

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Εφαρμογή Θερμότητας στην Αντιμετώπιση Μακροχρόνια Δύσκαμπτων Αρθρώσεων Μέρος Ι: Αποτελεσματικότητα των μέσων θερμοθεραπείας

Μηνάς Κεσσεκίδης

Φυσικοθεραπευτής, Μ.Sc., Περιφερικό Γενικό Νοσοκομείο Αθηνών «ΚΑΤ»

*Επικοινωνία: Μηνάς Κεσσεκίδης, Σαρπηδώνος 6, 10442, Αθήνα
E-mail: kminas@netportal.gr*

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σαποκατάσταση του εύρους κίνησης μιας άρθρωσης με μακροχρόνιο περιορισμό της φυσιολογικής κινητικότητάς της αποτελεί μία από τις πλέον ενδιαφέρουσες προκλήσεις στον τομέα της ορθοπαιδικής αποκατάστασης.

Ο περιορισμός της κινητικότητας μίας άρθρωσης μπορεί να οφείλεται – κατά σειρά συχνότητας – σε οποιαδήποτε από τα παρακάτω αίτια ή συνδυασμό τους :

1. ακινητοποίηση
2. τραυματισμό
3. δυσχρησία-εκφυλιστική νόσο
4. δημιουργία ουλών

Ως *μακροχρόνια δύσκαμπτη* θεωρείται εκείνη η άρθρωση, η οποία παρουσιάζει περιορισμό της φυσιολογικής κινητικότητάς της για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των 3 με 4 εβδομάδων. Μία τέτοια άρθρωση είναι κατά κανόνα «ψυχρή», δηλαδή δεν παρουσιάζει σημάδια φλεγμονής όπως αρθρώσεις με οξύ περιορισμό της κινητικότητάς τους (Εικόνα 1). Έτσι, λοιπόν, δεν εμφανίζει οίδημα και ερυθρότητα, έχει συνήθως κανονική ή και χαμηλότερη του κανονικού θερμοκρασία (λόγω κακής κινητικότητας και μειωμένης αιματικής ροής), ενώ και ο πόνος εμφανίζεται όχι σε ηρεμία, αλλά στην προσπάθεια κίνησής της στην κατεύθυνση του περιορισμού (Kottke et al. 1966, Shapega et al. 1981, Liebesman and Cafarelli 1994).

Από τα παραπάνω γίνεται αντιληπτό πως σε μια

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο μακροχρόνιος περιορισμός στο εύρος κίνησης μιας άρθρωσης αποτελεί ένα σύνθετο, όσο και προκλητικό πρόβλημα για τον φυσικοθεραπευτή στην ορθοπαιδική αποκατάσταση. Ο περιορισμός του εύρους κίνησης σε μία τέτοια άρθρωση οφείλεται, κατά κύριο λόγο, στην προσαρμοστική βράχυνση των περιαρθρικών κολλαγόνων ιστών συνεπεία τραυματισμού, ακινητοποίησης ή εκφυλιστικής νόσου. Στόχος του θεραπευτικού προγράμματος είναι η προοδευτική αύξηση της εκτασιμότητας των βραχυμένων μαλακών μοριών και, τελικά, η αποκατάσταση του εύρους κίνησης της προσβεβλημένης άρθρωσης. Για την επίτευξη του παραπάνω στόχου, η θεραπευτική μας παρέμβαση συνίσταται πρωτίστως στην εφαρμογή ενός προγράμματος διατάσεων μικρής έντασης και παρατεταμένης διάρκειας, το οποίο έχει αποδειχθεί πολύ αποτελεσματικό για την επιμήκυνση κολλαγόνων ιστών. Παράλληλα, μία σειρά εργαστηριακών ερευνών έδειξαν ότι η παθητική αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών πάνω από 3 με 4°C έχει σαν αποτέλεσμα την βελτίωση των ελαστικών τους ιδιοτήτων και την αύξηση της εκτασιμότητάς τους. Τα παραπάνω δεδομένα οδήγησαν στο συμπέρασμα πως ο συνδυασμός «προθέρμανσης-διάτασης» αποτελεί την ιδανική θεραπευτική προσέγγιση για την αντιμετώπιση μακροχρόνια δύσκαμπτων αρθρώσεων. Η τεχνική αυτή συνίσταται στην τοποθέτηση των βραχυμένων μαλακών μοριών σε θέση διάτασης κατά την διάρκεια ή αμέσως μετά την εφαρμογή κάποιου μέσου θερμοθεραπείας. Παρά την εκτεταμένη κλινική εφαρμογή της τεχνικής και την εμπειρικά διαπιστωμένη αποτελεσματικότητά της, η θεμελίωσή της σε αμιγώς εργαστηριακές έρευνες σε ζώϊκά μοντέλα αφήνει περιθώρια αμφισβήτησης. Τα τελευταία χρόνια αρκετές έρευνες πραγματοποιήθηκαν σε εθελοντές και αξιολόγησαν τόσο την ικανότητα των θερμοθεραπευτικών μέσων να αυξήσουν την θερμοκρασία των ιστών στα απαιτούμενα επίπεδα, όσο και το κατά πόσο ο συνδυασμός «προθέρμανση-διάτασης» υπερτερεί σε σχέση με την εφαρμογή διάτασης μόνο για την αύξηση της ελαστικότητας διαφόρων κολλαγόνων ιστών. Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η ανασκόπηση και αξιολόγηση των νεότερων ερευνητικών δεδομένων σχετικά με αυτή την δημοφιλή θεραπευτική τεχνική.

Λέξεις κλειδιά: Αρθρική δυσκαμψία, Μέσα θερμοθεραπείας, Θεραπευτική θερμότητα, Διάταση

τέτοια άρθρωση ο πόνος και ο προστατευτικός μυϊκός σπασμός δεν αντιπροσωπεύουν τους πρωταρχικούς παράγοντες περιορισμού της κίνησης, όπως συμβαίνει σε μία άρθρωση στο οξύ μετατραυματικό στάδιο. Αντίθετα, στην περίπτωση της μακροχρόνιας δύσκαμπτης άρθρωσης, ο περιορισμός του εύρους κίνησης οφείλεται κατά κύριο λόγο στις προσαρμοστικές βραχύνσεις των περιαρθρικών κολλαγόνων ιστών (θύλακες, σύνδεσμοι, μυς, τένοντες, περιτονίες) λόγω απώλειας της φυσιολογικής κινητικότητας.

Από την κλασσική μελέτη των Johns and Wright (1962) διαπιστώθηκε πως ακόμα και σε μία φυσιολογική άρθρωση, η αντίσταση που προσφέρεται στην παθητική της κίνηση οφείλεται σε περιαρθρικούς ιστούς, οι οποίοι είναι εξ'ολοκλήρου ή σε μεγάλο ποσοστό κολλαγόνοι. Συγκεκριμένα, και κατά σειρά σημαντικότητας, την αντίσταση στην παθητική κίνηση της άρθρωσης προσέφεραν το μυοτενόντιο σύνολο (51-60 % της συνολικής), ο αρθρικός θύλακας, οι σύνδεσμοι και το δέρμα (μόλις 2%).

Μία μεγάλη σειρά μελετών έχουν δείξει πως όλοι οι παραπάνω περιαρθρικοί ιστοί μετά από μόλις 2 εβδομάδες ακινητοποίησης-δυσχρησίας μίας άρθρωσης παρουσιάζουν μία σειρά μορφολογικών αλλαγών, οι οποίες τελικά επηρεάζουν δυσμενώς την ελαστικότητά τους. Συγκεκριμένα, η έλλειψη φυσιολογικής κινητικότητας επηρεάζει άμεσα (2η-3η ημέρα) τον μεταβολισμό του κολλαγόνου, αυξάνοντας σημαντικά την περιεκτικότητα των ιστών σε νέες, ανώριμες και τυχαία προσανατολισμένες - λόγω έλλειψης κίνησης - κολλαγόνες ίνες. Όσο παρατείνεται η περίοδος ακινητοποίησης ή δυσχρησίας οι νέες, διάσπαρτες

Therapeutic heat in the treatment of long-term restrictions in joint range of motion. Part I: Efficiency of Thermal Modalities

ABSTRACT

The long-term restriction in the range of motion of a joint represents a common, yet a very challenging problem for the physical therapist in orthopaedic rehabilitation. Such a restriction in the range of motion of a joint is mainly attributed to an adaptive shortening of the periarticular tissues secondary to injury, immobilization or degeneration of the joint. The aim of the therapeutic program is the progressive increase in the extensibility of the shortened soft tissues and, finally, the restoration of full range of motion in the affected joint. In order to accomplish that, the therapeutic intervention is primarily based on a stretching program comprised of low-load, prolonged stretches, which has been proven very effective for the elongation of connective tissues. In addition, a series of laboratory studies have shown that passive increase in tissue temperature more than 3 to 4°C results in improvement of their elastic properties and an increase in their extensibility. The above evidence led to the conclusion that the combination of "heat and stretch" represents the optimum intervention for the treatment of joint contractures. This technique requires that the tight soft tissues are placed in a stretching position during or immediately after the implementation of therapeutic heating. However, despite the extensive clinical use of the technique and the empirically proven effectiveness, its foundation solely on laboratory studies in animal models allows questions to be raised. Recently, several studies were performed in human subjects, in order to assess the efficacy of thermal modalities to induce the required increases in tissue temperature, as well as, to establish whether the "heat and stretch" technique yields superior clinical results than the performance of stretching exercises only, with regard to the flexibility of different soft tissues. The aim of the present study is to review and discuss the recent research evidence concerning this therapeutic intervention.

Key words: Joint contracture, Thermal modalities, Therapeutic heat, Stretching

κολλαγόνες ίνες δημιουργούν συμφύσεις με τις ώριμες και προσανατολισμένες ίνες του ιστού, με τελικό αποτέλεσμα όλοι οι περιαρθρικοί κολλαγόνοι ιστοί να γίνονται προοδευτικά όλο και περισσότερο σφικτοί και ανελαστικοί (Akeson et al. 1987, Woo et al. 1987, Newton et al. 1995).

Όπως, λοιπόν, κατέληξαν και οι Sapega et al. (1981) στην σχετική ανασκόπησή τους :

«...Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες όλες οι κατασκευές οι οποίες περιορίζουν την κίνηση μίας άρθρωσης είναι κολλαγόνοι ιστοί... Έτσι, λοιπόν, είτε κάποιος ασχολείται με διατάσεις ρουτίνας που εκτελούν αθλητές, είτε με θεραπευτικές διατάσεις σε ασθενείς με περιορισμό στο εύρος κίνησης μιας άρθρωσης, ο κολλαγόνος ιστός αποτελεί τον πρω-

Εικόνα 1.

Ασθενής με σοβαρό περιορισμό στην κινητικότητα του γόνατος και δερματικά ελλείμματα μετά από εφαρμογή συστήματος εξωτερικής οστεοσύνθεσης και ακινητοποίησης 6 εβδομάδων.

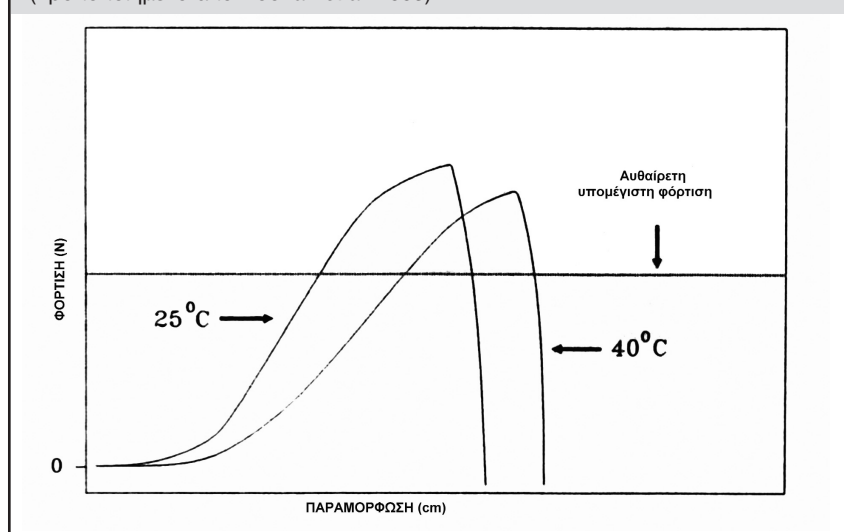


ταρχικό θεραπευτικό στόχο»

Από την παραπάνω σύντομη ανασκόπηση προκύπτει το συμπέρασμα πως σε μία μακροχρόνια δύσκαμπτη άρθρωση, ο περιορισμός της κινητικότητας οφείλεται κυρίως στις προσαρμοστικές βραχύνσεις των περιαρθρικών μαλακών μορίων. Αυτούς, επομένως, τους ιστούς πρέ-

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Σχήμα 1. Καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης για τον πρόσθιο κνημιαίο μυ κουνελιών σε δύο διαφορετικές θερμοκρασίες. Ο «ζεστός» μυς παρουσιάζει σημαντικά μεγαλύτερη επιμήκυνση πριν από το σημείο ρήξης σε σχέση με τον «κρύο» μυ (Τροποποιημένο από Noonan et al. 1993).



πει να στοχεύει το θεραπευτικό μας πλάνο, με απώτερο σκοπό την αποκατάσταση της ελαστικότητάς τους.

Η κλινική εμπειρία συνηγορεί ότι η εφαρμογή θερμότητας σε βραχυμένα μαλακά μόρια αυξάνει την αποδοτικότητα της επερχόμενης διάτασης και κατά συνέπεια τα κέρδη σε ελαστικότητα και εύρος κίνησης. Για το λόγο αυτό, το θεραπευτικό σχήμα εκλογής στην αντιμετώπιση μακροχρόνια δύσκαπτων αρθρώσεων θεωρείται ο συνδυασμός «*προθέρμανσης-διάτασης*» ή αλλιώς η τεχνική «*HEAT and STRETCH*» (HS), η οποία συνίσταται στην τοποθέτηση των βραχυμένων ιστών σε θέση διάτασης κατά την διάρκεια ή αμέσως μετά την παθητική θέρμανσή τους.

Έτσι, λοιπόν, στην καθημερινή κλινική πρακτική η αντιμετώπιση μιας δύσκαπτης άρθρωσης συνίσταται στην εφαρμογή των παρακάτω θεραπευτικών παρεμβάσεων :

1. Εφαρμογή διαφόρων μέσων θερμοθεραπείας με σκοπό την ελαστικοποίηση και «μαλάκωμα» των

βραχυμένων μαλακών μορίων πριν από την διάτασή τους.

2. Προοδευτική διάταση των συρρικνωμένων ιστών
3. Επικουρική εφαρμογή τεχνικών έλξης-κινητοποίησης

Όσον αφορά στις θεραπευτικές δράσεις της εφαρμογής θερμότητας αναφέρεται ότι αύξηση της θερμοκρασίας κατά 1°C αυξάνει τον ρυθμό μεταβολισμού του ιστού και αναστέλλει την ήπια φλεγμονώδη διεργασία, ενώ αύξηση θερμοκρασίας κατά 2-3°C προκαλεί ελάττωση του πόνου και του μυϊκού σπασμού (Lehmann 1982, 1990, Michlovitz 1996, Behrens and Michlovitz 1996). Η ιδέα ότι η αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών μπορεί να επηρεάσει και την ελαστικότητά τους έχει τις ρίζες της σε μία σειρά εργαστηριακών ερευνών που πραγματοποιήθηκαν σχεδόν μία πεντηκονταετία πριν.

Οι μελέτες αυτές πραγματοποιήθηκαν πάνω σε τένοντες ζώων (ποντικών και κουνελιών) και επικεντρώθηκαν στην επίδραση που

έχει η προοδευτική αύξηση της θερμοκρασίας (από 37 έως 45°C) στις ελαστικές τους ιδιότητες (Gersten 1955, LaBan 1962, Lehmann et al. 1968, 1970, Warren et al. 1971, Warren 1976). Τα ευρήματά τους συμφωνούσαν πως όσο αυξάνεται η θερμοκρασία του τένοντα την ώρα της διάτασής του παρατηρούνταν σημαντικές ελαστικές αλλαγές, όπως:

- Αύξηση της επιμήκυνσης του τένοντα πριν από το σημείο ρήξης (Σχήμα 1)
- Ταχύτερη επίτευξη ίδιου βαθμού επιμήκυνσης για τον προθερμασμένο τένοντα
- Μεγαλύτερου βαθμού χαλάρωση της τάσης (stress relaxation) του προθερμασμένου τένοντα για οποιουδήποτε βαθμού επιμήκυνση
- Μεγαλύτερη διατήρηση της επιμήκυνσης του προθερμασμένου τένοντα μετά το τέλος της διάτασης, ειδικά όταν η θερμοκρασία του ξεπερνούσε τους 40°C
- Μικρότερου βαθμού ιστικές βλάβες όσο αυξάνονταν η θερμοκρασία του διατεινόμενου τένοντα

Τα παραπάνω ευρήματα επαληθεύτηκαν και από νεότερες εργαστηριακές έρευνες που πραγματοποιήθηκαν στις αρχές της δεκαετίας του '90 (Strickler et al. 1990, Noonan et al. 1993). Το τελικό συμπέρασμα όλων των παραπάνω in vitro ερευνών συνοψιζόταν στο εξής :

«Όταν η θερμοκρασία ενός βιολογικού ιστού αυξηθεί περισσότερο από 3-4°C από την αρχική, ή φθάσει σε απόλυτες τιμές μεταξύ 38-45°C, τότε τροποποιούνται οι γλοιοελαστικές ιδιότητες του κολλαγόνου, αυξάνοντας σημαντικά την ικανότητα του ιστού να επιμηκυνθεί. Μάλιστα, όσο περισσότερη θερμότητα απορροφά ο ιστός, τόσο μεγαλύτερα είναι τα

κέρδη στην ελαστικότητα του κατά την εφαρμογή ενός διατατικού φορτίου»

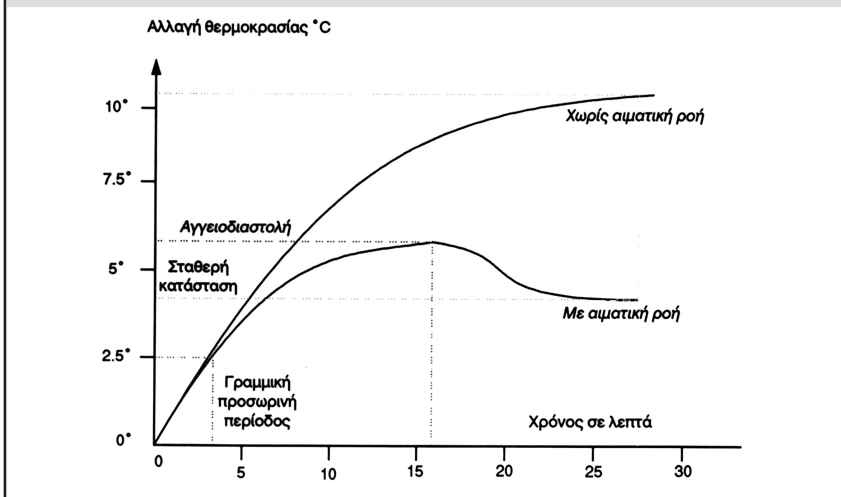
Γίνεται, επομένως, αντιληπτό ότι τα ευρήματα των παραπάνω εργαστηριακών ερευνών σε ζωικά μοντέλα αποτέλεσαν το θεωρητικό υπόβαθρο για την εφαρμογή θερμότητας πριν την κινητοποίηση δύσκαμπτων αρθρώσεων, καθώς ανέδειξαν ξεκάθαρα πως ο συνδυασμός παθητικής θέρμανσης και διάτασης ενός κολλαγόνου ιστού εξασφαλίζει:

- **Μεγαλύτερου βαθμού επιμήκυνση**
- **Μεγαλύτερη διατήρηση των διατατικών κερδών**
- **Μικρότερες βλάβες του διατεινόμενου ιστού**

Παρά, όμως, την εκτεταμένη εφαρμογή και την εμπειρικά επιβεβαιωμένη κλινική αποτελεσματικότητα, το θεραπευτικό σχήμα HS εμφανίζει ένα σημαντικό μειονέκτημα. Το γεγονός, δηλαδή, ότι επί δεκαετίες η αποτελεσματικότητά του *δεν είχε δοκιμασθεί και επιβεβαιωθεί σε ανθρώπους κάτω από ελεγχόμενες ερευνητικές συνθήκες*. Η γενίκευση, μεταφορά και εφαρμογή στους ανθρώπους των αποτελεσμάτων των ερευνών σε ζωικά μοντέλα πέρα από ερευνητικά λανθασμένη είναι και κλινικά τουλάχιστον αμφισβητήσιμη. Η εγκυρότητα μίας θεραπευτικής παρέμβασης, πέρα από τις εργαστηριακές έρευνες και την εμπειρική αξιολόγηση, ενισχύεται και κατοχυρώνεται τελικά μόνο μέσα από *in vivo* μελέτες.

Κατά δεύτερο λόγο, ένα σημαντικό μειονέκτημα των εργαστηριακών ερευνών που υποστηρίζουν την τεχνική HS είναι η απουσία των θερμορυθμιστικών μηχανισμών του ανθρώπινου σώματος. Έτσι, λοιπόν, βάσει της θεωρίας του "set point", στο ανθρώπινο σώμα λειτουργούν

Σχήμα 2. Αναπαράσταση της «ψυκτικής» δράσης της αιματικής ροής. Σε ιστούς χωρίς αιματική ροή η αύξηση της θερμοκρασίας είναι σχεδόν ευθέως ανάλογη του χρόνου εφαρμογής της διαθερμίας. Σε ιστούς με πλούσια αγγείωση, μετά την αρχική αύξηση της θερμοκρασίας, η προοδευτική αύξηση της αιματικής ροής επιφέρει τελικά ισορροπία μεταξύ της προσφερόμενης και παροχτευσόμενης θερμότητας, προστατεύοντας τους ιστούς από υπερθέρμανση (Τροποποιημένο από Lehmann 1982).



τόσο κεντρικοί όσο και περιφερικοί ομοιοστατικοί μηχανισμοί, οι οποίοι έχουν σαν σκοπό να αποτρέπουν ακραίες διακυμάνσεις, τόσο της γενικής θερμοκρασίας σώματος, όσο και της τοπικής θερμοκρασίας, αν και σε μικρότερο βαθμό (Guyton and Hall 1996). Παρότι, λοιπόν, η τοπική θερμοκρασία μιας περιοχής του σώματος έχει μεγαλύτερο επιτρεπόμενο εύρος διακύμανσης από την γενική θερμοκρασία, μία σειρά ερευνών δείχνουν πως όσο αυξάνεται η θερμοκρασία μιας περιοχής του σώματος, τόσο αυξάνεται και η κυκλοφορία του αίματος στην περιοχή με σκοπό την παροχέτευση της θερμότητας και την πρόληψη ιστικών βλαβών λόγω υπερθέρμανσης (Σχήμα 2). Ενδεικτικά, αναφέρεται περίπου τετραπλασιασμός της ενδομυϊκής αιματικής ροής όταν η θερμοκρασία τους πλησιάζει τους 44°C (Akyurekli et al.1997, Baker et al. 2001).

Επομένως, λοιπόν, σε *in vivo* συνθήκες αφενός η διάχυση της προ-

σφερόμενης θερμότητας σε γειτονικούς ιστούς και αφετέρου η «ψυκτική δράση» της αυξημένης αιματικής ροής αποτελούν δύο πολύ σημαντικές παραμέτρους, οι οποίες δεν επιτρέπουν την ευθέως ανάλογη αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών με το ποσό της προσφερόμενης θερμότητας, *όπως συμβαίνει στις συνθήκες των εργαστηριακών ερευνών όπου απουσιάζουν οι παραπάνω θερμορυθμιστικοί μηχανισμοί*. Παραμένει, επομένως, σε εκκρεμότητα και το ερώτημα αν μπορούν να επιτευχθούν επαρκείς αυξήσεις της θερμοκρασίας των βραχυμένων ιστών *in vivo*.

Συνοψίζοντας, ο σκοπός της παρούσας ανασκόπησης είναι η διερεύνηση δύο κρίσιμων ερωτημάτων, τα οποία και τελικά καθορίζουν την κλινική αποτελεσματικότητα της τεχνικής HS :

1. Είναι δυνατόν με τα διαθέσιμα μέσα θερμοθεραπείας να επιτευχθεί αύξηση της θερμοκρασίας των βραχυμένων ιστών-στόχων στο προβλε-

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

πόμενο «θεραπευτικό εύρος» των 39-45°C ;

2. Ο συνδυασμός «**Θερμότητα – Διάταση**» υπερτερεί κλινικά της εφαρμογής διάτασης μόνο, όσον αφορά στο μέγεθος και την διατήρηση των κερδών σε ελαστικότητα και εύρος κίνησης των δύσκαμπτων αρθρώσεων;

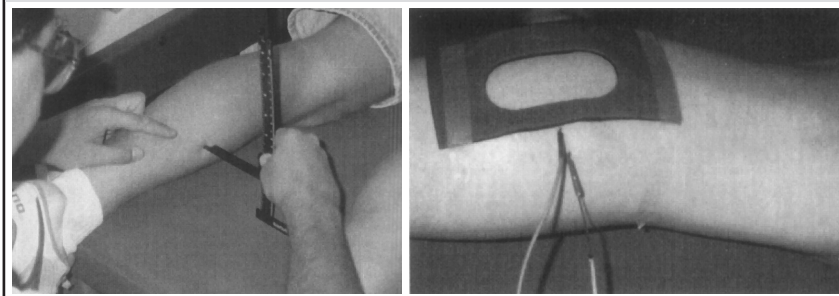
Το πρώτο μέρος της ανασκόπησης που ακολουθεί θα εστιασθεί στην απάντηση του πρώτου από τα παραπάνω ερωτήματα.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ ΜΕΣΩΝ ΘΕΡΜΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Από την δεκαετία του '50 κιόλας μία σειρά εργαστηριακών ερευνών σε ζωικά μοντέλα (Lehmann et al. 1959, 1967, 1968, Abramson et al. 1960, 1961) εξέτασαν εξαντλητικά και προσέφεραν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με την αποτελεσματικότητα διαφόρων μέσων θερμοθεραπείας (κυρίως υπερήχων-διαθερμιών) για την αύξηση τόσο της ενδοαρθρικής θερμοκρασίας, όσο και αυτής διαφόρων περιαρθρικών βιολογικών ιστών (μυς, θύλακας, λίπος). Λίγο αργότερα έγιναν και οι πρώτες απόπειρες επικύρωσης των ευρημάτων των in vitro ερευνών σε ανθρώπους (Lehmann et al. 1966, 1969, DeLateur et al. 1970).

Ουσιαστικά, όμως, πρόσφατα πραγματοποιήθηκε μία σειρά σχετικών in vivo ερευνών, οι οποίες χρησιμοποιούσαν ειδικούς αισθητήρες θερμοκρασίας που εισάγονταν σε διάφορα βάθη ιστών στο ανθρώπινο σώμα και κατέγραφαν με ακρίβεια τις μεταβολές της θερμοκρασίας κατά την εφαρμογή διαφόρων θερμοθεραπευτικών μέσων (Εικόνα 2). Μέσα από τις έρευνες αυτές προέκυψαν ξεκάθαρα συμπεράσματα όσον αφορά στην αποτελεσματικό-

Εικόνα 2. Καθορισμός του βάθους των ιστών (αριστερά) πριν από την εισαγωγή των δύο ειδικών θερμομετρητών (δεξιά) στον γαστροκνήμιο υγιών εθελοντών (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a, 1995b).



τητα τόσο των επιφανειακών, όσο – κυρίως – των εντωβάθει μέσων θερμοθεραπείας.

Σχετικά με τα *μέσα επιπολής θερμοθεραπείας*, η δράση τους, ως γνωστόν, στηρίζεται στην μεταφορά θερμότητας από αυτά στο ανθρώπινο σώμα. Στην κατηγορία αυτή περιλαμβάνονται, μεταξύ άλλων, τα Δινόλουτρα, Παραφινόλουτρα και τα Θερμά Επιθέματα, τα οποία εφαρμόζονται συνηθέστατα στην κλινική πρακτική για την θέρμανση επιφανειακών ιστών. Μία σειρά σχετικών ερευνών έδειξε πως κάθε ένα από τα παραπάνω θερμοθεραπευτικά μέσα αυξάνουν την θερμοκρασία αρθρώσεων και ιστών σε βάθος έως ένα εκατοστό από την επιφάνεια του δέρματος από 4 έως 7°C μετά από περίπου 20λεπτη εφαρμογή τους (Borrell et al. 1980, Osterveld et al. 1992, Lentell et al. 1992, Sawyer et al. 2003).

Επομένως, τόσο η εφαρμογή των δινόλουτρου-παραφινόλουτρου σε αρθρώσεις άκρας χείρα-άκρου πόδα, όσο και των θερμών επιθεμάτων για περίπου 20 λεπτά εξασφαλίζει την θέρμανση των ιστών σε βάθος ενός εκατοστού στο απαραίτητο επίπεδο (>39°C) που εγγυάται την προσωρινή αύξηση της ελαστικότητάς τους. Από την άλλη μεριά, οι ίδιες μελέτες επιβεβαιώνουν ότι σε βάθη μεγαλύτερα του ενός εκα-

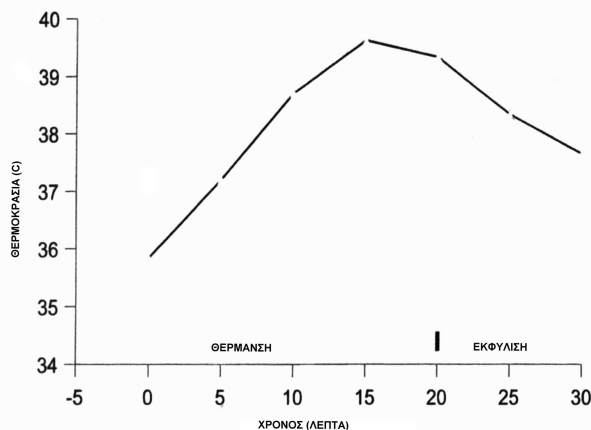
τοστού τα παραπάνω μέσα αυξάνουν μεν την θερμοκρασία των ιστών αλλά δεν πλησιάζουν στα επιθυμητά επίπεδα των + 3-4°C.

Εντωβάθει Μέσα Θερμοθεραπείας

Μια άλλη κατηγορία ερευνών αξιολόγησε την θερμαντική δράση των σημαντικότερων μέσων εντωβάθει θερμοθεραπείας, δηλαδή των Υπερήχων και Διαθερμιών. Ως γνωστόν, η δράση των μέσων αυτών βασίζεται στην μετατροπή της εκπεμπόμενης από αυτά μηχανικής και ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας αντίστοιχα, σε θερμότητα εντός των ιστών του σώματος. Οι Draper et al. (1995a) αναφέρουν πως παρά την ευρύτατη χρήση των θεραπευτικών υπερήχων από το 1955, 40 χρόνια μετά δεν υπήρχε in vivo έρευνα σχετική με τα θερμικά αποτελέσματα των υπερήχων 3MHz και καμμία συγκριτική μελέτη αυτών με τους υπερήχους του 1MHz.

Όλες οι σχετικές έρευνες που πραγματοποιήθηκαν έκτοτε επιβεβαιώνουν πως τόσο οι Υπερήχοι, όσο και η Διαθερμία Βραχέων Κυμάτων μπορούν με την κατάλληλη εφαρμογή και δοσολογία να αυξήσουν την θερμοκρασία των ιστών σε βάθος από 2 έως 5 εκατοστά περι-

Σχήμα 3. Διακύμανση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας του γαστροκνημίου μυός υγιών εθελοντών σε βάθος 3 εκατοστών κατά την εφαρμογή παλμικής διαθερμίας βραχέων κυμάτων. Η καταγραφή αφορά τα 20 λεπτά εφαρμογής της διαθερμίας και το δεκάλεπτο μετά το τέλος της θεραπείας (Τροποποιημένο από Draper et al. 1999).



όστερο από 3-4°C (έως και 6°C), που απαιτούνται προκειμένου να αυξηθεί η ελαστικότητά τους (Draper et al. 1993, 1995a, 1995b, 1999, Garrett et al. 2000, Peres et al. 2002, Morrisette et al. 2004).

Σε αντίθεση με τα επιπολής μέσα θερμοθεραπείας, στα οποία η μόνη παράμετρος που επηρεάζει την αποτελεσματικότητά τους είναι η διάρκεια εφαρμογής, στην περίπτωση των εντωβάθει μέσων – και ιδιαίτερα των υπερήχων – η σωστή εφαρμογή και δοσολογία τους αποτελούν καθοριστικούς παράγοντες για την επίτευξη της απαραίτητης αύξησης θερμοκρασίας των συρρικνωμένων ιστών. Αυτές τις κρίσιμες «λεπτομέρειες» της κλινικής εφαρμογής, οι οποίες καθορίζουν την θερμική αποτελεσματικότητα των υπερήχων και διαθερμιών είναι απαραίτητο ο θεραπευτής να τις γνωρίζει και να τις αξιοποιεί προκειμένου να μεγιστοποιεί τα θεραπευτικά του αποτελέσματα.

Διαθερμία Βραχέων Κυμάτων

Σχετικά με την αποτελεσματικότητα της διαθερμίας βραχέων κυμάτων στην επίτευξη εντωβάθει «θεραπευτικής» αύξησης της θερμοκρασίας, τα πρόσφατα ερευνητικά δεδομένα είναι ξεκάθαρα. Συγκεκριμένα, η εφαρμογή παλμικής διαθερμίας βραχέων κυμάτων (συχνότητας 800 παλμών/δευτερόλεπτο, με 400 μsec διάρκεια παλμού και 800 μsec διάρκεια παύσης) για 15-20 λεπτά είναι αρκετή για την αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας σε βάθος 3 με 5 εκατοστών έως και 6°C, ή κατά μέσο όρο κατά 4,6°C (Draper et al. 1999, Garrett

Εικόνα 3. Η εφαρμογή των υπερήχων πρέπει να γίνεται σε επιφάνειες διπλάσιου περίπου μεγέθους από το εμβαδόν της κεφαλής τους προκειμένου να εξασφαλισθούν σημαντικά θερμικά αποτελέσματα (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a).



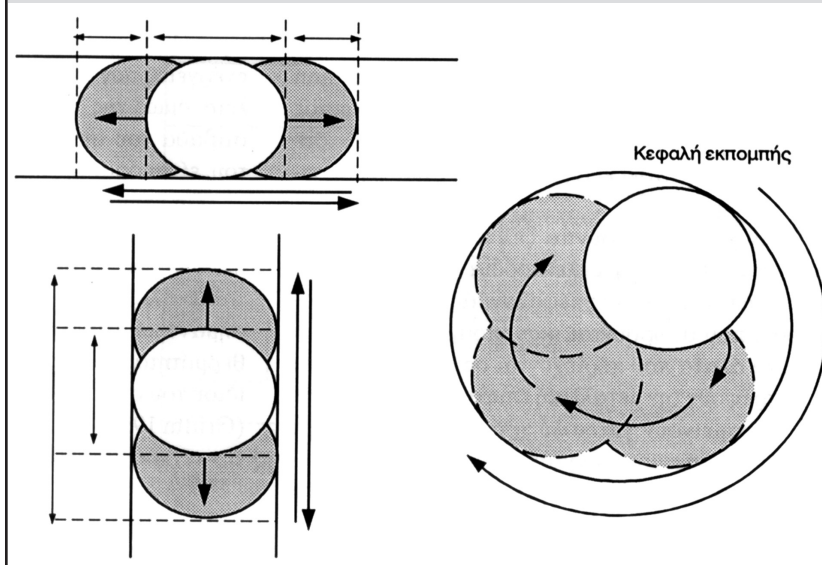
et al. 2000). Μάλιστα, η μελέτη των Draper et al. (1999) έδειξε πως η εφαρμογή της διαθερμίας άνω των 15 λεπτών (20 λεπτά) όχι μόνο δεν ενίσχυσε τα θερμικά αποτελέσματά της, αλλά προκάλεσε και μικρή μείωσή τους (Σχήμα 3).

Ένα ακόμα σημαντικό εύρημα των σχετικών ερευνών αφορά στην διατήρηση των αυξήσεων της θερμοκρασίας που επιτυγχάνονται μέσω της διαθερμίας. Έτσι, λοιπόν, καταδείχθη πως η θερμοκρασία των εντωβάθει ιστών διατηρείται σε επίπεδα άνω των 39°C για περίπου 8 λεπτά μετά την εφαρμογή της διαθερμίας (Draper et al. 1999, Garrett et al. 2000). Χαρακτηριστικά, οι Draper et al. (1999) έδειξαν πως η ενδομυϊκή θερμοκρασία του γαστροκνημίου σε βάθος 3 εκατοστών, μετά από τελική αύξηση θερμοκρασίας 4°C, υποχωρεί κατά 0.9°C πέντε λεπτά μετά το τέλος της διαθερμίας και 1.8°C στο δεκάλεπτο.

Η κλινική αξία των παραπάνω ευρημάτων συνίσταται στην διαπίστωση ότι ο ρυθμός μείωσης της θερμοκρασίας μετά από εφαρμογή διαθερμίας είναι σημαντικά μικρότερος από τον αναφερόμενο για θέρμανση μέσω υπερήχων. Αυτό, πιθανότατα, οφείλεται στην μεγαλύτερη μάζα ιστών που θερμαίνονται μέσω της διαθερμίας, κάτι που καθυστερεί την διάχυση και μεταφορά θερμότητας από αυτούς μετά το τέλος της θεραπείας και τους επιτρέπει να διατηρούν περισσότερο την θερμότητά τους. Η μεγαλύτερη διατήρηση της θέρμανσης των βραχυμένων μαλακών μορίων που πρόκειται να διαταθούν αποτελεί κρίσιμη παράμετρο για την αποτελεσματικότητα της τεχνικής HS, όπως θα αναφερθεί στο 2^ο κομμάτι αυτής της ανασκόπησης.

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Σχήμα 4. Κατά την διάρκεια της θεραπείας, ο τρόπος κίνησης της κεφαλής των υπερήχων (οριζόντιος, κάθετος, κυκλικός) προσαρμόζεται κατά τέτοιο τρόπο ώστε η επιφάνεια κάλυψης να μην υπερβαίνει το διπλάσιο της κεφαλής τους (Τροποποιημένο από Μπάκα 1998).



Υπέρηχοι

Σε αντίθεση με την διαθερμία βραχέων τα πράγματα είναι αρκετά πιο περίπλοκα όσον αφορά στην θερμική αποτελεσματικότητα των υπερήχων. Στην περίπτωση των υπερήχων, η σωστή εφαρμογή και δοσολογία τους καθορίζει αποφασιστικά τον βαθμό θέρμανσης των ιστών που μπορούν να επιτύχουν. Συγκεκριμένα, η θερμική απόδοση των υπερήχων είναι συνάρτηση των εξής παραμέτρων :

- α) *Μέγεθος επιφάνειας θεραπείας*
- β) *Βάθος εντόπισης του ιστού-στόχου*
- γ) *Δοσολογία των υπερήχων*
(Ένταση - Διάρκεια)

α) Το θέμα της σωστής εφαρμογής των υπερήχων έχει, κατά κύριο λόγο, να κάνει με το μέγεθος της επιφάνειας του σώματος στην οποία εφαρμόζονται. Συγκεκριμένα, όλες οι σχετικές μελέτες συμφωνούν πως τα θερμικά αποτελέσματα των υπε-

ρήχων είναι σημαντικά μόνο όταν αυτοί εφαρμόζονται σε *επιφάνεια περίπου 2πλάσιου εμβαδού του κρυστάλλου εκπομπής των υπερήχων*, ή σε αδρές γραμμές της κεφαλής των υπερήχων. Δεδομένου πως συνήθως το εμβαδόν της κεφαλής είναι 5cm², η θεραπευόμενη περιοχή δεν θα πρέπει να υπερβαίνει σε έκταση τα 10cm², προκειμένου οι υπέρηχοι να επιτύχουν αύξηση της θερμοκρασίας των βραχυμένων ιστών μεγαλύτερη των 3-4°C (Εικόνα 3). Οι μετρήσεις σε όλες τις σχετικές έρευνες (Draper et al. 1993, 1995a, 1995b, 1998, Chudleigh et al. 1997, Holcomb and Joyce 2003, Morrisette et al. 2004) αφορούν συνεχείς υπέρηχους και έγιναν με καθορισμένη και σταθερή, τόσο την ταχύτητα κίνησης της κεφαλής των υπερήχων στα 2-4 cm/ δευτερόλεπτο, όσο και τον τρόπο κίνησής της (Σχήμα 4).

Αντίθετα, όταν οι υπέρηχοι εφαρμόζονται σε περιοχές του σώματος μεγαλύτερου μεγέθους του προανα-

φερθέντος, η ενέργεια τους διαχέεται στους ιστούς με αποτέλεσμα να μειώνονται σημαντικά τα θερμικά αποτελέσματα. Χαρακτηριστικά είναι τα αποτελέσματα της έρευνας των Chudleigh et al. (1997), οι οποίοι κατέγραφαν τις αυξήσεις στην ενδομυϊκή θερμοκρασία μετά από 10λεπτη εφαρμογή υπερήχων συχνότητας 1MHz και έντασης 1.5W/cm². Τα αποτελέσματα έδειξαν πως η εφαρμογή των υπερήχων σε επιφάνεια διπλάσιου μεγέθους της κεφαλής τους προκάλεσε αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας κατά 3.8°C, αρκετή, δηλαδή, για να βελτιώσει τις ελαστικές ιδιότητες του μυός. Αντίθετα, όταν οι υπέρηχοι εφαρμόζονταν σε επιφάνεια εξαπλάσιου μεγέθους σε σχέση με την κεφαλή τους (~ 30cm²), η αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας περιορίστηκε στους 1.1°C, η οποία ήταν προφανώς ανεπαρκής για να επηρεάσει την ελαστικότητά του.

Κλινικά, για μεγαλύτερες επιφάνειες θεραπείας συνήθως συνιστάται ο χωρισμός της θεραπευόμενης περιοχής του σώματος σε επιφάνειες διπλάσιου εμβαδού της κεφαλής των υπερήχων και η θεραπεία κάθε

Εικόνα 4.

Όταν η επιφάνεια θεραπείας υπερβαίνει σε μέγεθος το διπλάσιο της κεφαλής των υπερήχων (π.χ. έσω πλάγιος σύνδεσμος και τένοντας τετρακεφάλου) συνιστάται ο χωρισμός της σε τμήματα μεγέθους διπλάσιου της κεφαλής και η θεραπεία κάθε τμήματος ξεχωριστά.

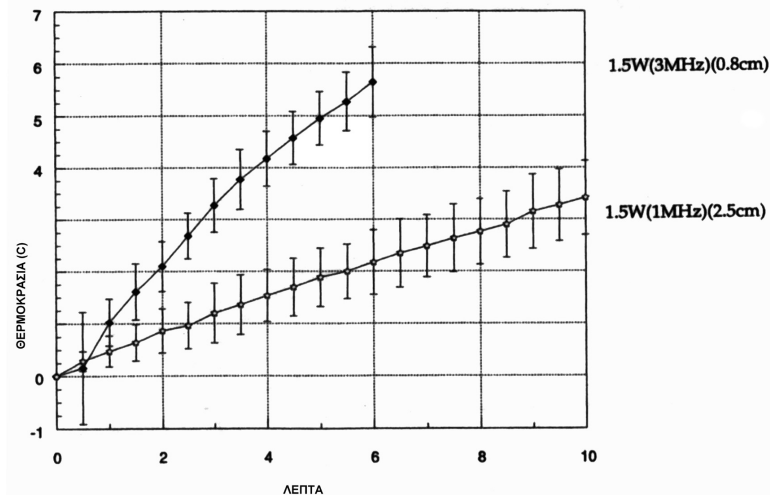


τιμήματος ξεχωριστά (Εικόνα 4). Το μειονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι πως τα θερμικά οφέλη στο ένα τμήμα αναστρέφονται έως την ολοκλήρωση της θεραπείας στο επόμενο, με αποτέλεσμα ο βραχυμένος ιστός συνολικά να μην προθερμαίνεται επαρκώς για την διάτασή του. Για το λόγο αυτό, όταν οι βραχυμένοι ιστοί είναι αρκετά ευμεγέθεις η χρήση της διαθερμίας βραχέων κυμάτων αντιπροσωπεύει την καταλληλότερη εναλλακτική λύση.

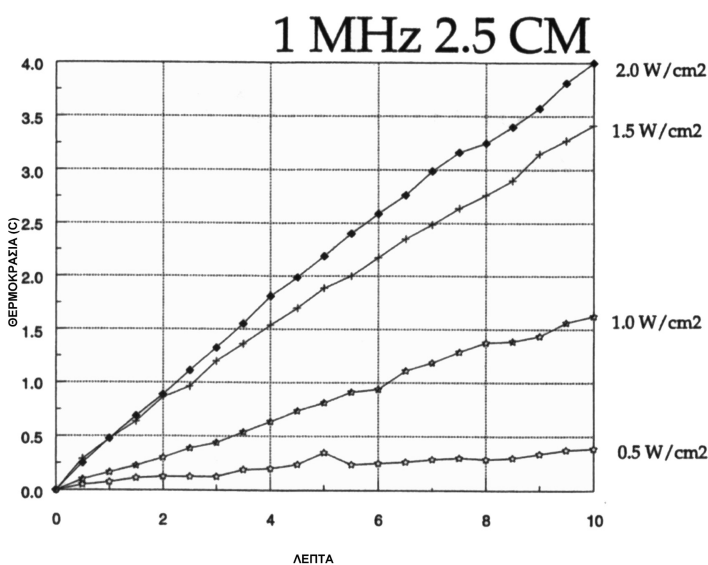
β) Εκτός από το μέγεθος της περιοχής θεραπείας, μία ακόμη παράμετρος που επηρεάζει την θερμική απόδοση των υπερήχων αποτελεί το **βάθος εντόπισης του ιστού-στόχου**. Ως γνωστόν, το βάθος διείσδυσης των ηχητικών κυμάτων είναι συνάρτηση αποκλειστικά και μόνο της συχνότητάς τους. Συγκεκριμένα, για την θέρμανση ιστών οι οποίοι βρίσκονται σε βάθος έως 2 εκατοστά από την επιφάνεια του δέρματος η λύση εκλογής συνίσταται σε συνεχείς υπερήχους συχνότητας 3MHz. Από την άλλη μεριά, η ενδεικτική λύση για την θέρμανση ιστών που βρίσκονται σε βάθος μεγαλύτερο των 2 εκατοστών αποτελούν οι υπέρηχοι συχνότητας 1MHz.

Ένα ερώτημα με κλινικό ενδιαφέρον έχει να κάνει με την επιλογή της κατάλληλης συχνότητας εφαρμογής για την θέρμανση ιστών οι οποίοι βρίσκονται στο μεταίχμιο του πεδίου δράσης των δύο συχνοτήτων, δηλαδή σε βάθος 2-2.5 εκατοστών. Από τα λίγα υπάρχοντα ερευνητικά δεδομένα η πλάστιγγα φαίνεται πως γέρνει υπέρ της εφαρμογής υπερήχων συχνότητας 3MHz. Όπως χαρακτηριστικά έδειξε και η μελέτη των Hayes et al. (2004), σε βάθος 2.5 εκατοστών και με σταθερή ένταση 1.5W/cm², οι υπέρηχοι συχνότητας

Σχήμα 5. Για σταθερή ένταση υπερήχων, ο ρυθμός αύξησης της ενδομυϊκής θερμοκρασίας στο ήμισυ του θεωρητικού μέγιστου βάθους δράσης κάθε συχνότητας είναι σημαντικά μεγαλύτερος για τους υπερήχους των 3MHz (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a).



Σχήμα 6. Ρυθμός αύξησης της ενδομυϊκής θερμοκρασίας του γαστροκνημίου μύος σε βάθος 2.5 εκατοστών μέσω υπερήχων 1MHz σε τέσσερις διαφορετικές εντάσεις (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a).



3MHz προκάλεσαν αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας κατά 4°C μέσα σε μόλις 4 λεπτά εφαρμογής. Οι υπέρηχοι του 1MHz με την ίδια ένταση απαιτήσαν σχεδόν διπλάσιο χρονικό διάστημα για να επιτύχουν παρόμοια αύξηση της θερμοκρασίας. Αυτό σημαίνει ότι σε βάθος

ιστών γύρω στα 2.5 εκατοστά, όπου και οι δύο συχνότητες υπερήχων μπορούν να αυξήσουν ικανοποιητικά την θερμοκρασία των ιστών υπερτερούν οι υπέρηχοι των 3MHz, οι οποίοι θα επιτύχουν πολύ γρηγορότερα το επιδιωκόμενο θερμικό αποτέλεσμα.

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Να σημειωθεί, επίσης, ότι εκτός από το βάθος διείσδυσης των ηχητικών κυμάτων, η συχνότητα των υπερήχων (μαζί με την ένταση) καθορίζει και τον **ρυθμό αύξησης της θερμοκρασίας** των ιστών. Έτσι, λοιπόν, για την ίδια ένταση εφαρμογής, οι *in vivo* μετρήσεις επιβεβαιώνουν πως ο ρυθμός αύξησης της θερμοκρασίας είναι περίπου 3πλάσιος για τους υπερήχους των 3MHz, έναντι των υπερήχων 1MHz (Σχήμα 5), κάτι αναμενόμενο καθώς οι υπέρηχοι των 3MHz μεταφέρουν ενέργεια τρεις φορές γρηγορότερα (Draper et al. 1993, 1995a, 1998, Gallo et al. 2004). Καθώς, μάλιστα, οι υπέρηχοι των 3MHz απορροφώνται από περισσότερο επιφανειακούς ιστούς, η εφαρμογή τους δίνει στον ασθενή την εντύπωση πως «θερμαίνεται» η κεφαλή των υπερήχων, προσφέροντάς τους και ικανοποιητικότερη υποκειμενική αίσθηση.

Συνοψίζοντας τα συμπεράσματα σχετικά με την συχνότητα των υπερήχων, προκύπτει πως είναι πρωταρχικής σημασίας η έστω και αδρή γνώση του βάθους εντόπισης του ιστού που επιθυμούμε να θερμάνουμε, ώστε να εξασφαλίσουμε τον μέγιστο βαθμό θέρμανσης στο μικρότερο χρονικό διάστημα.

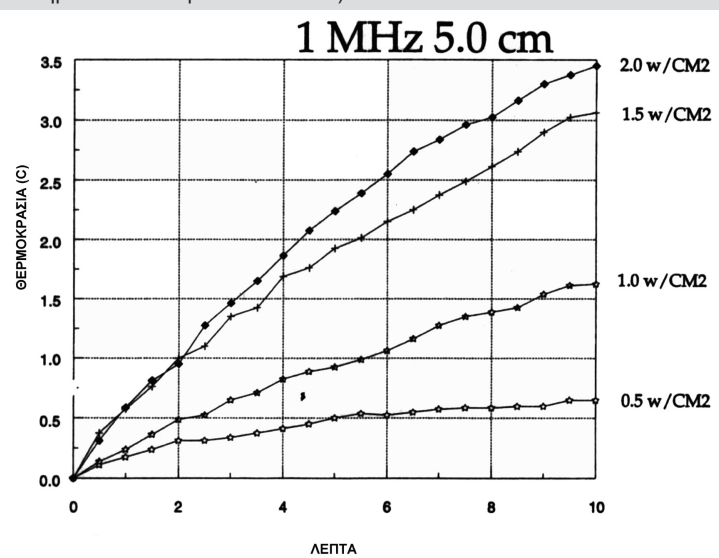
γ) Εκτός από την επιφάνεια θεραπείας και το βάθος του ιστού-στόχου, ο τρίτος και σημαντικότερος παράγοντας που επηρεάζει την θερμική δράση των υπερήχων έχει να κάνει με την χρησιμοποιούμενη **δοσολογία**, το ποσό δηλαδή της ενέργειας που μεταφέρουν στον ιστό. Η δοσολογία των υπερήχων είναι με την σειρά της συνάρτηση δύο παραμέτρων :

- **Της έντασης των υπερήχων**
- **Της διάρκειας εφαρμογής τους**

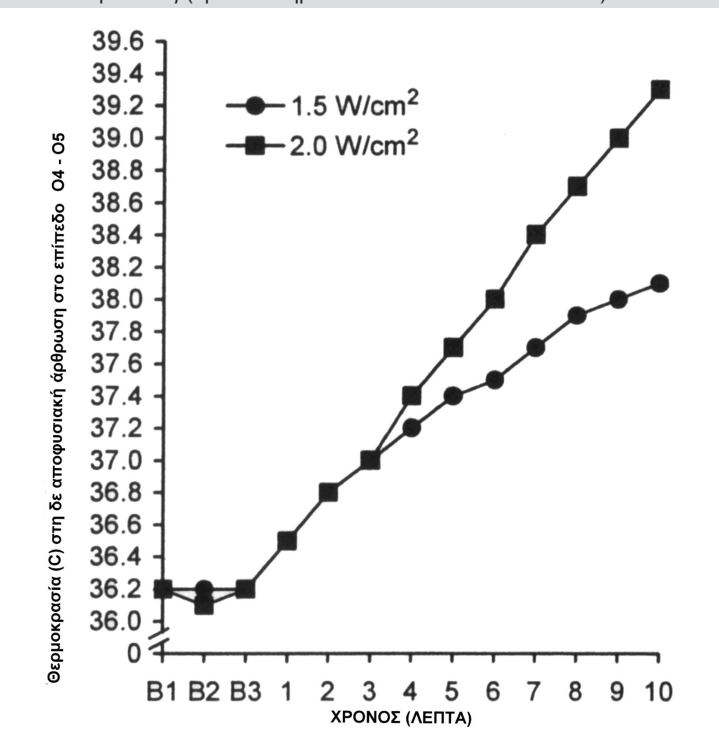
Όσον αφορά στην ένταση των υπερήχων, τα νεότερα ερευνητικά δεδομένα επιβεβαιώνουν πως ο **ρυθμός αύξησης της θερμοκρασίας ενός ιστού, για την ίδια συχνότητα εφαρμογής, είναι σχεδόν ευθέως ανάλογος της εφαρμοζόμενης έντασης** (Draper et al. 1993, 1995a, 1995b, 1999, Morrisette et al. 2004).

Για παράδειγμα, τόσο για το 1 όσο και για τα 3MHz, ο ρυθμός αύξησης της θερμο-

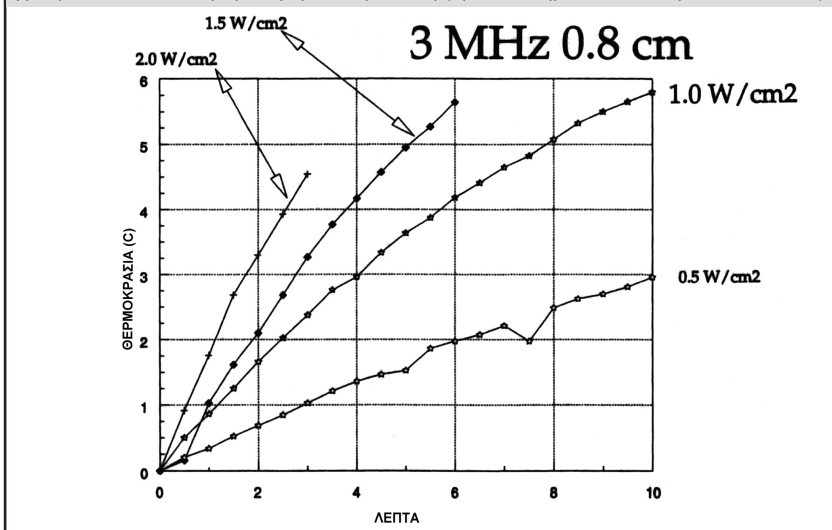
Σχήμα 7. Αύξηση της θερμοκρασίας του γαστροκνημίου μυός σε βάθος 5 εκατοστών μέσω εφαρμογής συνεχών υπερήχων συχνότητας 1MHz. Ακόμα και με ένταση 2W/cm² η αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας δεν φθάνει τους 4_°C μετά από 10 λεπτά εφαρμογής (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a).



Σχήμα 8. Αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών στο επίπεδο των Ο4-Ο5 αποφυσιακών αρθρώσεων υγιών εθελοντών μετά από δεκάλεπτη εφαρμογή συνεχών υπερήχων 1MHz με δύο διαφορετικές εντάσεις. Η ένταση του 1.5W/cm² δεν επιτυγχάνει την απαραίτητη αύξηση της θερμοκρασίας για επίδραση στην ελαστικότητα των ιστών ούτε μετά από 10 λεπτά θεραπείας (Τροποποιημένο από Morrisette et al. 2004).



Σχήμα 9. Ρυθμός αύξησης της θερμοκρασίας του γαστροκνημίου μυός με υπερήχους 3MHz σε τέσσερις διαφορετικές δόσεις (Τροποποιημένο από Draper et al. 1995a).



κρασίας που επιτυγχάνεται με υπερήχους έντασης 2W/cm² είναι περίπου διπλάσιος αυτού που επιτυγχάνεται με ένταση 1W/cm² (Σχήμα 6). Φυσικά, σε *in vivo* συνθήκες δεν μπορεί να υπάρξει απόλυτα γραμμική σχέση ανάμεσα στην ένταση των υπερήχων και την αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών. Αυτό αποδίδεται, όπως προαναφέρθηκε, τόσο στη διάχυση της θερμότητας σε γειτονικούς ιστούς, όσο και στην «ψύξη» της θεραπευόμενης περιοχής μέσω της αυξημένης αιματικής ροής.

Το κλινικά σημαντικότερο συμπέρασμα των σχετικών ερευνών είναι πως προκειμένου να επιτευχθούν σημαντικά θερμικά αποτελέσματα μέσα σε λογικά χρονικά πλαίσια, η ένταση των υπερήχων πρέπει να είναι **τουλάχιστον 1.5 W/cm²**.

Εκτός από την ένταση, η δεύτερη παράμετρος που καθορίζει την δόσολογία των υπερήχων έχει να κάνει με την διάρκεια εφαρμογής τους. Έτσι, λοιπόν, φθάνουμε στο πλέον σύνθετο ερώτημα που αφορά στην εφαρμογή των υπερήχων : ποιά είναι η απαιτούμενη διάρκεια εφαρμογής των υπερήχων προκειμένου να επιτευ-

χθεί αύξηση της θερμοκρασίας των βραχυμένων μαλακών μορίων άνω των 3-4°C και να εξασφαλισθεί η προσωρινή αύξηση της εκτασιμότητάς τους; Η απάντηση στο παραπάνω ερώτημα είναι απλή και ξεκάθαρη. **Δεν υπάρχει μία ιδανική διάρκεια εφαρμογής των υπερήχων.**

Η επιλογή της κατάλληλης διάρκειας εφαρμογής των υπερήχων είναι συνάρτηση των παραμέτρων που αναφέρθηκαν προηγουμένα ότι επηρεάζουν τον ρυθμό αύξησης της θερμοκρασίας των ιστών. Έτσι λοιπόν, με βασική προϋπόθεση ότι η επιφάνεια θεραπείας δεν υπερβαίνει σε μέγεθος το διπλάσιο της κεφαλής των υπερήχων, η **ιδανική διάρκεια εφαρμογής** που θα εξασφαλίσει την απαραίτητη αύξηση της θερμοκρασίας είναι συνάρτηση της **έντασης** και της **συχνότητας** των υπερήχων.

Έτσι λοιπόν, συγκριτική *in vivo* μελέτη (Draper et al. 1995a) έδειξε πως για συνεχείς υπερήχους συχνότητας 1MHz και έντασης 2W/cm² απαιτούνται περισσότερα από 10 λεπτά εφαρμογής για να επιτευχθεί αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας του γαστροκνημίου κατά 4°C,

τόσο στα 2.5, όσο και στα 5 εκατοστά από την επιφάνεια του δέρματος (Σχήμα 7). Σε παρόμοια αποτελέσματα κατέληξαν και οι Morrisette et al. (2004), οι οποίοι συνέκριναν την αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών στο επίπεδο των O4-O5 αποφυσιικών αρθρώσεων. Οι ερευνητές διαπίστωσαν πως μετά από δεκάλεπτη εφαρμογή υπερήχων 1MHz και έντασης 2W/cm² η αύξηση της θερμοκρασίας έφθασε τους 3.1°C, το ελάχιστο που απαιτείται για την βελτίωση των ελαστικών ιδιοτήτων (Σχήμα 8).

Αντίθετα, για υπερήχους συχνότητας 3MHz και έντασης 1.5W/cm² απαιτούνται λιγότερο από 4 λεπτά εφαρμογής τους προκειμένου να επιτευχθεί αύξηση της ενδομυϊκής θερμοκρασίας κατά 4°C και 6 λεπτά για αύξηση 5.5°C, τόσο στα 0.8, όσο και στα 1.6 εκατοστά από την επιφάνεια του δέρματος (Draper et al. 1995a, 1995b, Draper and Ricard 1995, Gallo et al. 2004). Όταν, μάλιστα, η ένταση των υπερήχων αυξηθεί στα 2W/cm² τότε η αύξηση των 4°C επιτυγχάνεται σε λιγότερο από 3 λεπτά, αλλά η θεραπεία διακόπτεται συνήθως λόγω πόνου των εθελοντών, οι οποίοι δεν μπορούν να ανεχθούν τόσο υψηλό ρυθμό θέρμανσης (Σχήμα 9).

Συμπερασματικά, η διάρκεια εφαρμογής των υπερήχων αποτελεί κυρίως συνάρτηση του εκτιμώμενου βάθους του ιστού-στόχου. Εφόσον, το βάθος του ιστού με την σειρά του καθορίζει την συχνότητα των υπερήχων που εφαρμόζονται (3MHz < 2.5cm > 1MHz), και καθώς ο ρυθμός αύξησης της θερμοκρασίας των ιστών για την ίδια ένταση εφαρμογής είναι περίπου τριπλάσιος για την συχνότητα των 3MHz έναντι αυτής του 1 MHz, καταλήγουμε στο συμπέρασμα πως :

«για επαρκή θέρμανση περισσότε-

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

ρο επιφανειακών ιστών μέσω υπερήχων συχνότητας 3MHz απαιτούνται λιγότερο από 5 λεπτά εφαρμογής τους, ενώ για αύξηση της θερμοκρασίας περισσότερο εντωβάθει ιστών (συχνότητα 1MHz) απαιτούνται περίπου 10 λεπτά εφαρμογής ανάλογα με τον ιστό και την περιοχή του σώματος. Σε κάθε περίπτωση, η ένταση των υπερήχων δεν θα πρέπει να είναι μικρότερη του 1.5 W/cm²»

Τέλος, όλες οι σχετικές μελέτες συμφωνούν πως, ανεξαρτήτως της εφαρμογής και δΟΣολογίας των υπερήχων, η αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών που επιτυγχάνουν υποχωρεί σε επίπεδα χαμηλότερα των +3°C περίπου 4 λεπτά μετά το τέλος της θεραπείας (Draper et al. 1993, 1995a, 1999, Draper and Ricard 1995, Reed et al. 2000, Gallo et al. 2004).

Διαθερμία ή Υπέρηχοι;

Από τα προαναφερθέντα προκύπτει το συμπέρασμα ότι τελικά τόσο οι συνεχείς υπέρηχοι, όσο και η διαθερμία βραχέων κυμάτων όταν εφαρμόζονται σωστά μπορούν να επιτύχουν θέρμανση εντωβάθει μαλακών μορίων άνω των 3-4°C που απαιτούνται για να επηρεάσουν την ελαστικότητά τους. Εφόσον, λοιπόν, και τα δύο αυτά μέσα αποδεικνύονται εξίσου αποτελεσματικά στην θερμική τους δράση, μπορεί να τεθεί θέμα επιλογής του ενός έναντι του άλλου για την αύξηση της θερμοκρασίας εντωβάθει ιστών;

Η απάντηση στο παραπάνω ερώτημα επαφίεται, προφανώς, στα χέρια του θεραπευτή και εξαρτάται αποκλειστικά από το είδος και την εντόπιση του βραχυμένου ιστού που καλείται να θερμάνει. Οι υπέρηχοι έχουν σαφέστατα μεγαλύτερη συχνότητα εφαρμογής κλινικά (Lindsay et al. 1990), λόγω του ότι

μπορούν να εξασφαλίσουν γρήγορη και αποτελεσματική θέρμανση περιαρθρικών ιστών σε διάφορα βάθη από την επιφάνεια του σώματος, αρκεί μόνο αυτοί να είναι σαφώς εντοπισμένοι και περιορισμένου μεγέθους. Κάτι τέτοιο συμβαίνει στην πλειονότητα των περιφερικών αρθρώσεων με περιορισμό της κινητικότητάς τους, όπου ο βασικός ιστός-στόχος έχει την μορφή κάποιου συνδέσμου ή τένοντα (Εικόνα 5).

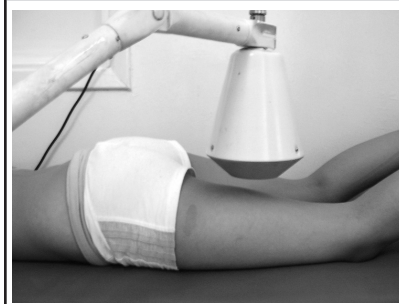
Εικόνα 5.

Αύξηση μέσω υπερήχων της θερμοκρασίας του επιγονατιδικού τένοντα σε περίπτωση περιορισμού του εύρους κίνησης στην κάμψη του γόνατος.



Εικόνα 6.

Αύξηση της θερμοκρασίας ιστών μεγαλύτερου μεγέθους (π.χ. ισchioκνημιαίοι) επιτυγχάνεται ικανοποιητικότερα μέσω της εφαρμογής διαθερμίας βραχέων κυμάτων.



Από την άλλη μεριά, όταν ο συρρινωμένος ιστός ή ιστοί είναι αρκετά μεγαλύτεροι σε έκταση η εφαρμογή διαθερμίας βραχέων κυμάτων — έστω και για μεγαλύτερο χρονικό

διάστημα — αποτελεί μία αξιόπιστη εναλλακτική λύση, η οποία επιπρόσθετα παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα :

1. Σε αρκετές περιπτώσεις, η διαθερμία είναι εξίσου αποτελεσματική με τους υπερήχους όσον αφορά στα θερμικά τους αποτελέσματα. Όπως έχει καταδειχθεί, για επιφάνεια εφαρμογής περίπου διπλάσια της κεφαλής των υπερήχων, η διαθερμία αυξάνει την θερμοκρασία των εντωβάθει ιστών στον ίδιο βαθμό και με παρόμοιο ρυθμό με συνεχείς υπερήχους 1MHz μετά από 10λεπτη εφαρμογή τους (Draper et al. 1995a, 1999, Garrett et al. 2000).

2. Η χρήση της διαθερμίας επιτρέπει την αποτελεσματική θέρμανση πολύ μεγαλύτερων περιοχών του σώματος σε σχέση με τους υπερήχους. Όπως αναφέρθηκε, προϋπόθεση για επαρκή θέρμανση μέσω υπερήχων είναι η περιοχή θεραπείας να μην υπερβαίνει σε μέγεθος περίπου το διπλάσιο της κεφαλής των υπερήχων. Αντίθετα, όπως αποδεικνύουν οι σχετικές μελέτες, κατά την εφαρμογή της διαθερμίας θερμαίνεται εξίσου αποτελεσματικά το σύνολο των ιστών που «σκεπάζονται» από το τύμπανο της διαθερμίας (Εικόνα 6). Ενδεικτικά, αναφέρονται τα αποτελέσματα των Draper et al (1999), οι οποίοι σε 10 υγιείς εθελοντές μέτρησαν την αύξηση της θερμοκρασίας του τρικέφαλου βραχιόνιου μυός κατά την εφαρμογή παλμικής διαθερμίας βραχέων κυμάτων. Η ενδομυϊκή θερμοκρασία καταγραφόταν κάτω από το κέντρο του τυμπάνου, όσο και κάτω από τα δύο άκρα του, σε ακτίνα 5 εκατοστών εκατέρωθεν. Και στα τρία σημεία μέτρησης καταγράφηκαν παραπλήσιες αυξήσεις της θερμοκρασίας μεταξύ 3.5 και 4.5°C.

3. Ο ρυθμός μείωσης της θερμοκρασίας των εντωβάθει ιστών είναι σημαντικά χαμηλότερος όταν η θέρμανσή τους έχει επιτευχθεί μέσω διαθερμίας έναντι των υπερήχων. Όπως αναφέρθηκε προηγούμενα, μετά από εφαρμογή διαθερμίας η θερμοκρασία του ιστού διατηρείται πάνω από τους 39°C για περίπου 8 λεπτά, έναντι των περίπου 4 λεπτών που διατηρείται μετά από θέρμανση μέσω υπερήχων (Draper et al. 1993, 1995a, 1999, Draper and Ricard 1995). Να σημειωθεί, επίσης, πως επειδή οι διαθέσιμες μετρήσεις αφορούν ενδομυϊκή θερμοκρασία, είναι πιθανόν τα αναφερόμενα χρονικά διαστήματα να είναι ελαφρώς μεγαλύτερα σε περιπτώσεις θέρμανσης πυκνών συνδετικών ιστών (σύνδεσμοι, τένοντες), οι οποίοι λόγω της φτωχότερης αγγείωσης και αιματικής ροής αναμένεται να έχουν ακόμα χαμηλότερο ρυθμό απώλειας θερμότητας.

4. Η διαθερμία δεν απασχολεί τον θεραπευτή, κάτι που αποτελεί σημαντικό πρακτικό πλεονέκτημα έναντι των υπερήχων.

Με όλα τα παραπάνω αναδεικνύεται ότι τόσο οι υπέρηχοι, όσο και η διαθερμία βραχέων κυμάτων μπορούν να θερμάνουν επαρκώς βραχυμένους εντωβάθει ιστούς και να βελτιώσουν προσωρινά τις ελαστικές τους ιδιότητες. Στην καθημερινή κλινική πρακτική ο θεραπευτής ανάλογα με το πρόβλημα που καλεί-

ται να αντιμετωπίσει και την άρθρωση ή εκείνο τον περιαρθρικό ιστό που θεωρεί πρωταρχικά υπεύθυνο για τον περιορισμό της κινητικότητας και επιθυμεί να θερμάνει, θα επιλέξει το μέσο εκείνο που θεωρεί ότι θα προκαλέσει τα καλύτερα θερμικά αποτελέσματα στο μικρότερο δυνατό χρόνο.

Αξίζει, πάντως, να επισημανθεί πως παρότι οι υπέρηχοι αποτελούν την λύση εκλογής στην πλειονότητα των περιπτώσεων, χωρίς την απαραίτητη προσοχή στις ρυθμίσεις και την εφαρμογή τους μπορεί να αποδειχθούν απολύτως ανεπαρκείς στο να αυξήσουν την θερμοκρασία των ιστών (λιγότερο ή περισσότερο εντωβάθει) στο επιθυμητό εκείνο επίπεδο που θα αυξήσει την ελαστικότητά τους και θα υποβοηθήσει την διάτασή τους.

Συμπερασματικά, η προηγούμενη ανασκόπηση απαντά με ξεκάθαρο και καταφατικό τρόπο στο πρώτο ερώτημα της παρούσας μελέτης. Οι έρευνες που πραγματοποιήθηκαν την τελευταία 15ετία σε υγιείς εθελοντές επιβεβαιώνουν ότι τα διαθέσιμα μέσα, τόσο επιπολής, όσο και εντωβάθει θερμοθεραπείας μπορούν με κατάλληλη εφαρμογή και δοσολογία να αυξήσουν την θερμοκρασία των ιστών από 4 έως και 6°C, δηλαδή, μέσα στα πλαίσια που απαιτούνται για να επηρεάσουν θετικά την εκτασιμότητά τους και την ικανότητά τους για περαιτέρω διάταση.

Φυσικά, τα υπάρχοντα δεδομένα είναι απαραίτητο να διασταυρωθούν και να επιβεβαιωθούν από μελλοντικές έρευνες, οι οποίες θα αξιολογήσουν την επίδραση των θερμοθεραπευτικών μέσων σε μεγαλύτερη ποικιλία ιστών και περιοχών του σώματος.

Κλείνοντας, να σημειωθεί ότι ανεξαρτήτως μέσου εφαρμογής (διαθερμία - υπέρηχοι), σε *in vivo* συνθήκες και σε συνολικά περισσότερους από 200 εθελοντές δεν κατέστη δυνατόν η θερμοκρασία των ιστών να υπερβεί τους 43°C προτού η θεραπεία τερματισθεί λόγω αφόρητου πόνου του εθελοντή. Ειδικότερα, **η μέση μέγιστη θερμοκρασία που καταγράφηκε σε όλες τις έρευνες της ομάδας Draper ήταν 41°C** (Draper et al. 1993, 1995a, 1995b, 1998, 1999). Λαμβάνοντας υπόψιν το γεγονός ότι οι ασθενείς έχουν ακόμα μικρότερη ανοχή στον πόνο, τα παραπάνω όρια φαίνεται πως αντιπροσωπεύουν κλινικά το «ταβάνι» των θερμοκρασιών που μπορούν να επιτευχθούν για θεραπευτικούς σκοπούς.

Το 2ο μέρος της ανασκόπησης θα εστιασθεί πλέον στην αξιολόγηση των πρόσφατων *in vivo* ερευνητικών δεδομένων σχετικά με την αποτελεσματικότητα της τεχνικής HS και το αν αυτή τελικά επιτυγχάνει μεγαλύτερα κέρδη σε ελαστικότητα και εύρος κίνησης από την εφαρμογή αποκλειστικά διάτασης σε συρρικνωμένα μαλακά μόρια.

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Μπάκας Ε (1998). Φυσική Ιατρική και Αποκατάσταση. Θεωρία-Βασικές Αρχές - Πράξη. Τόμος 2ος: Θερμοθεραπεία- Κρυοθεραπεία. Ιατρικές Εκδόσεις Σιώνης, Θεσσαλονίκη.
2. Abramson DI, Burnett C, Bell Y, Tuck S (1960). Changes in blood flow, oxygen uptake and tissue temperature produced by therapeutic physical agents: I. Effect of ultrasound. American Journal of Physical Medicine Vol.39:51-62.
3. Abramson DI, Mitchell RE, Tuck S, Bell Y, Zays AM (1961). Changes in blood flow, oxygen uptake and tissue temperatures produced by the topical application of wet heat. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Vol.42:305-318.
4. Akeson WH, Amiel D, Abel MF, Woo SL (1987). Effects of immobilization on joints. Clinical Orthopedics and Related Research Vol.219 : 28-37.
5. Akyurekli D, Gerig LH, Raaphorst GP (1997). Changes in muscle blood flow distribution during hyperthermia. International Journal of Hyperthermia Vol.13:481-496.
6. Baker KG, Robertson VJ, Duck FA (2001). A review of therapeutic ultrasound: Biophysical effects. Physical Therapy Vol.81, No.7: 1351-1358.
7. Behrens BJ, Michlovitz SL (1996). Physical agents: Theory and practice for the physical therapist assistant. Philadelphia, F.A. Davis Company.
8. Borrell RM, Parker R, Henley EJ, Masley D, Repineez M (1980). Comparison of *in vivo*

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

- temperatures produced by hydrotherapy, paraffin wax treatment, and Fluidotherapy. *Physical Therapy* Vol.60, No.10: 1273-1276.
9. Chudleigh DW, Schulthies SS, Draper DO, Myrer JW (1997). Muscle temperature change during ultrasound treatments of 2 and 6 ERA In: Draper et al. (1999).
10. DeLateur BJ, Lehmann JF, Stonebrid JB, Warren CG, Guy AW (1970). Muscle heating in human subjects with 915 MHz microwave contact applicator. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.51, No.3:147-151.
11. Draper DO, Sunderland S, Kirkendall DT, Ricard M (1993). A comparison of temperature rise in human calf muscles following applications of underwater and topical gel ultrasound. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.17:247-251.
12. Draper DO, Ricard MD (1995). Rate of temperature decay in human muscle following 3MHz ultrasound: the stretching window revealed. *Journal of Athletic Training* Vol.30: 417-421.
13. Draper DO, Castel C, Castel D (1995a). Rate of temperature increase in human muscle during 1 MHz and 3 MHz continuous ultrasound. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.22, No.4: 142-150.
14. Draper DO, Schulthies S, Sorvisto P, Hautala A (1995b). Temperature changes in deep muscles of humans during ice and ultrasound therapies: An in vivo study. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.21, No.3: 153-157.
15. Draper DO, Harris ST, Durrant E, Knight KL, Ricard M (1998). Hot-pack and 1 MHz ultrasound treatments have an additive effect on muscle temperature increase. *Journal of Athletic Training* Vol.33:21-24.
16. Draper DO, Knight K, Fujiwara T, Castel JC (1999). Temperature change in human muscle during and after pulsed short-wave diathermy. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.29, No.1: 13-22.
17. Gallo JA, Draper DO, Brody LT, Fellingham GW (2004). A comparison of human muscle temperature increases during 3MHz continuous and pulsed ultrasound with equivalent temporal average intensities. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.34, No.7: 395-401.
18. Garrett CL, Draper DO, Knight KL (2000). Heat distribution in the lower leg from pulsed short-wave diathermy and ultrasound treatments. *Journal of Athletic Training* Vol.35:50-55.
19. Gersten JW (1955). Effect of ultrasound on tendon extensibility. *American Journal of Physical Medicine*. Vol.34: 362-369.
20. Guyton AC, Hall JE (1996). *Textbook of Medical Physiology*. 9th Edition Philadelphia: W.B.Saunders.
21. Hayes BT, Merrick MA, Sandrey MA, Cordova ML (2004). Three-MHz ultrasound heats deeper into the tissues than originally theorized. *Journal of Athletic Training* Vol.39, No.3: 230-234.
22. Holcomb WR, Joyce CJ (2003). A comparison of temperature increases produced by 2 commonly used ultrasound units. *Journal of Athletic Training* Vol.38:24-27.
23. Johns RJ, Wright V (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of Applied Physiology* Vol.17, No.5 : 824-828.
24. Kottke FJ, Pauley DL, Ptak RA (1966). The rationale for prolonged stretching for correction of shortening of connective tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol.47:345-352.
25. LaBan MM (1962). Collagen tissue: implications of its response to stress in vitro. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol.43:461-466.
26. Lehmann JF, McMillan JA, Brunner GD, Blumberg JB (1959). Comparative study of the efficiency of shortwave, microwave and ultrasonic diathermy in heating the hip joint. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.40:510-512.
27. Lehmann JF, DeLateur BJ, Silverman DR (1966). Selective heating effects of ultrasound in human beings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.47:331-339.
28. Lehmann JF, DeLateur BJ, Warren CG, Stonebridge JS (1967). Heating produced by ultrasound in bone and soft tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.48: 397-401.
29. Lehmann JF, DeLateur BJ, Warren CG, Stonebridge JB (1968). Heating of joint structures by ultrasound. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol.49:28-30.
30. Lehmann JF, DeLateur BJ, Stonebridge JB (1969). Selective muscle heating by shortwave diathermy with a helical coil. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.50, No.3: 117-123.
31. Lehmann JF, Masock AJ, Warren CJ, Koblanski JN (1970). Effect on therapeutic temperatures on tendon extensibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol.51:481-487.
32. Lehmann JF (1982). *Therapeutic heat and cold*. 3rd Edition, Williams and Wilkins, Baltimore.
33. Lehmann JF (1990). *Therapeutic heat and cold*. 4th Edition, Williams and Wilkins, Baltimore.
34. Lentell G, Hetherington T, Eagan J, Morgan M (1992). The use of thermal agents to influence the effectiveness of a low-load prolonged stretch. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.16:200-207.
35. Lieberman JL, Cafarelli E (1994). Physiology of range of motion in human joints: A critical review. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. Vol.6, No.2: 131-160.
36. Lindsay DM, Dearnass J, Richardson C, Chapman A, Cuskelly G. (1990). A survey of electromodality usage in private physiotherapy practices. *Australian Journal of Physiotherapy* Vol.36:249-256.
37. Michlovitz S (1996). Thermal agents in rehabilitation. F.A. Davis Company, Philadelphia.
38. Morrisette DC, Brown D, Saladin ME (2004). Temperature change in lumbar periarticular tissue with continuous ultrasound. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.34, No.12: 754-760.
39. Newton PO, Woo SL, MacKenna DA, Akeson WH (1995). Immobilization of the knee joint alters the mechanical and ultrastructural properties at the rabbit anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research* Vol.13, No.2 : 191-200.
40. Noonan TJ, Best TM, Seaber AV (1993). Thermal effects on skeletal muscle tensile behavior. *American Journal of Sports Medicine* Vol. 21, No. 4: 517-522.
41. Oosterveld FG, Rasker JJ, Jacobs JW, Overmars HJ (1992). The effect of local heat and cold therapy on the intraarticular and skin surface temperature of the knee. *Arthritis and Rheumatism* Vol.35, No.2: 146-151.
42. Peres SE, Draper DO, Knight KL, Ricard MD (2002). Pulsed shortwave diathermy and prolonged long-duration stretching increase dorsiflexion range of motion more than identical stretching without diathermy. *Journal of Athletic Training* Vol.37, No.1: 43-50.
43. Reed B, Ashikaga T (1997). The effects of heating with ultrasound on knee joint displacement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.26:131-137.
44. Reed BV, Ashikaga T, Fleming BC, Zimny NJ (2000). Effects of ultrasound and stretch on knee ligament extensibility. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* Vol.30, No.6: 341-347.
45. Sapega AA, Quedenfeld TC, Moyer RA, Buttler RA (1981). Biophysical factors in range-of-motion exercise. *The Physician and Sportsmedicine*. Vol.9, No.12: 57-65.
46. Sawyer PC, Uhl TL, Mattacola CG, Johnson DL, Yates JW (2003). Effects of moist heat on hamstring flexibility and muscle temperature. *Journal of Strength and Conditioning Research* Vol.17, No.2: 285-290.
47. Strickler T, Malone T, Garrett WE Jr. (1990). The effects of passive warming on muscle injury. *American Journal of Sports Medicine* Vol.18:141-145.
48. Warren CG, Lehmann JF, Koblanski JN (1971). Elongation of rat tail tendon: effect of load and temperature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.52:465-474.
49. Warren CG (1976). Heat and stretch procedures: An evaluation using rat tail tendon. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol.57: 122-126.
50. Woo SL, Gomez MA, Newton PO, Akeson WH (1987). The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. *Journal of Bone and Joint Surgery. (Am)* Vol.69, No.8 : 1200-1211.