθρώπινου χειριστή. Αυτά τα στοιχεία θα πρέπει επίσης να συμβάλουν στη μείωση της ακαμψίας ολόκληρου του εξωσκελετού, και έτσι στη μείωση του αισθήματος περιορισμού. Είναι σημαντικό να επισημανθεί ότι ο προτεινόμενος σχεδιασμός είχε ως στόχο να διατηρηθεί η μηχανική δομή του εξωσκελετού όσο το δυνατόν πιο απλή, ειδικά για εργασίες ανύψωσης και μεταφοράς (δηλαδή, εργασίες στις οποίες η κίνηση κάμψης-επέκτασης πλάτης αναμένεται να είναι σημαντικά πιο έντονη από την πλευρική κάμψη ή την αξονική περιστροφή).
- Ο σχεδιασμός του εξωσκελετού δεν λαμβάνει υπόψη τον πιθανό διαχωρισμό της σπονδυλικής στήλης λόγω της ανύψωσης ενός βάρους αντικειμένου. Σε ένα περιορισμένο εύρος (αποδεκτών) βαρών, αυτή η υπόθεση αντιπροσωπεύει μια καλή προσέγγιση (Huysamen et al., 2018a).

Το πείραμα που περιγράφεται στις επόμενες παραγράφους στοχεύει στην αξιολόγηση της μετατόπισης των σπονδύλων και των αποστάσεων μεταξύ περιστροφικών διεργασιών κατά την εκτέλεση δύο εργασιών ανύψωσης. Αυτή η πληροφορία απαιτείται για το σχεδιασμό ενός εξωσκελετού ικανού να προσαρμόσει το ανατομικά χαρακτηριστικά κάθε χειριστή.

Εξοπλισμός

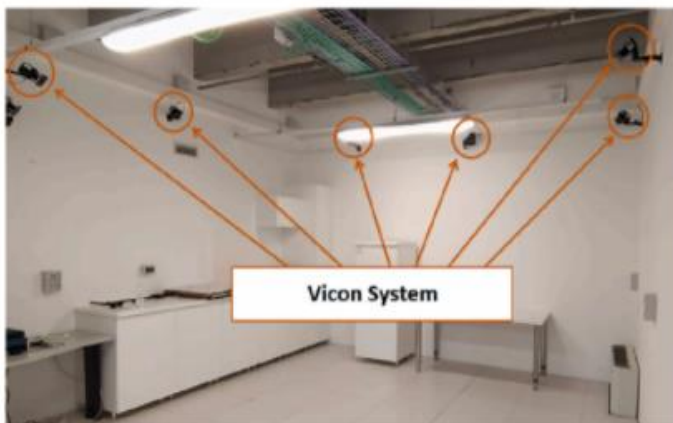


Fig. 3. Test environment.

Ένα στερεοφωτογραμμετρικό σύστημα (σύστημα κάμερας Vicon και [http](http://www.vicon.com), 2020) έχει χρησιμοποιηθεί για να συλλάβει την κίνηση των σπονδύλων (Εικ. 3). Ένα τέτοιο σύστημα σύλληψης κίνησης δημιουργήθηκε από 8 υπέρυθρες κάμερες (Vicon Vero 2.2) σε θέση να καταγράψει σε πραγματικό χρόνο τη θέση των αντανakλαστικών δεικτών στο 3D χώρο. Το λογισμικό VICON Nexus (έκδοση 2.7.1) χρησιμοποιήθηκε για τη βαθμονόμηση της περιοχής εργασίας και για τη

συλλογή των δεδομένων κίνησης. Τα δεδομένα αποκτήθηκαν χρησιμοποιώντας μία συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz.
Όλα τα πειράματα έχουν πραγματοποιηθεί στις εγκαταστάσεις της Lecco της CNR-STIIMA (Lecco, LC, Ιταλία).

Πρωτόκολλο

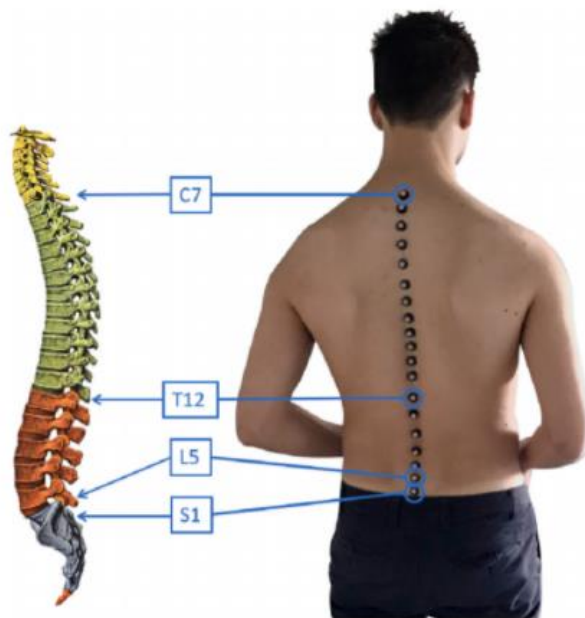


Fig. 4. Marker placement on the back of the subject for backbone motion capture.

Το πρωτόκολλο που χρησιμοποιήθηκε σε αυτήν τη μελέτη υπενθυμίζει όσα αναφέρθηκαν στο Huysamen et al. (2018a). Δεκαεννέα δείκτες έχουν τοποθετηθεί στο πίσω μέρος του υποκειμένου σε αντιστοιχία σπονδυλικών διεργασιών, από C7 έως S1(Εικ. 4). Η τοποθέτηση των δεικτών έγινε από έναν έμπειρο χειριστή, ο οποίος επίσης έλεγξε ότι κατά τη διάρκεια της κάμψης προς τα εμπρός, οι δείκτες διατηρούσαν τη θέση τους σε σχέση με τον σπόνδυλο. Αυτό έγινε για να διασφαλιστεί η ακρίβεια των δεδομένων και να αποφευχθεί η καταγραφή ανεπιθύμητων κινήσεων λόγω του ιξωδοελαστικού χαρακτήρα του δέρματος. Μετά την τοποθέτηση μαρκαδόρων, ζητήθηκε από το άτομο να σηκώσει ένα αντικείμενο του οποίου το βάρος ήταν αμελητέο χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικές στρατηγικές: μέσω ενός καθίσματος, δηλαδή, με τη σωστή κίνηση, και μέσω σκυψίματος, δηλαδή μιας κίνησης που συνεπάγεται την κάμψη προς τα εμπρός, πράγμα που συνήθως αποφεύγεται καθώς προκαλεί υψηλότερα σπονδυλικά φορτία (Bazrgari et al., 2007). Κάθε στρατηγική ανύψωσης έχει εφαρμοστεί τρεις φορές, για συνολικά έξι δοκιμές.

Επεξεργασία δεδομένων

Τα δεδομένα αναλύθηκαν στο Matlab 2019b χρησιμοποιώντας σενάρια ad-hoc.

Οπτικοποίηση δεδομένων

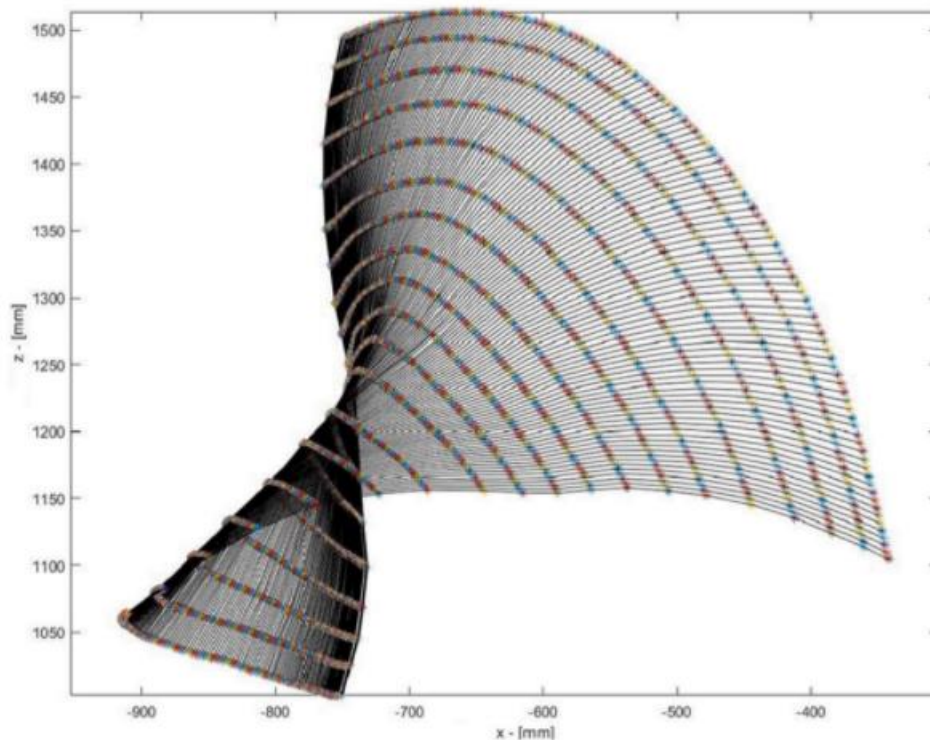


Fig. 5. Recorded vertebrae positions in the sagittal plane during the protocol execution (squat phase).

Οι εγγεγραμμένες τρισδιάστατες θέσεις και για τους 19 δείκτες, που γράφονται στο οβελιαίο επίπεδο φαίνονται στο σχήμα 5. Κάθε * αντιπροσωπεύει τη θέση του ενός συγκεκριμένου σπονδύλου στο οβελιαίο επίπεδο κατά την εκτέλεση του πρωτοκόλλου (φάση καταλήψεων). Οι μαύρες γραμμές που συνδέουν το * αντιπροσωπεύουν τη διαμόρφωση της ραχοκοκαλιάς σε όλη την κίνηση.

Επεξεργασία δεδομένων

Προκειμένου να χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα που φαίνονται στο Σχ. 5, τρία κύρια βήματα επεξεργασίας δεδομένων απαιτούνται:

Βήμα 1 ορισμός πλαισίου αναφοράς. Η προέλευση του πλαισίου αναφοράς που χρησιμοποιείται για όλα τα δεδομένα κίνησης των σπονδύλων, τοποθετείται στο απόκριση του τελευταίου οσφυϊκού σπονδύλου L5.

Βήμα 2 - δειγματοληψία των καταγεγραμμένων δεδομένων. Για να βελτιωθεί η χρηστικότητα των δεδομένων, έχει εκτελεστεί δειγματοληψία από 100 Hz έως 20 Hz .

Βήμα 3 φιλτράρισμα των ληφθέντων δεδομένων. Προκειμένου να αποφευχθεί ο θόρυβος στις καταγραφημένες θέσεις των σπονδύλων, διενεργήθηκε φιλτράρισμα δεδομένων. Η συχνότητα φιλτραρίσματος έχει επιβληθεί ίση με 5 Hz.

Τα ληφθέντα μετα-επεξεργασμένα δεδομένα που σχετίζονται με την κίνηση του σπονδύλου φαίνονται στο Σχήμα παρακάτω.

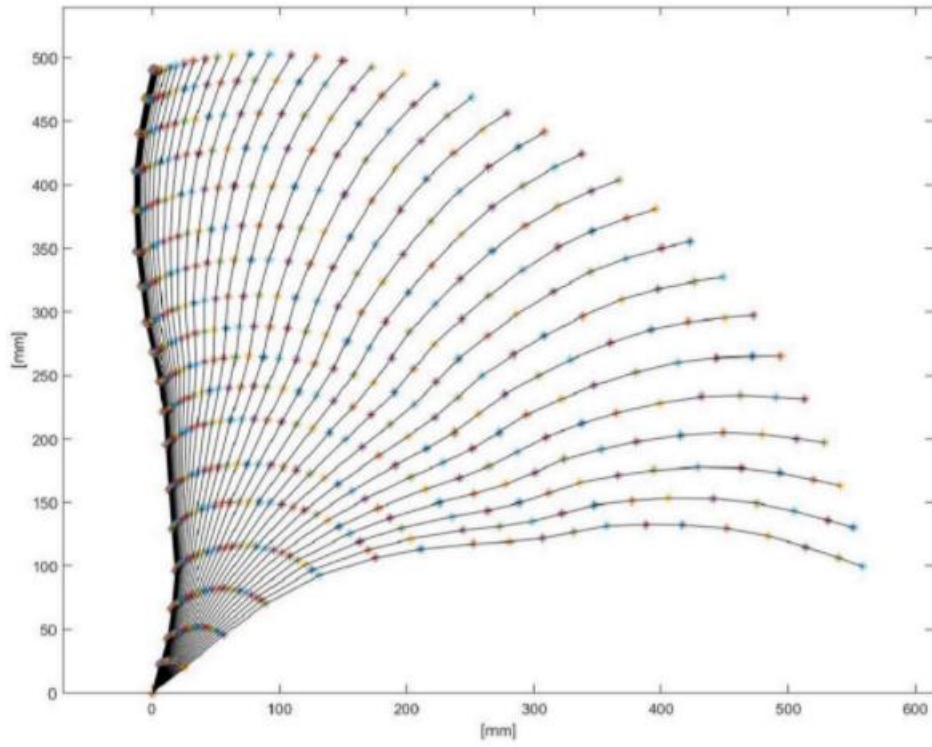


Fig. 6. Post-processed vertebrae motion data.

Κατά προσέγγιση διαδρομή κίνησης σπονδύλων

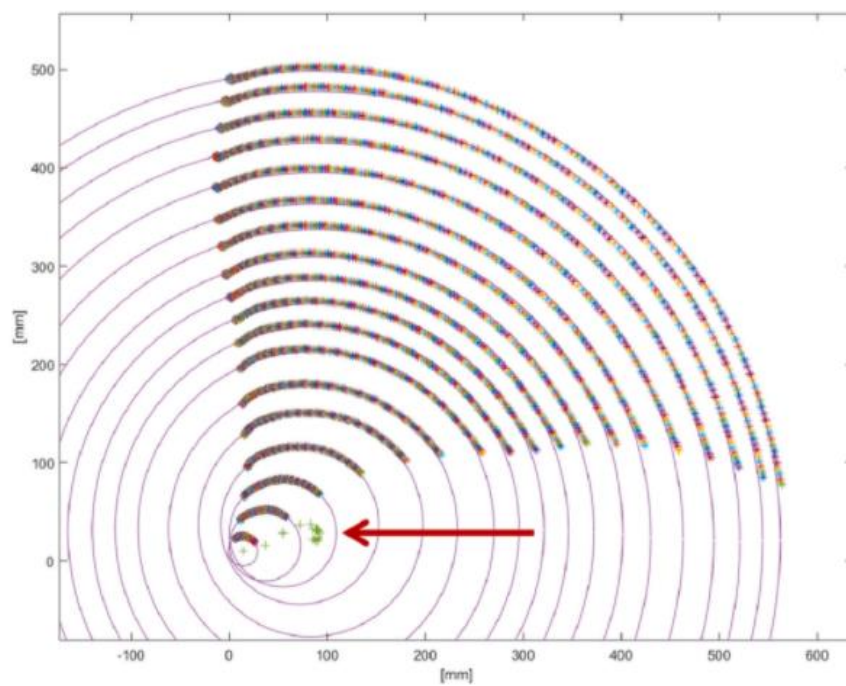


Fig. 7. Circular motion path approximation for the vertebrae. Purple circles highlight the circular approximated paths for each vertebrae, while the * highlight the sampled vertebrae positions. The green markers (highlighted by the red arrow) define the center of the approximated circular paths for each vertebra. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the Web version of this article.)

Με βάση τα ληφθέντα και επεξεργασμένα δεδομένα, ήταν δυνατό να αντληθεί η κατά προσέγγιση διαδρομή κίνησης που ακολουθείται από κάθε σπόνδυλο κατά τη διάρκεια της προτεινόμενης εκτέλεσης πρωτοκόλλου. Με περισσότερες λεπτομέρειες, όπως φαίνεται στο Σχήμα παραπάνω, ήταν δυνατόν να οριστεί μια κατά προσέγγιση κυκλική διαδρομή για την κίνηση σπονδύλων. Θα μπορούσε να τονιστεί ότι το κέντρο των προκύπτουσων περιφερειών σχεδόν επικαλύπτονται (εκτός από τους τελευταίους 5 σπονδύλους). Μια τέτοια κυκλική διαδρομή μπορεί να ληφθεί και για τις έξι συγχωνεύσεις που έγιναν σε παραπάνω ενότητα, βγάζοντας τον μέσο όρο τους, για τον υπολογισμό της τελικής προσέγγισης. Μια τέτοια προσέγγιση έχει χρησιμοποιηθεί για το σχεδιασμό των κινηματικών υποστήριξης πλάτης εξωσκελετού.

Παρ' όλο που τα στοιχεία σχετικά με τις αιτίες και την πρόληψη, των σχετικών με την εργασία, μυοσκελετικών διαταραχών (WMSDs) έχουν αυξηθεί σταθερά, οι διαταραχές αυτές εξακολουθούν και παραμένουν ένα δύσκολο πρόβλημα υγείας σε πολλούς κλάδους της βιομηχανίας. (Dennerlein et al., 2012; Deros et al., 2010; Gold et al., 2009). Στο Ηνωμένο Βασίλειο, για παράδειγμα, η έκθεση σε υπερβολική άσκηση και η σωματική αντίδραση (π.χ. κάμψη) προκάλεσε το ~ 31% χαμένων περιπτώσεων εργασίας, όπου κατά πλειοψηφία αυτή που επιρεάστηκε περισσότερο ήταν η πλάτη των εργαζομένων. Υπάρχουν περίπλοκα μονοπάτια που εμπλέκονται στην ανάπτυξη ενός WMSD, με επιδράσεις διαφορετικών παραγόντων κινδύνου, συμπεριλαμβανομένων σωματικών, ψυχοκοινωνικών και προσωπικών πτυχών (da Costa και Vieira, 2010; Karsh, 2006). Πιθανότατα αυτήν την πολυπλοκότητα αντικατοπτρίζει η χρήση ενός συνδυασμού πολλαπλών προληπτικών μέτρων (π.χ. φυσικοί εργονομικοί έλεγχοι μαζί με έναν διοικητικό έλεγχο) που φαίνεται να είναι πιο αποτελεσματική κατά την αντιμετώπιση των WMSDs παρά η χρήση ενός μόνο μηχανικού, οργανωτικού ή διοικητικού ελέγχου (Silverstein and Clark, 2004; Tullar et al., 2010). Τα τελευταία χρόνια, η χρήση ενός εξωσκελετού έχει λάβει αυξανόμενη προσοχή ως μια πρόσθετη παρέμβαση (de Looze et al., 2016), ίσως επειδή φοριέται και μπορεί να υποστηρίξει τον χρήστη χωρίς να απαιτεί αλλαγές στο υπάρχουσες ρυθμίσεις εργασίας όπως επίσης και για το γεγονός ότι θα μπορούσε να εφαρμοστεί σε περιπτώσεις όπου άλλες προσεγγίσεις είναι ανέφικτες. Σημειώνεται ότι ο εξωσκελετός ορίζεται εδώ ως μία «Φορητή συσκευή που αυξάνει, ενεργοποιεί, βοηθά ή / και βελτιώνει τη φυσική δραστηριότητα μέσω μηχανικής αλληλεπίδρασης με το σώμα» (ASTM International, 2019).

Ένας εξωσκελετός πίσω στήριξης (BSE) είναι ένας τύπος εξωσκελετού σχεδιασμένος για τη μείωση των φυσικών απαιτήσεων στην πλάτη. Για παράδειγμα, η χρήση BSE μπορεί να μειώσει τα επίπεδα ενεργοποίησης των μυών της πλάτης και το μεταβολικό κόστος κατά τη διάρκεια διαφόρων συμμετρικών και ασύμμετρων εργασιών ανύψωσης. Τέτοιες μειώσεις παρατηρήθηκαν έως και 57% για τη δραστηριότητα των μυών της πλάτης και ~ 18% στο μεταβολικό κόστος. Επιπλέον, η χρήση της BSE φαίνεται να είναι αποτελεσματική στη μείωση της δραστηριότητας των μυών της πλάτης, **έως και ~ 40%, κατά τη διάρκεια της στατικής συγκράτησης και συναρμολόγησης - εργασίες**

που απαιτούν κάμψη κορμού (Barrett and Fathallah, 2001; Bosch et al., 2016; Koopman et al., 2019β; Ulrey and Fathallah, 2011). Ωστόσο, οι Koopman et al. (2019β) ανέφεραν μεγάλες διαφορές μεταξύ ατόμων στη μείωση της μυϊκής δραστηριότητας με χρήση BSE, πιθανώς λόγω διαφορετικών στάσεων κορμού (κάμψη) που υιοθετούνται από τους χρήστες. Ομοίως, μια πρόσφατη μελέτη που ανέφεραν οι Madinei et al. (2020) αξιολόγησε τα αποτελέσματα των δύο διακριτών BSE σε μια προσομοιωμένη εργασία συναρμολόγησης που περιλαμβάνει διαφορετικές τοποθεσίες σε σχέση με τον χρήστη και διαπίστωσε ότι επηρεάστηκαν τα ευεργετικά αποτελέσματα ουσιαστικά από την κατάσταση εργασίας όπως και από το σχεδιασμό του BSE. Γενικά, τα στοιχεία υποστηρίζουν την αποτελεσματικότητα της χρήσης BSE και βοηθούν στον εντοπισμό αποτελεσματικών περιπτώσεων χρήσης. Παρ'όλα αυτά απαιτούνται περισσότερα στοιχεία για τις μακροπρόθεσμες επιπτώσεις κι τους πιθανούς κινδύνους της χρήσης των BSE. (Howard et al., 2019; Kuijter et al., 2014; Nussbaum et al., 2019).

Σε προηγούμενες μελέτες έχουν εκφραστεί ανησυχίες για απροσδόκητα και ανεπιθύμητα αποτελέσματα που ενδέχεται να εμφανιστούν στους χρήστες κατά τη χρήση BSE.. Για παράδειγμα, αρκετές μελέτες διαπίστωσαν ότι μπορεί να υπάρξει αύξηση της δραστηριότητας των μυών των ποδιών όταν χρησιμοποιείται μια BSE κατά τη διάρκεια μιας εργασίας κράτησης ή ανύψωσης (Barrett and Fathallah, 2001; Sadler et al., 2011; Ulrey and Fathallah, 2011). Όπως συζητήθηκε σε αυτές τις εκθέσεις, αυτό το αποτέλεσμα μπορεί να οφείλεται σε αλλαγές στη στάση εργασίας όταν χρησιμοποιείται μια BSE ή ανακατανομή (εξωτερικών) υποστηρικτικών δυνάμεων σε άλλα μέρη του σώματος. Όσον αφορά τις ορθοστατικές αλλαγές, οι Bosch et al. (2016) ανέφεραν ότι οι συμμετέχοντες υιοθέτησαν υπερβολικά εκτεταμένες στάσεις στο γόνατο όταν το BSE χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια μιας προσομοιωμένης εργασίας συναρμολόγησης που απαιτεί κάμψη κορμού. Δεδομένου ότι η BSE είναι μια φορητή εξωτερική συσκευή, μια κριτική από τον de Looze et al. (2016) συζήτησε το σημαντικό πιθανό ζήτημα της τοπικής δυσφορίας στις περιοχές του σώματος που έρχονται σε επαφή με BSE και πιθανές παρεμβολές στη φυσική κινηματική άρθρωσης λόγω σχετικών κινήσεων μεταξύ των συστατικών της BSE και της υποκείμενης σκελετικής δομής. Σε ένα διαφορετικό πλαίσιο, χρησιμοποιώντας ένα εξωσκελετό στήριξης-βραχίονα, παράχθηκε ελαφρώς μειωμένο εύρος κινήσεων των ώμων και φάνηκε να αυξάνονται οι απαιτήσεις του ορθοστατικού ελέγχου ή η ισορροπία (Kim et al., 2018). Δεδομένης της έλλειψης λεπτομερών αποδεικτικών στοιχείων, υπάρχει ανάγκη να κατανοήσουμε καλύτερα τις ευρύτερες επιπτώσεις της χρήσης BSE, ιδιαίτερα σε διαφορετικές συνθήκες εργασίας και σε σχέση με διαφορετικά σχέδια BSE.

Στην τρέχουσα διερευνητική μελέτη, εξετάσαμε διάφορους τύπους πιθανών ανεπιθύμητων ενεργειών από τη χρήση διαφορετικών BSE. Πιο συγκεκριμένα, εστίασαμε στις απροσδόκητες επιδράσεις δύο διαφορετικών BSE (backX[™] και Laevo[™]) κατά τη διάρκεια της εργασίας συναρμολόγησης ακριβείας με διάφορες θέσεις συναρμολόγησης. Ενδιαφέρουσες ήταν οι

διαφορές μεταξύ των BSE και μιας κατάστασης ελέγχου (χωρίς χρήση BSE) και τα διαφορικά αποτελέσματα κάθε BSE. Αρκετά μέτρα έκβασης που λήφθηκαν υπ' όψιν ήταν οι στάσεις εργασίας, η μυϊκή δραστηριότητα στις περιοχές του σώματος, εξαιρώντας τον κορμό (δηλαδή, «δευτερεύοντες» μύες) και η αντιληπτή ισορροπία. Επιπλέον, εξετάσαμε τις διαφορές στις επιδράσεις των δύο BSE σε επίπεδο τοπικής δυσφορίας και ευχρηστίας. Περιλάβαμε δύο BSE που διαφέρουν σε την προσέγγιση σχεδιασμού τους για να επιτρέψουν μια ευρύτερη κατανόηση των επιπτώσεων στο σχεδιασμό, ειδικά δεδομένου ότι η πλειοψηφία των προηγούμενων μελετών επικεντρώθηκε σε μια συγκεκριμένη BSE. Η συνοδευτική μελέτη (Madinei et al., 2020) συζήτησε μια πιθανότητα, ότι τα ευεργετικά αποτελέσματα των BSE σχετίζονται και με το φύλο, έτσι ο παράγοντας αυτός συμπεριλήφθηκε στην παρούσα μελέτη.

Μέθοδοι

Συμμετέχοντες

Η έρευνα πραγματοποιήθηκε σε ένα ισορροπημένο δείγμα 18 συμμετεχόντων από το τοπικό πανεπιστήμιο και την κοινότητα. Οι αντίστοιχοι μέσοι όροι (SD) ηλικίας, μάζας σώματος και ανάστηματος ήταν 25,3 (4,8) ετών, 74,0 (6,3) kg και 175,9 (4,0) cm για τα αρσενικά. Ενώ, 24.0 (2.4) ετών, 64.9 (7,3) kg και 165,6 (3,6) cm για τις γυναίκες και 24,7 (3,7) ετών, 69,4 (8,2) kg και 170,7 (6,5) cm για το πλήρες δείγμα. Όλοι ανέφεραν καμία τρέχουσα ή πρόσφατη (τελευταίους 12 μήνες) μυοσκελετική διαταραχή ή τραυματισμό.

Επισκόπηση της προσομοίωσης εργασιών συναρμολόγησης, πειραματικού σχεδιασμού και διαδικασίες

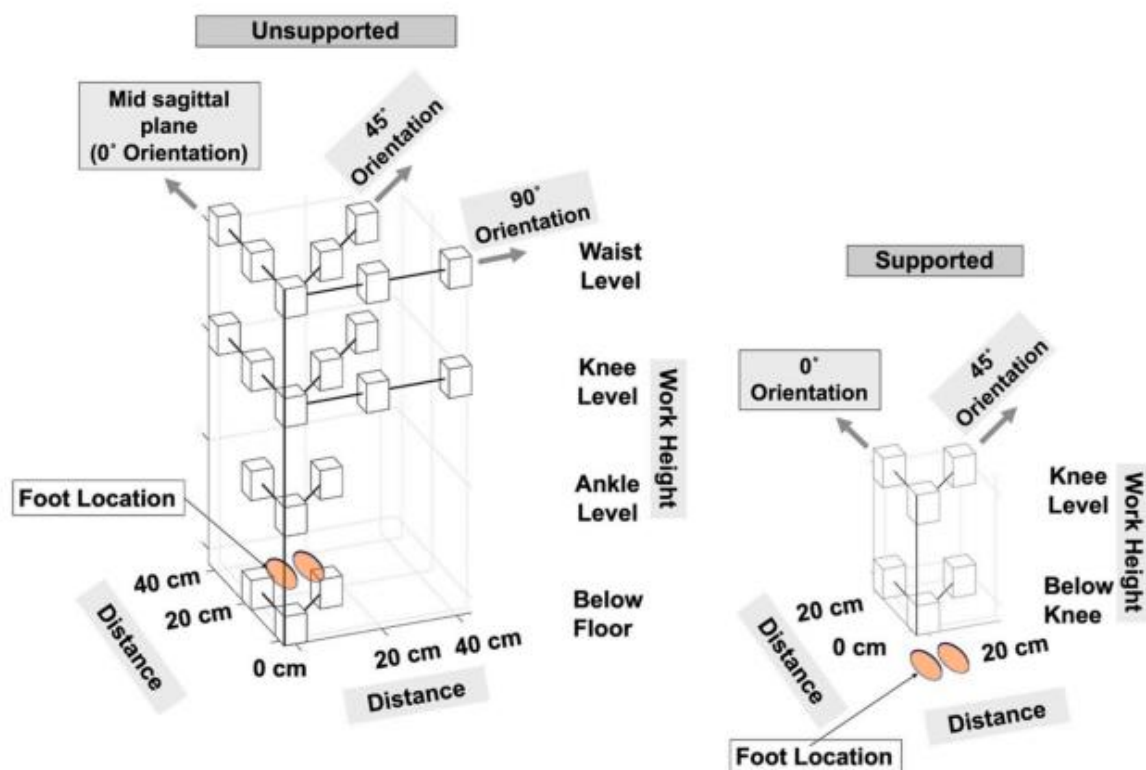
Η συλλογή δεδομένων πραγματοποιήθηκε ως μέρος μιας ευρύτερης μελέτης και ενός οδηγού εγχειριδίου που παρέχει μια πιο λεπτομερή περιγραφή του προσομοιωμένου καθήκοντος συναρμολόγησης, ρύθμισης εργασιών, πειραματικού σχεδιασμού και διαδικασιών (Madinei et al., 2020). Εν συντομία, μια εργασία συναρμολόγησης ακριβείας προσομοιώθηκε χρησιμοποιώντας pegboards με αυλακώσεις (Model 32025, Lafayette Instruments, IN, USA). Έγιναν πολλές δοκιμές που η καθεμία αφορούσε την εισαγωγή 10 pegs σε δύο στήλες των πέντε τρυπών με την εντολή να το κάνουν «το συντομότερο δυνατό». Σε κάθε δοκιμή, ήταν δύο στήλες (από τις πέντε στήλες στο pegboard) οι οποίες επιλέχθηκαν τυχαία από τους ερευνητές. Συνολικά 26 θέσεις pegboard ορίστηκαν με βάση συνδυασμούς διαφορετικών υψών εργασίας, αποστάσεων και προσανατολισμών σε σχέση με τον συμμετέχοντα. Αυτές οι προϋποθέσεις χειραγωγήθηκαν πειραματικά σε δύο σενάρια - δηλαδή, χωρίς υποστήριξη, στην οποία οι συμμετέχοντες υιοθέτησαν ελεύθερα στάση κατά την εκτέλεση της εργασίας, στην οποία οι συμμετέχοντες κάθονταν σε μια καρέκλα οπότε η στάση τους στηρίχθηκε εν μέρει από την καρέκλα (Εικ. 1). Στο «μη υποστηριζόμενο» σενάριο, ελέγχθηκαν 20 διαφορετικές συνθήκες εργασίας. Σε αυτές τις συνθήκες περιλαμβάνονται οι συνδυασμοί τεσσάρων υψών εργασίας - κάτω από το πάτωμα (το pegboard ήταν τοποθετημένο 20 cm κάτω από το πάτωμα), επίπεδο

αστραγάλου (6 cm πάνω από το δάπεδο), γόνατο επίπεδο (48 cm πάνω από το πάτωμα) και επίπεδο μέσης (90 cm πάνω από το πάτωμα) -μαζί με τρεις αποστάσεις (0, 20 και 40 cm από τα πόδια) και τρεις προσανατολισμούς (στο επίπεδο του μέσου οβελιαίου, 45 μοίρες και 90 μοίρες στα δεξιά του μεσαίου οβελιαίου επιπέδου). Το υποστηριζόμενο σενάριο περιλάμβανε έξι τοποθεσίες επιλεγόμενες από συνδυασμούς δύο υψών εργασίας (επίπεδο γόνατου και 20 cm κάτω από το επίπεδο του γόνατος, όταν ο συμμετέχων καθόταν σε μια καρέκλα), δύο αποστάσεις (0 έναντι 20 cm από το γόνατο) και δύο προσανατολισμοί (μέσου οβελιαίου και 45 μοίρες στα δεξιά του μεσαίου οβελιαίου επιπέδου). Να σημειωθεί ότι οι συνθήκες ύψους εργασίας τυποποιήθηκαν μεταξύ των συμμετεχόντων, και ότι ο πλήρης παραγοντικός σχεδιασμός δεν χρησιμοποιήθηκε. Μάλιστα, οι τοποθεσίες περιορίστηκαν στον φάκελο εργασίας στον οποίο ένας εργαζόμενος μπορούσε εύλογα να φτάσει.

Χρησιμοποιήθηκε ένας σχεδιασμός επαναλαμβανόμενων μετρήσεων στον οποίο οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν την εργασία συναρμολόγησης σε καθεμία από τις 26 θέσεις pegboard και σε καθεμία από τις τρεις συνθήκες παρεμβάσεων ή εξωσκελετού υποστήριξης (BSE). Κάθε συμμετέχων ολοκλήρωσε και μια προπόνηση (~ 3 ώρες) και μια πειραματική συνεδρία (~ 5 ώρες) σε ξεχωριστές ημέρες. Κατά τη διάρκεια της προπόνησης, οι συμμετέχοντες εισήχθησαν σε κάθε BSE και ήταν εξοπλισμένοι με αυτό σύμφωνα με τις οδηγίες των κατασκευαστών. Οι συμμετέχοντες στη συνέχεια ασκούσαν την εργασία συναρμολόγησης, προς ικανοποίησή τους, και στις 26 θέσεις pegboard για κάθε κατάσταση BSE, η οποία έγινε για να επιτρέψει στους συμμετέχοντες να εξερευνήσουν και να προσαρμόσουν τις προτιμώμενες στάσεις εργασίας και τις ρυθμίσεις BSE για κάθε θέση pegboard και κάθε κατάσταση BSE (επιλεγμένη από τους συμμετέχοντες BSE οι ρυθμίσεις αναφέρονται στο Madinei et al., 2020)

Στην πειραματική συνεδρία, οι συμμετέχοντες ολοκλήρωσαν την εργασία συναρμολόγησης για μια δεδομένη παρέμβαση σε κάθε μία από τις 20 (ή 6) θέσεις pegboard υπό το «μη υποστηριζόμενο» (ή υποστηριζόμενο) σενάριο. Η σειρά παρουσίασης των παρεμβάσεων ήταν αντισταθμισμένη χρησιμοποιώντας 3x3 λατινικά τετράγωνα και η σειρά παρουσίασης των μη υποστηριζόμενων και υποστηριζόμενων σεναρίων εναλλάχθηκε μεταξύ των συμμετεχόντων, έτσι ώστε οι μισοί από τους συμμετέχοντες να ξεκινήσουν την πειραματική συνεδρία τους πρώτα με το μη υποστηριζόμενο σενάριο και το άλλο μισό ξεκίνησε με το υποστηριζόμενο σενάριο. Για μια δεδομένη συνθήκη παρέμβασης, η σειρά παρουσίασης των συνθηκών ύψους εργασίας αντισταθμίστηκε χρησιμοποιώντας 4 x 4 λατινικά τετράγωνα για το μη υποστηριζόμενο σενάριο και εναλλάχθηκε μεταξύ των συμμετεχόντων για το υποστηριζόμενο σενάριο. Στη συνέχεια, η σειρά παρουσίασης των θέσεων του χαρτονιού (δηλαδή, Οριζόντια θέση $\frac{1}{4}$ όλοι οι συνδυασμοί αποστάσεων και προσανατολισμών) μέσα σε ένα δεδομένο Ύψος εργασίας τυχαιοποιήθηκε πλήρως. Τους δόθηκε ανάπαυση τουλάχιστον 1 λεπτού μεταξύ τοποθεσιών pegboard και τουλάχιστον ανάπαυσης 3 λεπτών μετά από κάθε παρέμβαση.

Μετά την ολοκλήρωση μιας δοκιμής της εργασίας συναρμολόγησης σε μια δεδομένη πειραματική κατάσταση, η αντιληπτή ισορροπία καθορίστηκε ζητώντας από τους συμμετέχοντες να παράσχουν μια κλίμακα 0-10 (Schierrati et al., 1999), στην οποία 0 $\frac{1}{4}$ χειρότερα και 10 $\frac{1}{4}$ καλύτερα. Ας σημειωθεί ότι οι συμμετέχοντες εξοικειώθηκαν με αυτήν την κλίμακα όπως περιγράφεται από τους Schierrati et al. (1999) στην προπόνηση. Μετά την ολοκλήρωση μιας δοκιμής που αφορούσε μία από τις BSE, οι συμμετέχοντες παρείχαν βαθμολογίες τοπικής δυσφορίας σε περιοχές του σώματος που είχαν άμεση επαφή με τα συστατικά της BSE (π.χ. στήθος, μέση και μηροί), χρησιμοποιώντας ξεχωριστές κλίμακες 7 σημείων (Groenesteijn et al., 2004) , όπου 0 $\frac{1}{4}$ δεν υπάρχει δυσφορία, 3 $\frac{1}{4}$ υψηλή δυσφορία και 6 $\frac{1}{4}$ ακραία δυσφορία. Αφού ολοκλήρωσαν όλες τις πειραματικές συνθήκες με μια δεδομένη BSE, οι συμμετέχοντες βαθμολόγησαν τη συνολική χρησιμότητα της BSE σε κλίμακα από 0 (καθόλου χρήσιμη) έως 100 (απολύτως χρήσιμη). Αξιολόγησαν επίσης τους περιορισμούς προσαρμογής, άνεσης και κίνησης του σώματος χρησιμοποιώντας κλίμακες 7 σημείων (βλ. Παράρτημα Α). Οι συμμετέχοντες ενθαρρύνθηκαν να χρησιμοποιούν κλασματικές βαθμολογίες, όπως απαιτείται, όταν παρέχουν απαντήσεις χρησιμοποιώντας όλες τις σημειωμένες κλίμακες.



Εικ. Μη υποστηριζόμενες θέσεις (αριστερά) και υποστηριζόμενες (δεξιά) θέσεις για την προσομοίωση εργασιών συναρμολόγησης. Κάθε κύβος υποδεικνύει μια θέση pegboard, και υπήρχαν 20 μη υποστηριζόμενες συνθήκες [συνδυασμοί 4 υψών εργασίας (μέση, γόνατο, αστράγαλο, κάτω από το δάπεδο), 3 προσανατολισμοί (0 μοίρες (λωρίδα μέσου οβελιαίου), 45, 90 μοίρες) και 3 αποστάσεις (0 cm, 20 cm, 40 cm)] και 6 υποστηριζόμενες συνθήκες [συνδυασμοί 2 υψών εργασίας (γόνατο, κάτω από το γόνατο), 2 προσανατολισμοί (0, 45 μοίρες) και 2 αποστάσεις (0 cm, 20 cm)] .

Όργανα και επεξεργασία δεδομένων

Η τμηματική κινηματική ολόκληρου του σώματος παρακολουθήθηκε στα 60 Hz, χρησιμοποιώντας ένα φορητό σύστημα αδρανούς κίνησης (MVN Awinda, Xsens Technologies B.V., Netherlands). Έγινε δειγματοληψία της κινητικής δραστηριότητας στα 1,5 kHz χρησιμοποιώντας σύστημα τηλεμετρίας επιφανειακής ηλεκτρομυογραφίας (EMG) (TeleMyo Desktop DTS, Noraxon, AZ, USA). Μετά από κατάλληλη προετοιμασία δέρματος, ζεύγη προ-πηκτωμάτων, διπολικών, Ag / AgCl ηλεκτροδίων (AccuSensor, Lynn Medical, MI, USA) με απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων 2,5 cm τοποθετήθηκαν διμερώς σε τέσσερις προσβάσιμες μυϊκές ομάδες που διασχίζουν το λαιμό, τον ώμο και περιοχές μηρών, σύμφωνα με προηγούμενες συστάσεις του (Criswell, 2010; Hermens et al., 1999). Συγκεκριμένες ομάδες μυών που παρακολουθήθηκαν ήταν ο μεσοτραχηλικός τραπέζιος (MCT), ο κατεβασμένος τραπέζιος (DT), ο πρόσθιος δελτοειδής (AD). Οι μέγιστες ισομετρικές συστολές (MVICs) πραγματοποιήθηκαν για την ομαλοποίηση EMG. Οι συμμετέχοντες τοποθετήθηκαν σε ένα εμπορικό δυναμόμετρο (Biodex System 3 Pro, Biodex Medical Systems Inc., NY, USA) για να περιορίσουν τις στάσεις τους και ολοκλήρωσαν την επέκταση του αυχένα (Zabihhosseinian et al., 2015), αριστερή / δεξιά ωμοπλάτη και κάμψη ώμου (Boettcher et al., 2008) και επέκταση αριστερού / δεξιού γόνατος (Hermens et al., 1999). Για μία δεδομένη ομάδα μυών, κάθε δοκιμή MVIC επαναλήφθηκε δύο φορές, κατά τη διάρκεια της οποίας δόθηκε μη απειλητική προφορική ενθάρρυνση. Δόθηκε ανάπαυση τουλάχιστον 30 δευτερολέπτων μεταξύ κάθε MVIC.

Για κάθε δοκιμή της εργασίας συναρμολόγησης, οι κοινές χρονοκινητικές σειρές από το σύστημα αδράνειας κίνησης, φιλτραρίστηκαν με χαμηλή διέλευση (cut-off 9 Hz, Butterworth 4ης τάξης). Ακολουθώντας τις συστάσεις του ISB (Wu and Cavanagh, 1995), ελήφθησαν τριαξονικοί προσανατολισμοί για την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης (δηλαδή, κορμός σε σχέση με τη λεκάνη) και ελήφθησαν οι γωνίες κάμψης των αρθρώσεων για τα γόνατα και τους γοφούς. Οι μέσες τιμές (50ο εκατοστημόριο) των τριαξονικών οσφυϊκών γωνιακών αρθρώσεων χρησιμοποιήθηκαν ως μέτρα έκβασης, μαζί με αντίστοιχα μέσα διμερών μέσων γωνιών κάμψης γόνατος και ισχίου. Αυτά τα συγκεκριμένα κινηματικά μέτρα επιλέχθηκαν για να παρέχουν μια ένδειξη πιθανών αλλαγών στις στάσεις εργασίας μεταξύ των πειραματικών συνθηκών. Τα ακατέργαστα σήματα EMG φιλτραρίστηκαν με διέλευση ζώνης (20-450 Hz, 4th Butterworth, αμφίδρομη), στη συνέχεια φιλτράρονται με χαμηλή διέλευση (cut-off 3 Hz, Butterworth 4ης τάξης) για τη δημιουργία γραμμικών φακέλων. Τα σήματα EMG για κάθε μυ έχουν κανονικοποιηθεί στη συνέχεια, στις αντίστοιχες μέγιστες τιμές που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια των MVICs. Μέσα διμερών μέσων επιπέδων ομαλοποιημένης μυϊκής δραστηριότητας (nEMG) χρησίμευσαν ως μέτρα έκβασης. Σημειώστε ότι τα μεσαία επίπεδα χρησιμοποιήθηκαν εδώ, καθώς η προσομοιωμένη εργασία ήταν σχεδόν στατική.

Στατιστικές αναλύσεις

Τα αποτελέσματα της παρέμβασης (δηλ. Χωρίς BSE, backX και Laevo) εξετάστηκαν ξεχωριστά για τα μη υποστηριζόμενα και υποστηριζόμενα σενάρια. Για ένα δεδομένο σενάριο, πραγματοποιήθηκαν ξεχωριστές αναλύσεις διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (ANOVAs) για κάθε μέτρο αποτελέσματος (δηλαδή, μέση γωνία άρθρωσης, μέσες τιμές EMG, αντιληπτή ισορροπία και δυσφορία). Κάθε κύβος υποδεικνύει μια θέση pegboard, και υπήρχαν 20 μη υποστηριζόμενες συνθήκες [συνδυασμοί 4 υψών εργασίας (μέση, γόνατο, αστράγαλο, κάτω από το δάπεδο), 3 προσανατολισμοί (0μοίρες (λωρίδα μέσου οβελιαίου), 45, 90μοίρες) και 3 αποστάσεις (0 cm, 20 cm, 40 cm)] και 6 υποστηριζόμενες συνθήκες [συνδυασμοί 2 υψών εργασίας (γόνατο, κάτω από το γόνατο), 2 προσανατολισμοί (0, 45 μοίρες) και 2 αποστάσεις (0 cm, 20 cm)] . Κατάσταση ύψους εργασίας, με οριζόντια θέση και φύλο ως πρόσθετες ανεξάρτητες μεταβλητές. Στην κατάσταση ελέγχου (δηλ. Χωρίς BSE), δεν ελήφθησαν ερωτήσεις για δυσφορία και χρησιμότητα. Για αναλύσεις, η παρέμβαση θεωρήθηκε ότι είχε δύο επίπεδα (backX και Laevo). Πραγματοποιήθηκαν επίσης ξεχωριστά επαναλαμβανόμενα μέτρα ANOVA για κάθε ερώτηση χρησιμότητας. Αυτές οι αναλύσεις έγιναν χρησιμοποιώντας τη λειτουργία lmer στο πακέτο lme4 (Bates et al., 2014) στο R στατιστικό λογισμικό (R Core Team, 2013). Σημειώστε ότι τα ANOVA χρησιμοποιήθηκαν για δεδομένα κλίμακας τύπου Likert, δεδομένης της αυξανόμενης απόδειξης ότι η παραμετρική ανάλυση είναι αρκετά ισχυρή κατά την ανάλυση τέτοιων δεδομένων (Mircioiu and Atkinson, 2017; Rickards et al., 2012). Δεν παρατηρήσαμε σημαντικές αποκλίσεις από παραμετρικές παραδοχές μοντέλων. Για να κατανοήσουμε πώς η χρήση της BSE επηρέασε τα αποτελέσματα σε σύγκριση με την κατάσταση ελέγχου (χωρίς BSE), οι post-hoc αντιθέσεις (BSE εναντίον ελέγχου) ολοκληρώθηκαν για ένα δεδομένο ύψος εργασίας και οριζόντια θέση χρησιμοποιώντας το πακέτο emmeans στο R (Russell, 2018) . Τα συνοπτικά δεδομένα αναφέρονται ως τετραγωνικά μέσα (διαστήματα εμπιστοσύνης 95%), τα οποία αποκτήθηκαν χρησιμοποιώντας το πακέτο emmeans.

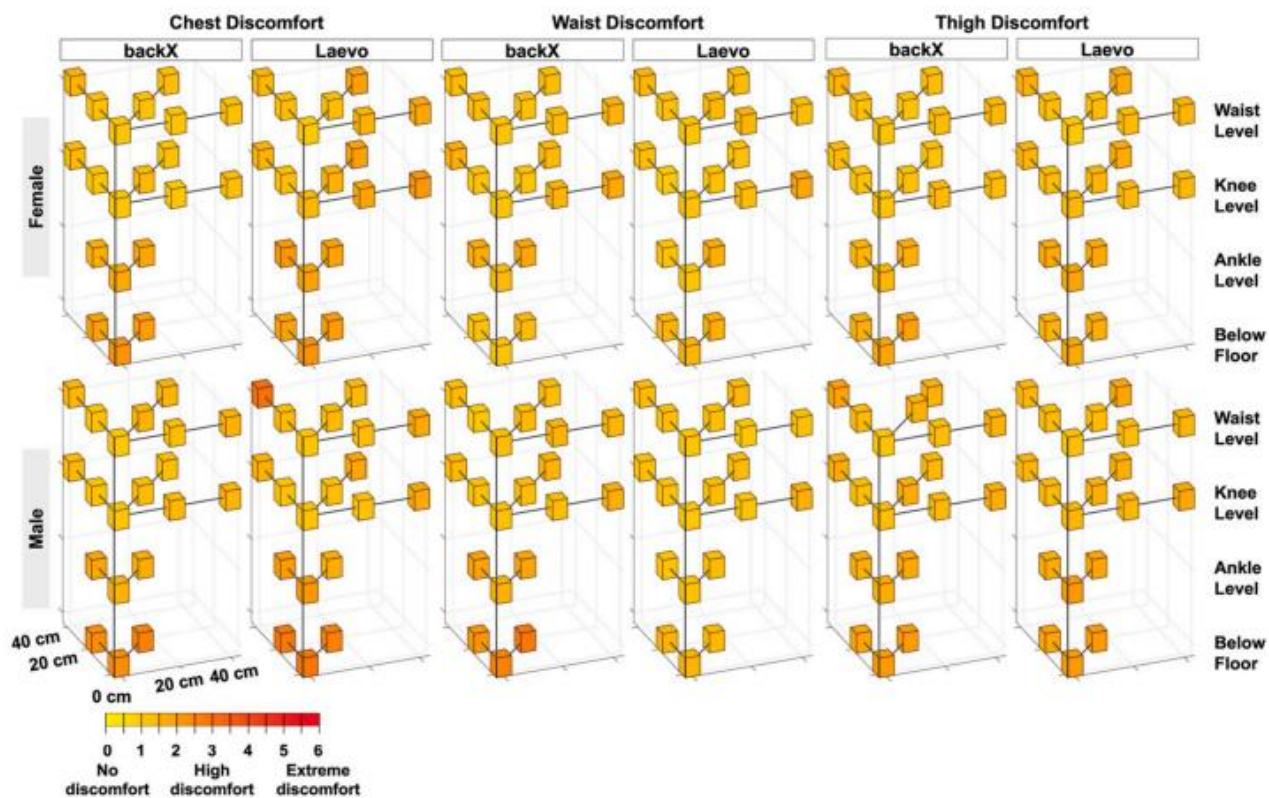
Η στατιστική σημασία προσδιορίστηκε όταν $p < 0,05$. Τα μεγέθη των αποτελεσμάτων αναφέρονται χρησιμοποιώντας το Cohen's f (Cohen, 1998) και αποκτήθηκαν χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση cohens_f στο πακέτο sjstats (Lüdtke, 2019). Ως σημεία αναφοράς, οι τιμές f των 0,14, 0,39 και 0,59 θεωρήθηκαν αντίστοιχα μικρές, μεσαίες και μεγάλες επιδράσεις για ένα πολλαπλό γραμμικό μοντέλο. Δεδομένων των στόχων της μελέτης, εστιάζουμε στα κύρια και διαδραστικά αποτελέσματα της παρέμβασης στην επακόλουθη παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

Work Height	Interv.	Lumbar						Hip Flexion (°)		Knee Flexion (°)	
		Lat. Bending (°)		Flexion (°)		Axial Rotation (°)		M	F	M	F
		M	F	M	F	M	F				
Waist Level	No BSE	4.3 (3.5, 4.6)	3.4 (2.7, 4.1)	18.0 (12.9, 23.2)	16.0 (10.9, 21.0)	13.7 (10.4, 17.0)	10.1 (6.9, 13.3)	13.4 (9.0, 17.8)	11.3 (7.1, 15.6)	9.3 (5.9, 12.8)	8.2 (4.8, 11.5)
	ΔbackX	-1.7 - 0.3	-1.5 - 1.6	-3.1 - 0.6	-4.4 - 5.1	-0.7 - 1.3	-1.2 - 3.0	-4.3 - -1.6	-2.8 - 2.5	-4.1 - 3.2	-2.6 - 3.2
	ΔLaevo	-1.9 - 0.2	-1.5 - 0.1	-2.6 - 3.9	-3.8 - 2.9	-0.6 - 2.9	-0.5 - 4.2	-2.5 - 0.9	-2.6 - 3.4	-2.6 - 1.4	-2.8 - 1.5
Knee Level	No BSE	4.5 (3.7, 5.3)	4.7 (3.9, 5.5)	15.6 (9.1, 22.1)	19.5 (12.9, 26.1)	8.9 (5.8, 12.0)	7.9 (4.8, 11.1)	15.1 (5.9, 24.3)	24.3 (14.9, 33.6)	101 (84.8, 116)	96 (80.1, 112)
	ΔbackX	-1.5 - 0.8	-2.5 - -0.4	-4.3 - 1.8	-7.0 - 1.6	0.1 - 3.2	-1.6 - 4.0	-2.7 - 3.0	-10.1 - -3.7	0.7 - 3.6	-11.1 - -4.8
	ΔLaevo	-1.3 - 0.6	-2.2 - 0.2	-2.2 - 4.5	-5.7 - 1.3	0.8 - 2.4	-2.4 - 3.9	-0.6 - 5.5	-5.4 - -0.4	-0.6 - 5.5	-4.8 - 5.4
Ankle Level	No BSE	4.0 (2.6, 5.3)	3.9 (2.5, 5.3)	48.7 (41.5, 55.9)	44.0 (36.8, 51.3)	9.5 (6.9, 12.2)	7.6 (5.0, 10.2)	48.0 (41.0, 54.9)	51.5 (44.5, 58.5)	120 (112, 128)	124 (115, 132)
	ΔbackX	-1.1 - 0.1	-2.5 - -0.8	-5.0 - -0.6	-0.01 - 0.5	-3.2 - 3.8	-3.4 - 3.0	0.1 - 1.8	-6.0 - 0.9	0.06 - 2.4	-6.5 - -1.8
	ΔLaevo	-2.7 - 0.3	-2.7 - -1.3	-7.6 - -6.1	-10.3 - -7.3	-2.9 - -0.1	-3.5 - -2.0	-4.1 - -0.8	-8.1 - -3.4	0.2 - 4.5	-9.1 - -7.7
Below Floor Level	No BSE	5.5 (3.9, 7.0)	4.9 (3.3, 6.5)	56.8 (48.8, 64.8)	50.2 (42.2, 58.1)	10.0 (7.3, 12.7)	7.8 (5.2, 10.5)	68.1 (62.3, 73.9)	76.2 (70.5, 81.9)	115 (109, 122)	116 (110, 123)
	ΔbackX	-2.8 - -2.0	-3.0 - -1.7	-5.1 - -2.1	-2.0 - -0.7	-4.0 - 0.2	-3.3 - 3.1	-1.0 - 4.2	-5.7 - -1.7	-4.3 - 0.2	-3.5 - -0.9
	ΔLaevo	-2.3 - -0.8	-1.9 - -1.8	-5.0 - -2.1	-13.6 - -8.0	-3.5 - -2.0	-4.6 - 0.7	-3.1 - 1.1	-5.9 - -2.0	-0.9 - 3.7	-4.2 - 0.6

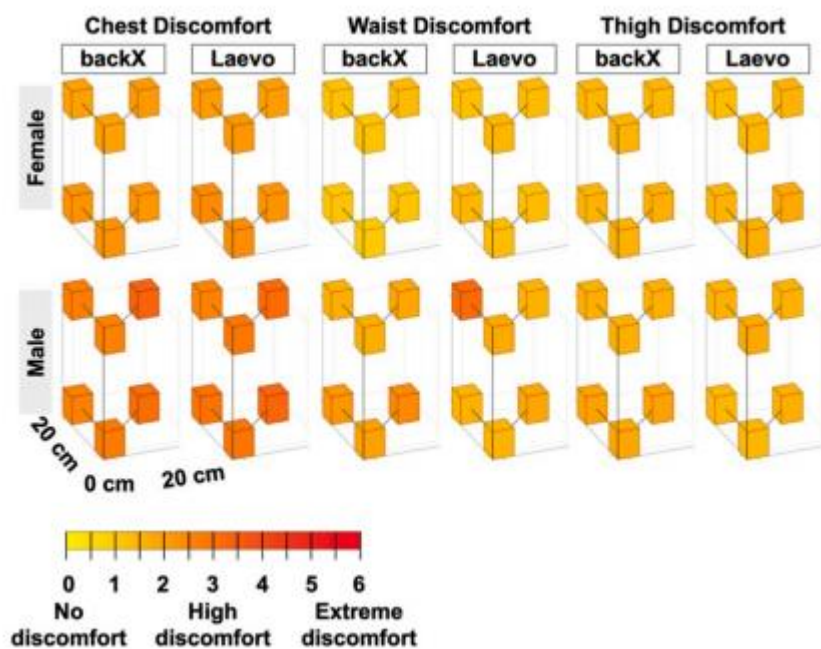
Πίνακας :Περίληψη της κινηματικής της οσφυϊκής άρθρωσης και του ισχίου υπό έλεγχο (Όχι BSE) σε κάθε ύψος εργασίας κατά τη διάρκεια του μη υποστηριζόμενου σεναρίου. Για κάθε κινηματικό μέτρο και σε κάθε ύψος εργασίας, παρέχονται ελάχιστα τετράγωνα (κάτω CI, άνω CI), μαζί με αντίστοιχα εύρη διαφοράς μεταξύ κάθε BSE και της κατάστασης ελέγχου.

Work Height	Interv.	Lumbar						Hip Flexion (°)		Knee Flexion (°)	
		Lat. Bending (°)		Flexion (°)		Axial Rotation (°)		Male	Female	Male	Female
		Male	Female	Male	Female	Male	Female				
Knee Level	No BSE	2.9 (1.8, 3.9)	2.6 (1.5, 3.6)	43.5 (37.0, 50.0)	36.4 (30.0, 42.9)	5.4 (3.2, 7.5)	4.3 (2.1, 6.4)	61.4 (56.2, 66.5)	63.1 (58.0, 68.3)	79.5 (74.3, 84.8)	70.0 (64.8, 75.3)
	ΔbackX	-2.1--0.4	-3.9-1.0	-6.5--1.8	-6.5-0.6	0.4-0.9	-2.2-1.5	-6.2--2.7	-7.5--7.3	3.4-6.0	2.3-5.3
	ΔLaevo	-2.7--0.1	-2.2--0.4	-3.2-0.1	-12.3--7.0	-2.3-0.2	-2.7--0.3	-5.0--0.4	-5.9--2.9	5.4-6.5	4.6-6.0
Below Knee Level	No BSE	4.4 (2.9, 6.0)	4.2 (2.6, 5.7)	53.4 (46.0, 60.9)	46.8 (39.4, 54.3)	7.2 (4.5, 9.8)	5.9 (3.2, 8.6)	71.5 (66.6, 76.4)	71.3 (59.0, 68.7)	78.9 (73.3, 84.6)	70.5 (64.9, 76.2)
	ΔbackX	-0.7-0.6	-1.2-1.6	-1.2-0.01	-1.6-7.8	2.3-3.4	-2.1-3.5	-3.3--1.8	-10.8--7.5	1.4-3.8	-2.2-3.8
	ΔLaevo	-1.3--0.2	-1.4-1.2	1.2-1.4	-4.8--1.3	-2.0-0.3	-1.0-2.8	-4.2-0.01	-5.8--3.6	2.9-5.7	0.8-5.1

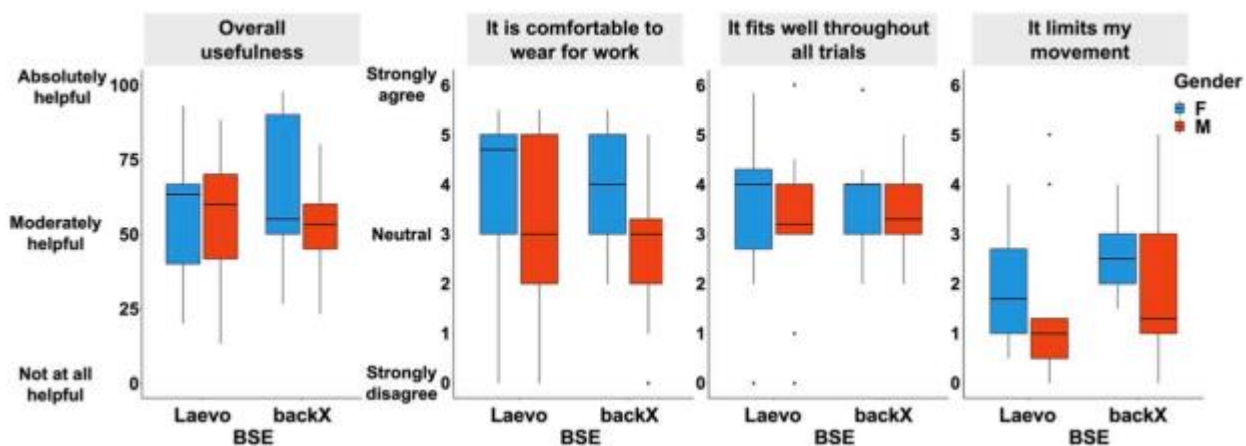
Πίνακας :Σύνοψη της κινηματικής της οσφυϊκής άρθρωσης και του ισχίου υπό έλεγχο (Όχι BSE) σε κάθε ύψος εργασίας κατά τη διάρκεια του υποστηριζόμενου σεναρίου.



Εικ. . Εντοπισμένες αξιολογήσεις δυσφορίας στο στήθος και τη μέση στο μη υποστηριζόμενο σενάριο, σε καθεμία από τις 20 θέσεις pegboard και για κάθε BSE και φύλο.



Εικ. . Εντοπισμένες αξιολογήσεις δυσφορίας στο στήθος και τη μέση στο υποστηριζόμενο σενάριο, σε καθεμία από τις έξι θέσεις pegboard και για κάθε BSE και φύλο.



Εικ. 4. Απαντήσεις σε ερωτήσεις σχετικά με τη συνολική ευκολία, την άνεση, τη φυσική κατάσταση και τους περιορισμούς κίνησης του σώματος, χωρισμένες ανά φύλο και BSE.

Συμπεράσματα:

Η χρήση μιας BSE είχε κάποιες απροσδόκητες επιδράσεις στον χρήστη, συμπεριλαμβανομένων μικρών αλλαγών στις στάσεις εργασίας (π.χ. αλλαγές στην οσφυϊκή κάμψη ~ 14 μοίρες) και το επίπεδο δυσφορίας στη φθορά, αλλά δεν προκάλεσε ουσιαστικές αλλαγές στις μυϊκές προσπάθειες σε «δευτερεύουσες» μυϊκές ομάδες τους ώμους και τους μηρούς (λιγότερο από $\pm 2\%$ του $\% MVIC$) ή αντιληπτή ισορροπία. Οι απροσδόκητες επιδράσεις εξαρτήθηκαν επίσης αρκετά από τις σχετικές συνθήκες εργασίας (δηλαδή, θέσεις pegboard και μη υποστηριζόμενο / υποστηριζόμενο σενάριο) και τη συγκεκριμένη BSE που χρησιμοποιήθηκε, και διέφεραν μεταξύ των δύο φύλων σε πολλές περιπτώσεις. Με βάση τα αποτελέσματά μας, προσφέρουμε δύο πρακτικές προτάσεις. Πρώτον, η χρήση της BSE δεν πρέπει να χρησιμοποιείται για να παρακινήσει τις αυξημένες απαιτήσεις εργασίας ή τη διάρκεια, καθώς τα επίπεδα δραστηριότητας που παρατηρήθηκαν σε δευτερογενείς μυϊκές ομάδες ήταν σε μεγάλο βαθμό αμετάβλητα. Δεύτερον, η χρήση μιας BSE σε μια κατάσταση εργασίας που απαιτεί πιο ακραίες στάσεις μπορεί να αυξήσει τη δυσφορία στη φθορά και το επίπεδο αυτής της δυσφορίας φαίνεται να επηρεάζεται από τις διαφορές στην ατομική εφαρμογή και την προτίμηση για μια δεδομένη BSE, καθώς τέτοιες διαφορές μπορούν να επηρεάσουν τον τρόπο αλληλεπίδρασης των συστατικών της BSE με επαφή με τα μέρη του σώματος. Στην πράξη, η χρήση και η επιλογή μιας BSE θα απαιτήσει πιθανώς μια ολοκληρωμένη εξέταση των αλληλεπιδράσεων μεταξύ ενός δεδομένου χρήστη, του σχεδιασμού της BSE και της κατάστασης εργασίας, ανεξάρτητα από την αποτελεσματικότητα μιας BSE στη μείωση των απαιτήσεων στην πλάτη. Οι μελλοντικές εργασίες θα πρέπει να επικεντρώνονται σε τέτοιες αλληλεπιδράσεις σε μακροπρόθεσμες μελέτες και θα πρέπει να εξετάζουν τον τρόπο ενίσχυσης των σχεδίων της BSE για την προώθηση της αποδοχής και της αποτελεσματικότητας μιας BSE από τους χρήστες σε ένα ευρύτερο φάσμα συνθηκών εργασίας.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- «Assessing the potential for “undesired” effects of passive back-support exoskeleton use during a simulated manual assembly task: Muscle activity, posture, balance, discomfort, and usability» , applied ergonomics
- «Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting», Journal of Biomechanics
- «Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton», Journal of Biomechanics
- «Algorithm to compute muscle excitation patterns that accurately track kinematics using a hybrid of numerical integration and optimization», Journal of Biomechanics
- «Design methodology of an active back-support exoskeleton with adaptable backbone-based kinematics», International Journal of Industrial Ergonomics
- Holistic planning and optimization of human-centred workplaces with integrated exoskeleton technology» ,ScienceDirect