



ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
**ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ
ΤΗΝ ΠΡΟΛΗΨΗ ΚΑΙ ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΑΚΩΝ ΠΑΘΗΣΕΩΝ**



Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

**" ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΤΗΣ
ΑΙΜΑΤΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΣΤΗΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗ ΝΟΣΟ ΤΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ
ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΑΓΓΕΙΑΚΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ"**

υπό

ΓΕΩΡΓΙΟΥ Κ. ΤΣΑΠΛΕ

Αγγειοχειρουργού

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του
Διπλώματος Μεταπτυχιακών Σπουδών
"Υπερηχογραφική λειτουργική απεικόνιση για την πρόληψη & διάγνωση των αγγειακών
παθήσεων"

Λάρισα, 2023

Επιβλέπων:

Ευστράτιος Γεωργακαράκος, Αναπληρωτής Καθηγητής Αγγειοχειρουργικής, Αγγειοχειρουργική Κλινική Π.Γ.Ν Αλεξανδρούπολης, Τμήμα Ιατρικής, Σχολή Επιστημών Υγείας
Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:

1. Αθανάσιος Γιαννούκας, Καθηγητής Αγγειοχειρουργικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
2. Ευστράτιος Γεωργακαράκος, Αναπληρωτής Καθηγητής Αγγειοχειρουργικής, Τμήμα Ιατρικής, ΔΠΘ (επιβλέπων)
3. Κωνσταντίνος Σπανός, Αγγειοχειρουργός ΠΓΝ Λάρισας, Ακαδημαϊκός Υπότροφος, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τίτλος εργασίας στα αγγλικά:

"EVALUATION OF AORTIC WALL AND BLOOD FLOW PROPERTIES IN ANEURYSMAL DISEASE OF THE ABDOMINAL AORTA WITH THE USE OF VASCULAR ULTRASOUND"

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου Κο. Ευστράτιο Γεωργακαράκο για την πολύτιμη καθοδήγηση και συνεισφορά του στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένειά μου, τη γυναίκα και συνοδοιπόρο μου Τζένη και το γιο μου και φιλαράκο μου Κωνσταντίνο για την υπομονή, την κατανόηση και την υποστήριξή τους και τη δύναμη, την ηρεμία και τη χαρά που μου προσφέρουν καθημερινά.

''Με αγάπη και εμπιστοσύνη, θα πάρεις δύναμη για να τελειώσεις την εργασία σου''

τάδε έφη Κωνσταντίνος Γ. Τσαπλές ο νεότερος.

Γεώργιος Κ. Τσαπλές

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	6
Εισαγωγή.....	6
Μεθοδολογία και αποτελέσματα.....	6
Συμπεράσματα.....	6
Λέξεις κλειδιά: υπέρηχος, αορτικό τοίχωμα, βιομηχανική, ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής.....	6
ABSTRACT.....	7
Introduction	7
Methodology and results.....	7
Conclusions	7
Keywords: ultrasound, aortic wall, biomechanics, abdominal aortic aneurysm	7
1. Εισαγωγή.....	8
2. ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ.....	11
2.1 ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	11
2.1.1 Τάση.....	13
2.1.2 Λόγος Παραμόρφωσης.....	14
2.1.3 Μέτρο ελαστικότητας.....	14
2.2 ΕΝΔΟΤΙΚΟΤΗΤΑ.....	14
2.3 ΑΟΡΤΙΚΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ (AORTIC STIFFNESS)	15
3. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	16
3.1 Εκτίμηση αορτικής σκληρότητας βάση αορτικής δομής.....	16
3.1.1 Απόκτηση εικόνας αορτής με M-mode και B-mode υπερηχογραφία	16
3.2 Εκτίμηση αορτικής σκληρότητας βάση αιμοδυναμικής.....	18

3.2.1 Ταχύτητα μετάδοσης του σφυγμικού κύματος (Pulse Wave Velocity / PWV).....	18
3.3 Εκτίμηση της κίνησης του αορτικού τοιχώματος	20
3.3.1 Tissue Doppler Imaging (TDI)	20
3.3.2 Speckle – Tracking Echocardiography (STE).....	21
3.4 Τριών διαστάσεων υπερηχογραφία (3D US)	22
4. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	26
5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	26
6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	54
7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	59
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	61
ΠΙΝΑΚΑΣ ΜΕΛΕΤΩΝ	62
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	72

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή

Η μηχανική προσέγγιση της ρήξης του ανευρύσματος περιλαμβάνει την ισορροπία μεταξύ της τάσης του τοιχώματος και της αντοχής αυτού. Η συνεχής εκφύλιση και αναδιαμόρφωση των δομικών στοιχείων του ανευρυσματικού τοιχώματος καθιστά αναγκαία τη μελέτη των βιομηχανικών ιδιοτήτων του και το βαθμό και τρόπο με τον οποίο επηρεάζουν την εξέλιξη και ακεραιότητα του ανευρύσματος. Η εν λόγω εργασία έχει ως σκοπό την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας και την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τις δυνατότητες των υπερήχων στην εκτίμηση και μέτρηση των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής καθώς και εάν αυτές οι μετρήσεις μπορούν να συνεισφέρουν σε περαιτέρω γνώση, εξατομίκευση ανά ασθενή και δημιουργία αριθμητικών προσομοιωτικών μοντέλων ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής.

Μεθοδολογία και αποτελέσματα

Η αναζήτηση πραγματοποιήθηκε στο MEDLINE PubMed και οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν «υπέρηχος», «εμβιομηχανική», «αορτικό τοίχωμα» και «ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής». Το αποτέλεσμα της αναζήτησης ανέδειξε ένα σύνολο 33 μελετών (19 άμεσης και 14 έμμεσης αναζήτησης) αποτελούμενο από μονοκεντρικές, προοπτικές και συγκριτικές μελέτες, ερευνητικά άρθρα και βιβλιογραφικές ανασκοπήσεις με αντικείμενο τη χρήση των αγγειακών υπερήχων στην εκτίμηση των βιομηχανικών ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής.

Συμπεράσματα

Η υπερηχογραφικές τεχνικές μπορούν με ασφάλεια, ακρίβεια και ευκολία επαναληψιμότητας και εκτέλεσης να παρέχουν τα απαραίτητα προς επεξεργασία δεδομένα στη μελέτη των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής. Η σύμπτυξη υπερηχογραφικών τεχνικών και μεθόδων, η βελτίωση ανάλυσης απεικόνισης και επεξεργασίας δεδομένων, η αναγκαία διεπιστημονική συνεργασία μεταξύ επιστημονικών πεδίων και περισσότερες και ευρύτερες μελέτες, είναι ο απαραίτητος συνδυασμός για την επιτυχή εκπλήρωση του στόχου της μετάφρασης της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου της κοιλιακής αορτής και της δημιουργίας εξατομικευμένων μοντέλων ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης μέσω υπερηχογραφικών μεθόδων.

Λέξεις κλειδιά: υπέρηχος, αορτικό τοίχωμα, εμβιομηχανική, ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής

ABSTRACT

Introduction

The mechanical approach for aneurysms rupture includes the balance between stress and strength over the aneurysm wall. The continuous degradation and remodeling of the wall makes the study of the bio mechanical properties of the wall indispensable as well as the manner and the degree of their affect in the evolution and the stability of the aneurysm. The aim of this study is to review the literature and reach to conclusions regarding the potential use of ultrasounds to estimate and calculate aortic wall's properties and blood flow in the aneurysmal disease of the abdominal aorta and also to check if these calculations are able to contribute with more knowledge the simulation model of individualized growth and rupture rates of the abdominal aortic aneurysm.

Methodology and results

A search of the literature took place in the MEDLINE PubMed and the keywords that were used were ‘ultrasound’, ‘aortic wall’, ‘biomechanics’ and ‘abdominal aortic aneurysm’.

The results of the search pointed out a total of 33 studies (19 direct and 14 indirect search) consisted of single center, prospective and comparison studies, search articles and literature reviews about the use of vascular ultrasound in the assessment of the aortic wall's biomechanical properties and blood flow in the aneurysmal disease of the abdominal aorta.

Conclusions

The ultrasound techniques may provide, with safety, accuracy and ease of repeatability and performance, the necessary data to be processed for the study of aortic wall properties and blood flow in abdominal aortic aneurysmal disease.

The convergence of ultrasound techniques and methods, the improvement of imaging analysis and data processing, the necessary interdisciplinary collaboration between scientific fields and more and larger studies, are the necessary combination to successfully fulfill the goal of translating the progression of abdominal aortic aneurysm disease and to create personalized models of growth rate and rupture risk through ultrasound methods.

Keywords: ultrasound, aortic wall, biomechanics, abdominal aortic aneurysm

1. Εισαγωγή

Η ανευρυσματική νόσος της κοιλιακής αορτής χαρακτηρίζεται από την αύξηση της διαμέτρου της αορτής πάνω από 50% του φυσιολογικού της και εμφανίζεται σε ένα ποσοστό 4-8% του ανδρικού και 0,5-1% του γυναικείου πληθυσμού άνω των 50 ετών στις αναπτυγμένες χώρες. (Kent KC 2014)

Η φυσική πορεία της νόσου είναι η συνεχής διάταση της αορτής, με την ρήξη να αποτελεί μια καταστροφική και δυνητικά θανατηφόρο επιπλοκή που συνοδεύεται από ποσοστά θνητότητας που αγγίζουν το 80%. Η πλειοψηφία των ανευρυσμάτων παραμένει ασυμπτωματική μέχρι την ρήξη και οι περισσότερες περιπτώσεις ασθενών, περίπου 75%, ανακαλύπτονται ως τυχαίο εύρημα άλλων εξετάσεων.

Παράγοντες κινδύνου για την αύξηση του ανευρύσματος είναι το κάπνισμα το ανδρικό φύλο, η ηλικία, η αθηροσκληρήνωση, η αρτηριακή υπέρταση, η εθνότητα και το οικογενειακό ιστορικό.

Εκλυτικός παθογενετικός παράγοντας που εμπλέκεται στην εκφύλιση του αορτικού τοιχώματος και τη δημιουργία ανευρύσματος θεωρείται ο συνδυασμός μεταβολικών διαταραχών και κατακερματισμού των δομικών πρωτεϊνών του μέσου χιτώνα όπως η ελαστίνη και το κολλαγόνο, τοπικές αιμοδυναμικές διαταραχές και η γενετική προδιάθεση που προκαλεί μετακίνηση φλεγμονωδών κυττάρων εντός του αορτικού τοιχώματος.

Οι τρέχουσες κατευθυντήριες οδηγίες προτείνουν την αποκατάσταση του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ), με ανοιχτή χειρουργική παρέμβαση ή ενδαγγειακή αντιμετώπιση, βάσει μέγιστης διαμέτρου, μεγαλύτερης από 55mm στους άντρες και 50mm χιλιοστά στις γυναίκες, βάσει γρήγορου ρυθμού αύξησης του ανευρύσματος (μέγιστη διάμετρος > 10mm/έτος) και όταν το ανεύρυσμα γίνει συμπτωματικό (Wanhein A et al 2019).

Η παρακολούθηση και εκτίμηση του ρυθμού αύξησης και του κινδύνου ρήξης των ΑΚΑ διαφέρει μεταξύ ασθενών με αποτέλεσμα ένα ποσοστό 2-10% να διαρρηγνύονται πριν φθάσουν το όριο χειρουργικής παρέμβασης (Nicholls SC et al 1998). Επιπρόσθετα, από μελέτες παρακολούθησης ασθενών με ΑΚΑ που δε χειρουργήθηκαν, παρατηρήθηκαν ΑΚΑ μεγάλης διαμέτρου σταθερά χωρίς ρήξη (Konway KP et al 2001).

Με βάση αυτά τα δεδομένα, η εκτίμηση μόνο της μέγιστης διαμέτρου, του ρυθμού αύξησης και της μορφολογίας δεν επαρκούν για την πρόβλεψη του κινδύνου ρήξης σε κάθε ασθενή και καθίσταται αναγκαία η αναζήτηση νέων μοντέλων πρόβλεψης ρήξης και σωστού χρόνου χειρουργικής ή ενδαγγειακής παρέμβασης και μια πιο προσωποποιημένη και εξατομικευμένη διαχείριση αυτών των ασθενών.

Δεδομένου ότι η ρήξη σημαίνει μηχανική βλάβη του αορτικού τοιχώματος και επέρχεται όταν η τοπική καταπόνηση του τοιχώματος υπερβεί την αντοχή του τοιχώματος, η μελέτη των βιομηχανικών ιδιοτήτων του τοιχώματος των αγγείων προτάθηκε σαν προγνωστικός παράγοντας ρήξης. (Vorp DA 2007).

Η μηχανική ανάλυση ενός αγγείου επιτυγχάνεται με τη μέτρηση των **μηχανικών ιδιοτήτων** ή της **παραμόρφωσης του τοιχώματος** του αγγείου ή κατασκευάζοντας ένα αριθμητικό μοντέλο του ΑΚΑ για να προσομοιάσει τις καταπονήσεις και την παραμόρφωση.

Συνεπώς αυτή η συνεχής εκφυλιστική διαδικασία ελαστόλυσης, ταχείας ανανέωσης του κολλαγόνου και μείωσης λείων μυικών κυττάρων, μετασχηματίζει συνεχώς την δομή και τις ιδιότητες του αορτικού τοιχώματος καθιστώντας το λιγότερο γραμμικά ελαστικό και πιο σκληρό και άκαμπτο σύμφωνα με τις μηχανικές ιδιότητες των ινών του κολλαγόνου. Ως αποτέλεσμα οι αλλαγές αυτές στη δομή του τοιχώματος του προσδίδουν νέες μη γραμμικές ελαστικές ιδιότητες που σε συνδυασμό και με τις παραμέτρους της αιματικής ροής αλλά και τις παρουσίας του ενδοαυλικού θρόμβου (Riveros et al 2015) και των παρακείμενων δομών (Petterson et al 2021) (μαλακά μόρια, σπονδυλική στήλη) μπορούν να αναλυθούν στα προσομοιωτικά αριθμητικά μοντέλα και να δώσουν χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με το ρυθμό αύξησης (Kok et al 2015, Li et al 2014) του ανευρύσματος και την πιθανότητα ρήξης.

Η **μέγιστη καταπόνηση-τάση του τοιχώματος (peak wall stress) (PWS)** έχει μελετηθεί και προταθεί από διάφορες μελέτες ως μια ανεξάρτητη παράμετρος εκτίμησης του ρίσκου ρήξης των ΑΚΑ. Με τη μέθοδο της ανάλυσης πεπερασμένων σημείων (Finite Element Analysis) (FEA) στις μελέτες αυτές παρατηρήθηκε αύξηση της καταπόνησης του τοιχώματος με την αύξηση της διαμέτρου (Speelman L et al 2006) καθώς και παρουσία πιο αυξημένων καταπονήσεων σε ασθενείς με ραγέντα ΑΚΑ σε σύγκριση με μη ραγέντα (Fillinger et al 2003). Επιπλέον σε μετανάλυση των Koshla S et al 2014, σε ένα σύνολο 204 ασυμπτωματικών και 144 συμπτωματικών ή ραγέντων ΑΚΑ, ισχυροποιήθηκε το εύρημα της αυξημένης PWS στα συμπτωματικά και ραγέντα ΑΚΑ σε σύγκριση με τα ασυμπτωματικά.

Γενικότερα, η ανάλυση της καταπόνησης του τοιχώματος πραγματοποιείται μέσω της ανάλυσης πεπερασμένων σημείων, μιας αριθμητικής μεθόδου που λύνει μια σειρά μερικών γραμμικών εξισώσεων που αντιπροσωπεύουν τη μηχανική ισορροπία του συστήματος χρησιμοποιώντας δεδομένα γεωμετρίας κάθε ασθενή που λαμβάνονται από τρισδιάστατες ανασυνθέσεις αξονικών τομογραφιών (Indrakusuma et al., 2016), ή μαγνητικού συντονισμού (Merkx et al., 2009), ή υπερήχων (van Disseldorp et al., 2018), ιδιότητες υλικών βάσει γραμμικών ή μη γραμμικών μοντέλων υλικών, την αρτηριακή πίεση του αίματος και οριακές συνθήκες.

Η έκθεση στην ακτινοβολία και η νεφροτοξικότητα του σκιαγραφικού που απαιτούνται για τη διενέργεια της αξονικής τομογραφίας καθιστούν τη συνεχή, κατά τη διάρκεια παρακολούθησης, λήψη των δεδομένων γεωμετρίας του ΑΚΑ δύσκολη. Η μαγνητική τομογραφία από την άλλη

θεωρείται μια καλή εναλλακτική χωρίς τις αδυναμίες της αξονικής, η οποία έχει όμως τα δικά της αρνητικά σημεία και δυσκολίες εκτέλεσης όπως ο μεγάλος χρόνος ολοκλήρωσης της εξέτασης, το κόστος καθώς και περιορισμοί άλλης φύσης όπως η κλειστοφοβικοί και οι ασθενείς με μεταλλικά εμφυτεύματα.

Η εξέλιξη της ηχοκαρδιογραφικής απεικόνισης και η χρήση 2, 3 και 4 διαστάσεων υπερήχων (2D, 3D, 4D U/S), η tissue Doppler απεικόνιση και η speckle tracking echocardiography και τα προτερήματα της χρήσης των υπερήχων, όπως το χαμηλό κόστος, η φιλική προς τον ασθενή χρήση, η ευκολία επανάληψης και η δυνατότητα λήψης γεωμετρικών, αιμοδυναμικών αλλά και δεδομένων από την παρατήρηση της παραμόρφωσης του αορτικού τοιχώματος σε αληθινό χρόνο, προσδίδουν μια ενδιαφέρουσα λύση στη μελέτη των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής και κατ' επέκταση στην προσπάθεια ανάλυσης του εξατομικευμένου ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης του ΑΚΑ.

Η εν λόγω εργασία έχει ως σκοπό την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας και την αναγωγή συμπερασμάτων μέσω της ανάλυσης πλεονεκτημάτων, μειονεκτημάτων, δυνατοτήτων και μελλοντικών προτάσεων σχετικά με τις δυνατότητες των υπερήχων στην εκτίμηση και μέτρηση των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής καθώς και εάν αυτές οι μετρήσεις μπορούν να συνεισφέρουν σε περαιτέρω γνώση, εξατομίκευση ανά ασθενή και δημιουργία αριθμητικών προσομοιωτικών μοντέλων ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης των ΑΚΑ.

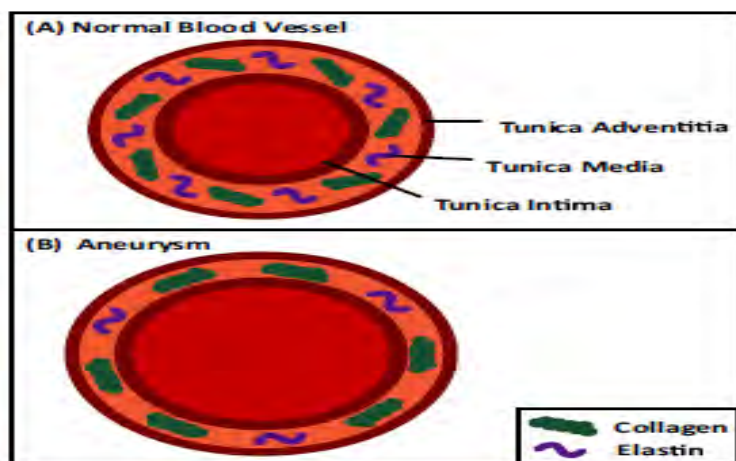
Η αορτική δυσκαμψία–σκληρότητα (aortic stiffness) βασική δομική παθολογική αλλαγή της αθηροσκλήρυνσης και της δημιουργίας ανευρυσμάτων, η τοιχωματική παραμόρφωση (wall strain) και η μέγιστη τάση - καταπόνηση του τοιχώματος (PWS) είναι έννοιες μηχανικής του αγγειακού τοιχώματος και θα επεξηγηθούν στο επόμενο κεφάλαιο.

2. ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ

Σε αυτό το σημείο είναι χρήσιμη η παράθεση και επεξήγηση βασικών μηχανικών χαρακτηριστικών και ιδιοτήτων της αορτής, ο μηχανισμός δημιουργίας ανευρύσματος και η μηχανική της ρήξης. Η αορτική δυσκαμψία – σκληρότητα (aortic stiffness), η τοιχωματική παραμόρφωση (wall strain), η μέγιστη καταπόνηση-φόρτιση-τάση του τοιχώματος (peak wall stress), είναι μεγέθη τεχνητά, μη υπαρκτά που σκοπό τους έχουν την κατανόηση και περιγραφή των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος. Η ελαστικότητα, η ενδοτικότητα και η διατασιμότητα χαρακτηρίζουν τις ελαστικές ιδιότητες του τοιχώματος.

2.1 ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ

Ελαστικότητα είναι η ιδιότητα του υλικού να επανακτά το αρχικό του σχήμα μόλις οι παραμορφωτικές δυνάμεις παύσουν να δρουν. Το αρτηριακό τοίχωμα ανήκει στα ιξωδοελαστικά υλικά, καθώς εκδηλώνει ιδιότητες συμβατές τόσο με ένα ελαστικό σώμα όσο και με ένα ρευστό. Παρόλα αυτά όταν οι παραμορφωτικές δυνάμεις επιδρούν αργά, η ιξώδης συμπεριφορά μπορεί να παραληφθεί, ώστε να υπάρχει επικέντρωση στις αμιγώς ελαστικές ιδιότητες των υλικών (Nichols WW et al 2005).]Τα κύρια συστατικά που καθορίζουν την ελαστικότητα του τοιχώματος είναι το κολλαγόνο και η ελαστίνη. Το κολλαγόνο και η ελαστίνη διαρθρώνονται μέσα σε ένα άμορφο μέσο που σχηματίζεται από βλεννοπρωτεΐνες και συνεισφέρει στις ελαστικές και ιξώδεις ιδιότητες της αρτηρίας. Το αρτηριακό τοίχωμα αποτελείται από τρεις χιτώνες: τον εσωτερικό χιτώνα, ο οποίος αποτελείται από ένα λεπτό στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων και ένα λεπτό στρώμα ινών κολλαγόνου και ελαστίνης που αγκυροβολεί στο έσω ελαστικό πέταλο, το μέσο χιτώνα ο οποίος αποτελείται από πολλαπλά στρώματα λείων μυϊκών κυττάρων και εξωκυττάριας ουσίας, και τον έξω χιτώνα που αποτελείται από ένα σύνολο ινών κολλαγόνου και ελαστίνης που συμφύονται με τον περιβάλλοντα συνδετικό ιστό και περιέχει μικρά αιμοφόρα αγγεία (vasavasorum) και νευρικές ίνες (nervi vascularis).

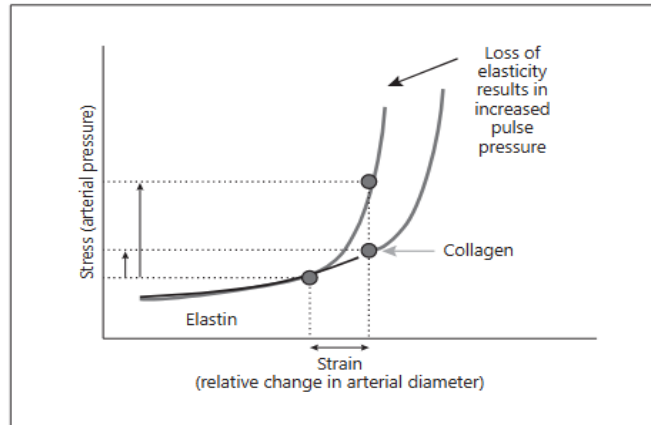


ΕΙΚΟΝΑ 1 Δομικές αλλαγές αορτικού τοιχώματος Mantella et al 2020

Ο μέσος χιτώνας αποτελεί το κυρίως μέρος του αρτηριακού τοιχώματος και είναι αυτός που καθορίζει τις μηχανικές ιδιότητές του. Ο ινώδης σκελετός των ενδιάμεσων στιβάδων διατάσσεται είτε κυκλοτερώς είτε ελικοειδώς. Ανάμεσα στις στιβάδες αυτές διατάσσονται τα μυϊκά κύτταρα παράλληλα προς την ελαστίνη. Λόγω αυτής της αλληλοδιαπλοκής των ινών κολλαγόνου, ελαστίνης και των λείων μυϊκών ινών στο μέσο χιτώννα, το αρτηριακό τοίχωμα αν και δομικά ετερογενές, μηχανικά συμπεριφέρεται ως ομοιογενές υλικό. Η κατανομή του κολλαγόνου και της ελαστίνης διαφέρει σημαντικά στις κεντρικές και τις περιφερικές αρτηρίες. Έτσι στη θωρακική αορτή η ελαστίνη είναι το κύριο συστατικό ενώ περιφερικότερα, στην κοιλιακή αορτή η αναλογία αναστρέφεται. Η σταθερά ελαστικότητας του κολλαγόνου είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή της ελαστίνης, έτσι ώστε όσο η απόσταση από την καρδιά αυξάνει, τόσο οι αρτηρίες γίνονται πιο δύσκαμπτες, ή καλύτερα ανελαστικές, ενώ αυξάνει η σταθερά ελαστικότητας και η ταχύτητα μετάδοσης του παλμικού κύματος πίεσης. Σε φυσιολογικό εύρος πιέσεων οι ίνες του κολλαγόνου, της ελαστίνης καθώς και οι λείες μυϊκές ίνες διατηρούν τον προσανατολισμό τους έτσι ώστε να σχηματίζουν στιβάδες. Οι κολλαγόνες ίνες βρίσκονται διασπαρμένες στα μεσοδιαστήματα και διατάσσονται περιμετρικά, δηλαδή βρίσκονται στο τοίχωμα σε κατάσταση μερικής χάλασης (δίκην ακορντεόν) και αρχικά δεν είναι τεταμένες.

Η ελαστίνη φαίνεται να υπόκειται τόσο σε **περιμετρική όσο και σε επιμήκη παραμόρφωση (strain)**, ενώ οι **κολλαγόνες ίνες μόνο σε περιμετρική φόρτιση**. Καθώς όμως η σχέση τάσης/παραμόρφωσης του αρτηριακού τοιχώματος δεν είναι γραμμική, η ελαστική του συμπεριφορά δεν μπορεί να περιγραφεί από μία σταθερά ελαστικότητας αλλά από δύο επιπλέον: μία που αντιπροσωπεύει τη δυσκαμψία (stiffness) εξαιτίας των ελαστικών ινών σε χαμηλές πιέσεις και μία που αντιπροσωπεύει τη δυσκαμψία των ινών κολλαγόνου σε υψηλές πιέσεις. (Κατσαμούρης 2001)

Fig. 1. Stress-strain relationship. Nonlinear relationship between arterial stress (pressure) and strain (relative change in diameter), with arterial wall components under tension according to the pressure load in normal and stiff vessels. Reprinted from McEniery et al. [40] with permission.



ΕΙΚΟΝΑ 2 Σχέση τάσης- παραμόρφωσης McEniery et al

2.1.1 Τάση

Ως τάση (stress) ορίζεται η δύναμη ανά μονάδα επιφανείας που προκαλεί πάντοτε μικρές παραμορφώσεις των εξωτερικών διαστάσεων ενός σώματος. Σε μία διατομή μπορούν να αναπτυχθούν κάθετες τάσεις όπως οι εφελκυστικές ή και εφαστομενικές τάσεις όπως οι διατμητικές. Το άθροισμα των εσωτερικών αυτών δυνάμεων αντιδράσεως στη μονάδα της επιφάνειας ονομάζεται τάση. Η ορθή τάση (σ) είναι η ένταση μιας δύναμης F που δρα σε ένα υλικό, κάθετα σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο, και εφόσον κατανέμεται ομοιόμορφα πάνω σε μία επιφάνεια A , η τάση είναι F/A . Η τάση δεν είναι ένα φυσικό μέγεθος, όπως οι δυνάμεις φορτίσεως ή οι δυνάμεις έλξεως ή απώσεως. Η τάση είναι ένα τεχνητό μέγεθος, που επινοήθηκε για να μπορέσει να δημιουργηθεί μια μέθοδος υπολογισμού αντοχής των υλικών και ως εκ τούτου δεν μπορεί να γίνει ορατή ή αισθητή ή και να μετρηθεί άμεσα. Στην περίπτωση ενός αγωγού κυλινδρικής διατομής, όπως είναι το αγγειακό τοίχωμα, η εφαρμοζόμενη δύναμη θα είναι η περιμετρική τάση (τ) των τοιχωμάτων, εξαιτίας της διάτασης από την εφαρμοζόμενη πίεση P . Αν το τοίχωμα έχει πάχος h , η περιμετρική τάση υπολογίζεται: $\tau = PR/h$ (εξίσωση Lamé's). (Κατσαμούρης 2001)

Η σχέση αυτή μπορεί να εξηγήσει γιατί τα αρτηριακά ανευρύσματα είναι επιρρεπή στη ρήξη όταν

- 1.η διατοιχωματική αρτηριακή πίεση ΔP είναι υψηλή**
- 2.η εγκάρσια διάμετρος $2r_i$ του ανευρύσματος είναι μεγάλη**
- 3.το τοίχωμα του ανευρύσματος h είναι λεπτό**

2.1.2 Λόγος Παραμόρφωσης

Ο λόγος παραμόρφωσης (strain) είναι ο λόγος μεταβολής του σχήματος ενός σώματος ως προς την αρχική του κατάσταση, μετά την επίδραση μιας δύναμης σε αυτό. Είναι μέγεθος αδιάστατο και ανάλογα με τη διεύθυνση της παραμόρφωσης διαχωρίζεται σε επιμήκη παραμόρφωση και σε διατμητική παραμόρφωση (shear strain) όταν σημειώνεται γωνιώδης παραμόρφωση (δηλαδή μετατόπιση δύο σημείων σε παράλληλα επίπεδα ως προς μια διεύθυνση παράλληλη προς αυτά τα επίπεδα). Όταν σημειώνεται αλλαγή στον όγκο, τότε μιλάμε για συμπιεστική παραμόρφωση (compressive strain)(**Κατσαμούρης 2001**).

2.1.3 Μέτρο ελαστικότητας

Ως μέτρο ελαστικότητας E (elastic modulus) ορίζεται η σχέση μεταξύ της παραμόρφωσης και της τάσης..

Το μέτρο κατά την επιμήκη διεύθυνση αναφέρεται και ως μέτρο ελαστικότητας του Young (Young Modulus). Το μέτρο ελαστικότητας του Young αποτελεί δείκτη δυσκαμψίας του υλικού. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του E ενός υλικού, τόσο μεγαλύτερη είναι η αντίστασή του στην παραμόρφωση και τόσο ανελαστικό είναι το υλικό. **Ο συντελεστής διάτμησης (shear modulus) η, είναι ο λόγος της διατμητικής τάσης ως προς τη γωνιώδη παραμόρφωση.** Η πίεση μπορεί να εκφραστεί είτε ως δύναμη η οποία ασκείται ανά μονάδα επιφανείας , είτε ως ενέργεια η οποία περιέχεται ανά μονάδα όγκου. Η τάση μπορεί να εκφράζει την ενεργειακή πυκνότητα σε ένα δεδομένο σημείο , η οποία καθορίζεται από το μέγεθος της δύναμης που ασκήθηκε εκεί.

2.2 ΕΝΔΟΤΙΚΟΤΗΤΑ

Η ενδοτικότητα (compliance C) ορίζεται ως η απόλυτη μεταβολή της διαμέτρου που προκαλείται από μία μεταβολή της διατοιχωματικής πίεσης σε ένα αγγείο σταθερού μήκους. Η διατασιμότητα ενός αγγείου είναι αντιστρόφως ανάλογη του μέτρου ελαστικότητας (E). Ένα ελαστικό αγγείο με μεγάλο μέτρο E παρουσιάζει μικρή ενδοτικότητα C και το αντίστροφο. Σε αντίθεση με την ενδοτικότητα η οποία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την ελαστικότητα της αρτηρίας σαν μια κυλινδρική δομή, το μέτρο ελαστικότητας μας παρέχει απευθείας πληροφορίες για τις ενδογενείς ελαστικές ιδιότητες των δομών του αρτηριακού τοιχώματος ανεξάρτητα από τη γεωμετρία του αγγείου.

2.3 ΑΟΡΤΙΚΗ ΣΚΛΗΡΟΤΗΤΑ (AORTIC STIFFNESS)

Η αγγειακή σκληρότητα είναι μία βασική παθολογική εκφυλιστική δομική διαταραχή του αγγειακού τοιχώματος, απότοκο της γήρανσης και της αθηροσκλήρυνσης, που εμφανίζεται κυρίως σε κεντρικότερα τμήματα του αρτηριακού δικτύου.

Η παθοφυσιολογική προσέγγισή της περιλαμβάνει την εκφυλιστική διαταραχή που προκύπτει στο τοίχωμα μέσω παράλληλων διαδικασιών αποδόμησης της ελαστίνης, αυξημένης εναπόθεσης κολλαγόνου, επασβέστωσης, γλυκοζυλίωσης τόσο της ελαστίνης όσο και του κολλαγόνου και την διασταυρούμενη σύνδεση του κολλαγόνου με προηγμένα τελικά προϊόντα γλυκοζυλίωσης σε συνδυασμό με τη δυσλειτουργία λείων μυικών και ενδοθηλιακών κυττάρων.

Αποτέλεσμα της αυξημένης σκλήρυνσης του αορτικού τοιχώματος είναι η αύξηση της αρτηριακής πίεσης, η καταπόνηση των κοιλοτήτων της καρδιάς, η υποάρδευση του μυοκαρδίου λόγω απουσίας διαστολικής πίεσης ροής, η φθορά και ανεπάρκεια της μικροκυκλοφορίας σπλαγχνικών οργάνων όπως οι νεφροί και ο εγκέφαλος, η επιδείνωση των μεταβολικών διεργασιών οξείδωσης των λιπιδίων της αθηροσκλήρυνσης καθώς και η συσχέτιση με τη δημιουργία ανευρυσμάτων (Raaz, U. et al 2015). Ως αποτέλεσμα των ανωτέρω λόγων, η αορτική σκληρότητα αποτελεί σημαντικό παράγοντα κινδύνου καρδιαγγειακής θνητότητας (Vlachopoulos et al 2010).

ΠΙΝΑΚΑΣ 1 Υπερηχογραφική εκτίμηση αρτηριακής σκληρότητας

Parameter	Formula	Description
Arterial compliance	$\Delta D/\Delta P$ (cm/mm Hg) or $\text{cm}^2/\text{mm Hg}$	Absolute diameter (or area) change for stated pressure step at fixed vessel length
Pulse wave velocity	Distance/ Δt (cm/s)	Travel speed of pulse along arterial segment
Pearson's elastic modulus	$\Delta P \times D/\Delta D$ (mm Hg)	Pressure step required (theoretical) for 100% stretch from resting diameter at fixed vessel length
Young's modulus	$\Delta P \times D/(\Delta D \times h)$ (mm Hg/cm)	Elastic modulus per unit area; pressure step per cm^2 required (theoretical) for 100% stretch from resting length
Arterial distensibility	$\Delta D/\Delta P \times D$ (mm Hg^{-1})	Relative diameter (or area) change for a pressure increment; inverse of elastic modulus
Stiffness index (β_1)	$\text{Ln} (P_s/P_d)/[(D_s - D_d)/D_d]$ (non-dimensional)	Ratio of logarithm (systolic/diastolic pressures) to relative change in diameter

από O'Rourke et al 2002

3. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Η τεχνολογική εξέλιξη και η μη επεμβατική φύση των υπερηχογραφικών συστημάτων απεικόνισης τους καθιστούν κατάλληλους για την συνεχή καταγραφή και ανάλυση των δομικών και λειτουργικών αλλαγών του αορτικού τοιχώματος.

Η ολοκληρωμένη αξιολόγηση της αορτικής σκληρότητας με το σύνολο των υπερηχογραφικών εφαρμογών, δεδομένης της λειτουργικής πολυπλοκότητάς της, θα μπορούσε να αξιολογηθεί μέσω 3 κύριων μετρήσεων που βασίζονται

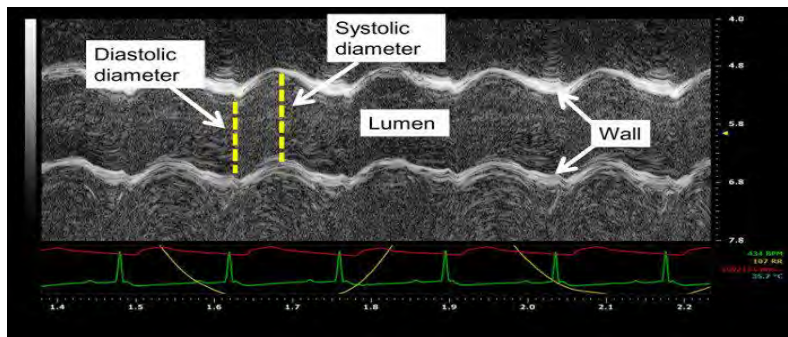
1. στην αορτική δομή, (M-mode, B-mode)
2. την αιμοδυναμική (Color Doppler, Spectral Doppler, Pulse wave velocity) και
3. την κίνηση του τοιχώματος (Tissue Doppler, Speckle tracking imaging)

3.1 Εκτίμηση αορτικής σκληρότητας βάση αορτικής δομής

Η έννοια σκληρότητα – ακαμψία αναφέρεται στην αντίσταση στην παραμόρφωση. Συνεπώς η προσέγγιση εκτίμησης των δομικών αλλαγών περιλαμβάνει τη διάμετρο του αυλού και το πάχος του τοιχώματος του αγγείου και μπορεί μετρηθεί με ακρίβεια μέσω των M- και B- mode λειτουργιών.

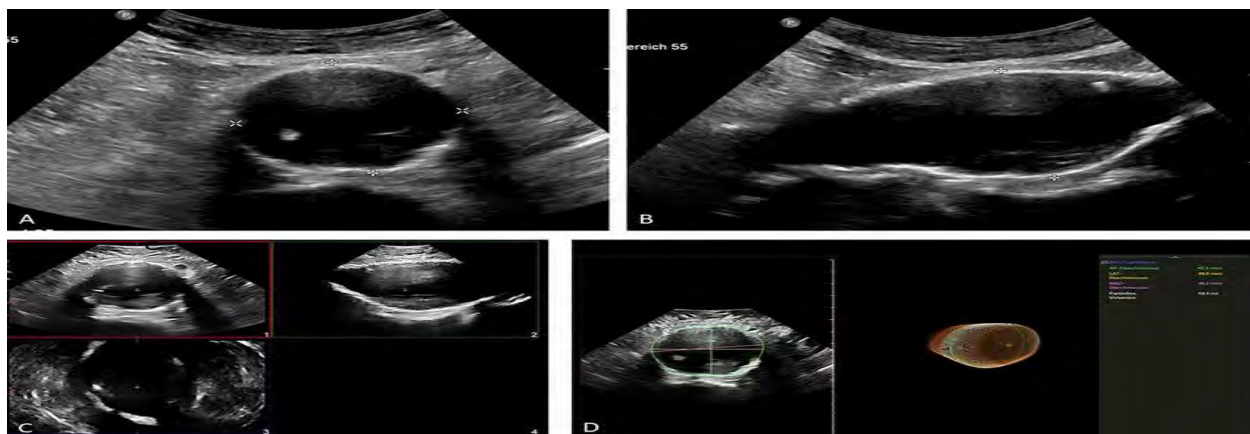
3.1.1 Απόκτηση εικόνας αορτής με M-mode και B-mode υπερηχογραφία

Η **M-mode** (motion –mode) υπερηχογραφία χρησιμοποιείται για την εξαιρετική αξονική και χρονική ανάλυση των δομών. Η λειτουργία M (ή η λειτουργία κίνησης) είναι μια μορφή υπερηχογραφίας στην οποία εκπέμπεται, λαμβάνεται και εμφανίζεται γραφικά μια γραμμή σάρωσης. Αυτά τα σήματα εμφανίζονται στη συνέχεια ως κουκκίδες, η φωτεινότητα των οποίων είναι ανάλογη με το πλάτος των ανακλώμενων κυμάτων. Λόγω της υψηλής χρονικής ανάλυσης, με τις εικόνες M-mode μπορεί να μετρηθεί **η εσωτερική διάμετρος της αορτής και το πάχος του τοιχώματος** μέσα από πολλούς καρδιακούς κύκλους στη συστολική και τη διαστολική φάση ταυτόχρονα (Carerj S et al 2003).



ΕΙΚΟΝΑ 3 Maggie M Kuo et al 2014

Η **B-mode** (Brightness-mode) συνήθως αναφέρεται ως λειτουργία B (φωτεινότητα), γνωστή και ως υπερηχογραφία 2 διαστάσεων (2D U/S), είναι μια από τις πιο βασικές λειτουργίες και παράγει μια δισδιάστατη εικόνα στην οποία τα όργανα και οι ιστοί που μας ενδιαφέρουν απεικονίζονται ως σημεία μεταβλητής φωτεινότητας της κλίμακας του γκρι. Προκειμένου να κατασκευαστεί μια εικόνα διατομής, οι ακολουθίες παλμών-ήχων από ένα πλήθος γειτονικών γραμμών σάρωσης αθροίζονται διαδοχικά σε πραγματικό χρόνο, δημιουργώντας μια κινούμενη εικόνα. (Li X et al 2022)



EIKONA 4 Li X et al 2022

Όπως παρουσιάζεται και στον παρακάτω πίνακα έχουν διατυπωθεί διάφορες μαθηματικές φόρμες υπολογισμού της αγγειακής σκληρότητας ή ελαστικότητας, όπως η αορτική παραμόρφωση (aortic strain) και η περιμετρική παραμόρφωση (circumferential strain) βάση αλλαγών της αορτικής διαμέτρου στη συστολή και τη διαστολή αλλά και με δεδομένη την εξάρτηση της αορτικής σκληρότητας και από την αρτηριακή πίεση, μετρήσεις της ενδοτικότητας (compliance) και του μέτρου ελαστικότητας (Wu W et al 2021).

ΠΙΝΑΚΑΣ 2 Τύποι υπολογισμού βιοφυσικών ιδιοτήτων αορτής

Echo Technique	Formula
	Stiffness index (SI) = $\ln (SBP - DBP) / [(AoS - AoD) / AoD]$
	Distensibility (DI) = $2 \times (AoS - AoD) / [AoD \times (SBP - DBP)]$
	M-mode strain = $(AoS - AoD) / AoD$
	Compliance = $(AoS - AoD) / (SBP - DBP)$
M-mode	- Elastic pressure-strain modulus (E_p) = $(SBP - DBP) / [(AoS - AoD) / AoD]$ $E_p = 1333(SBP - DBP) / [(AoS - AoD) / AoD]$
	Young's modulus ($E_Y = AoD / \text{thickness of aortic wall} / DC$)
	Peterson's elastic modulus = $AoD(SBP - DBP) / (AoS - AoD)$
M-mode	Aortic strain = $100(AoS - AoD) / AoD$
B-mode	β index = $\ln (SBP / DBP) / [(AoS - AoD) / AoD]$ Circumferential strain = $1/2 \times [(AoS / AoD)^2 - 1] \times 100\%$

"AoS" to the aortic diameter in systole; "AoD" to the aortic diameter in diastole; "ln" refers to the natural logarithm; "SBP" to the systolic blood pressure; "DBP" to the diastolic blood pressure; "BSA" to body surface area; DC: = $\Delta A / A \times (SBP - DBP)$, while A: the minimal cross-sectional area of the aorta, ΔA : the maximal minus minimal cross-sectional area of the aorta.

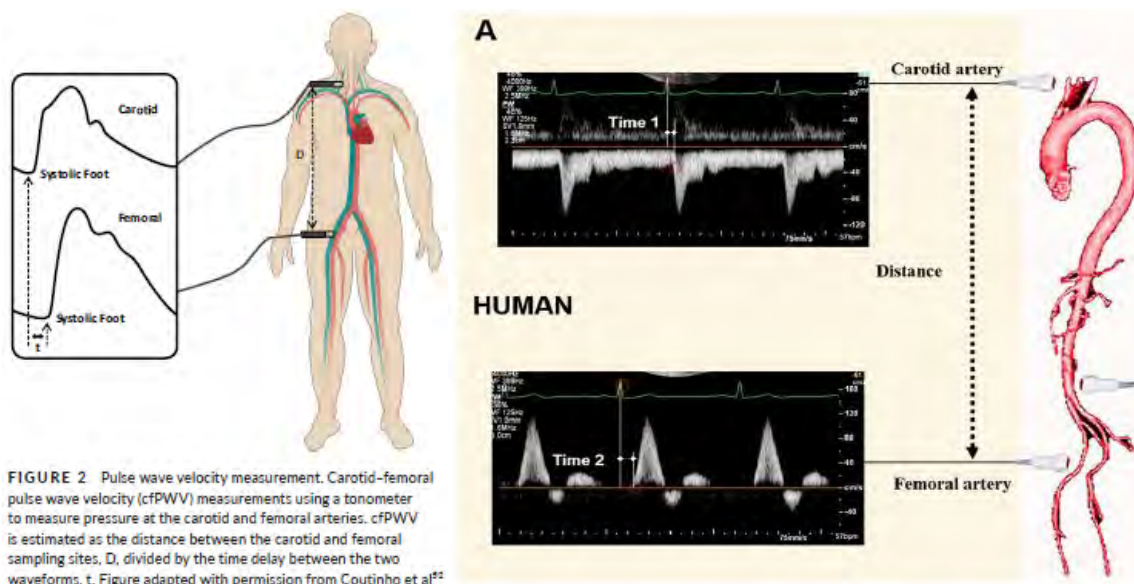
από Wu et al 2021

3.2 Εκτίμηση αορτικής σκληρότητας βάση αιμοδυναμικής

Η αορτική σκληρότητα αλλάζει την αντίσταση στη ροή του αίματος με αποτέλεσμα την αλλαγή της ταχύτητας ροής του. Η ταχύτητα μετάδοσης του σφυγμικού κύματος (Pulse Wave Velocity) με δεδομένα μέτρησης ροών μέσω της Doppler υπερηχογραφίας συμπληρώνουν με μη επεμβατικούς τρόπους την αιμοδυναμική μελέτη της δυσκαμψίας της αορτής.

3.2.1 Ταχύτητα μετάδοσης του σφυγμικού κύματος (Pulse Wave Velocity / PWV)

Η ταχύτητα μετάδοσης του σφυγμικού κύματος από την καρωτίδα στη μηριαία αρτηρία θεωρείται η μέτρηση εκλογής για την εκτίμηση της αορτικής σκληρότητας δεδομένης της ισχυρής συσχέτισης με τον κίνδυνο καρδιαγγειακών επεισοδίων (AlHuzaimi, A et al 2013, Vlachopoulos C et al 2010).



ΕΙΚΟΝΑ 5 Μέτρηση ταχύτητας σφυγμικού κύματος από Coutinho et al

Η ταχύτητα προσδιορίζεται από τη χρονική μετατόπιση μεταξύ των παλμών, π.χ., $PWV = D$ (μέτρα)/ Δt (δευτερόλεπτα), ενώ ο χρόνος διέλευσης (Δt) αναφέρεται στο χρόνο μετάδοσης του αρχικού σημείου του κύματος σε γνωστή απόσταση (D).

Στην πράξη η ταχύτητα υπολογίζεται με τη βοήθεια τονομέτρου ή ειδικού μηχανομετατροπέα (mechanotransducer) και διαιρώντας τη διαφορά της απόστασης των δύο αισθητήρων από την αριστερή κοιλία δια τη διαφορά του χρόνου που χρειάζεται να μεταδοθεί η ροή σε κάθε αισθητήρα, μετρήσεις που λαμβάνουν χώρα με δεδομένη αρτηριακή πίεση.

Ειδικότερα, η αύξηση στη σκληρότητα του τοιχώματος της αορτής λόγω δομικών και λειτουργικών αλλαγών οδηγεί σε αύξηση της PWV. Η υπέρταση, η αθηροσκλήρυνση και τα αορτικά ανευρύσματα έχουν συσχετιστεί με την αορτική σκληρότητα και μελετάται επίσης και η συσχέτιση της τοποθέτησης ενδομοσχευμάτων στην αορτή με την επαγόμενη σκληρότητα που προκαλούν με πιθανά μελλοντικά καρδιαγγειακά συμβάματα. (Kadoglou NP et al 2012)

Η μέσω Doppler υπερηχογραφίας μέτρηση της PWV, με τη χρήση συνεχούς Doppler, δύναται να καταγράψει ταυτόχρονα 2 παλμούς και να καταγράψει την καθυστέρηση του κύματος ροής μεταξύ 2 σημείων. Επιπρόσθετα η PWV μπορεί να μετρηθεί και με τη χρήση μίας μόνο κεφαλής υπερήχου και την ταυτόχρονη σύνδεση του ασθενή με ηλεκτροκαρδιογραφική καταγραφή,

τεχνική η οποία πιστοποιήθηκε σε μελέτη ασθενών που υποβλήθηκαν σε καρδιακό καθετηριασμό και βρισκότανε σε συνεχή διαρτηριακή αιμοδυναμική παρακολούθηση (Styczynski G et al 2016).

3.3 Εκτίμηση της κίνησης του αορτικού τοιχώματος

Η ιστική παραμόρφωση του αορτικού τοιχώματος είναι αυτή που προηγείται των αλλαγών της ολικής δομής και λειτουργίας του αγγείου. Η τεχνολογική ανάπτυξη των υπερήχων επιτρέπει πλέον την ποσοτικοποιημένη μέτρηση της κίνησης των ιστών και της παραμόρφωσης με τη χρήση των σύγχρονων εφαρμογών της μέσω της Doppler απεικόνισης ιστών (Tissue Doppler Imaging TDI) και της Speckle Tracking Echocardiography (STE). Η υπερηχογραφική εκτίμηση της ιστικής κίνησης του αορτικού τοιχώματος δύναται να προσδώσει περισσότερες πρώιμες πληροφορίες σχετικά με την αορτική σκληρότητα καθώς και πληροφορίες σχετικά με την ανευρυσματική νόσο, το ρυθμό αύξησης και τον κίνδυνο ρήξης του ανευρύσματος.

3.3.1 Tissue Doppler Imaging (TDI)

Η απεικόνιση Doppler ιστού ανιχνεύει τις εναλλαγές συχνοτήτων των υπερηχογραφικών κυμάτων που ανακλώνται από το παλλόμενο αρτηριακό τοίχωμα και με αυτό τον τρόπο δύναται να υπολογιστεί η μετατόπιση των ιστών. Η χρήση ειδικών φίλτρων επιτρέπει την επιλογή ανάλυσης των σημάτων που λαμβάνονται από την κίνηση του αορτικού τοιχώματος διαχωρίζοντας τα σήματα υψηλών ταχυτήτων της αιματικής ροής.

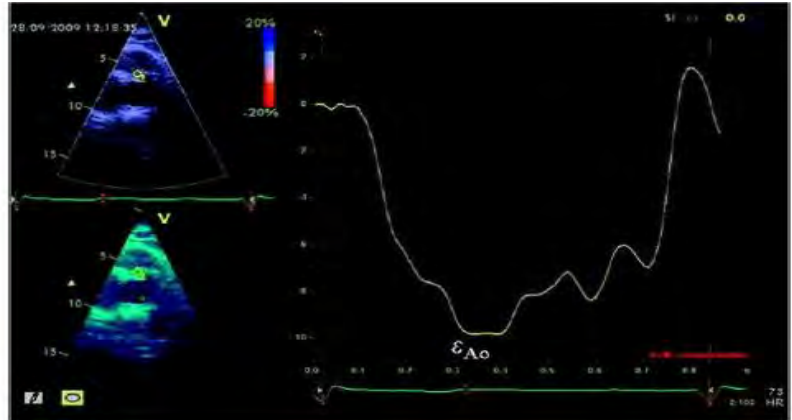
Με τον τρόπο αυτό μέσω TDI μπορούν να υπολογιστούν ταχύτητες της αιματικής ροής σε όλες τις φάσεις του καρδιακού κύκλου καθώς και το ποσοστό παραμόρφωσης δηλαδή της ταχύτητας ιστικής παραμόρφωσης του αγγειακού τοιχώματος, θεωρώντας ως μέγιστη συστολική παραμόρφωση τη μέγιστη τιμή ταχύτητας ιστικής παραμόρφωσης στη συστολή.

Η ανιούσα θωρακική αορτή έχει μελετηθεί κυρίως με TDI και ανεδείχθη η συσχέτιση της αορτικής σκληρότητας με την παρουσία ανευρύσματος (Vitarelli A. et al 2006, 2008, 2010, . **Vizzardi E. et al 2012**).

Η κοιλιακή αορτή μελετήθηκε με TDI και μέσω της μέγιστης συστολικής διάτασης και της μέτρησης της ενδοτικότητας ανά τμήματα (Long A. et al 2005) και σε αντίθεση με τις προηγούμενες μελέτες, το ανευρυσματικό αορτικό τοίχωμα των μεγαλύτερων AKA >4,5εκ παρουσιάστηκε με μεγαλύτερη διατασιμότητα και ενδοτικότητα συγκριτικά με τα μικρότερα AKA < 4,5εκ.

Κρίνεται συνεπώς αναγκαία για την ορθή εξαγωγή συμπερασμάτων, η περαιτέρω μελέτη των βιομηχανικών ιδιοτήτων της αορτής και του ανευρυσματικού τοιχώματος και η σχέση τους με την εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου.

FIGURE 3 Tissue Doppler imaging (TDI) from aortic short-axis views. TDI of the aorta (left) was used to derive a strain profiles (right). ϵ_{Ao} , aortic wall peak systolic strain. Figure adapted with permission from Vitarelli et al³¹



EIKONA 6 Tissue Doppler imaging από Vitarelli et al 2010

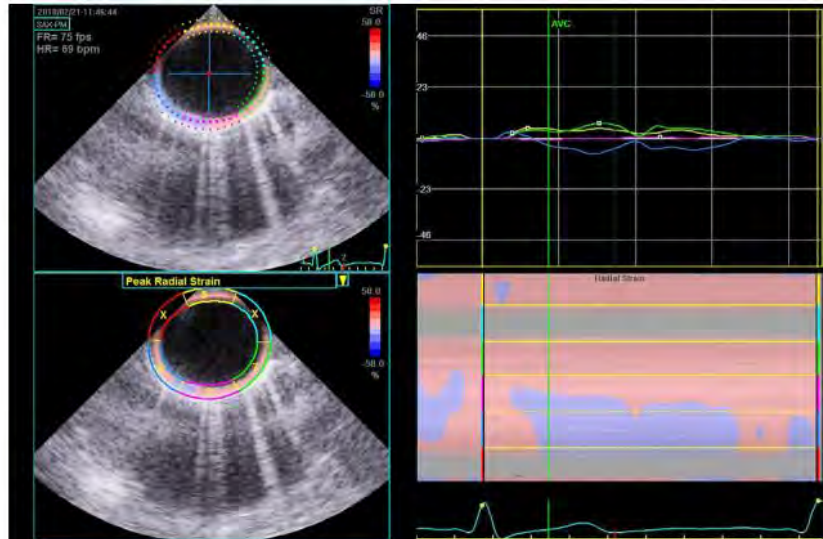
3.3.2 Speckle – Tracking Echocardiography (STE)

Η τεχνική STE είναι μια ημιαυτόματη τεχνολογία υπερήχων που χρησιμοποιεί την ανίχνευση πυκνών ηχητικών στιγμάτων για τον υπολογισμό της παραμόρφωσης,

Χρησιμοποιήθηκε αρχικά για τη μέτρηση της παραμόρφωσης του μυοκαρδίου και της λειτουργικότητας των κοιλιών της καρδιάς (Amundsen BH et al 2006)

Με βασικό χαρακτηριστικό της πλεονέκτημα τη δυνατότητα μετρήσεων παραμόρφωσης χωρίς να επηρεάζονται αυτές από τη γωνία πρόσπτωσης των υπερήχων, όπως συμβαίνει στην TDI, η STE έχει χρησιμοποιηθεί στην αορτή για τον υπολογισμό παραμόρφωσης σε επιμήκη (longitudinal), περιμετρική (circumferential) και ακτινική (radial) κατεύθυνση σε 2 και σε 3 διαστάσεις.

FIGURE 4 Speckle-tracking echocardiographic (STE) assessment of aortic strain from the parasternal view. Transesophageal echocardiography was used to obtain a parasternal view of the descending aorta. The aorta was divided into six segments. Segments with "X" depict those that were not in frame, and thus, no strain value was obtained for these segments. The plot shows strain measurements for each in frame segment



EIKONA 7 Speckle tracking echocardiography από Mantella et al 2020

3.4 Τριών διαστάσεων υπερηχογραφία (3D US)

Ο 3DUS είναι μία γρήγορα εξελισσόμενη τεχνολογία απεικόνισης, η οποία παρέχει πληροφορίες σε 3 διαστάσεις σχετικά με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του ΑΚΑ (μέγιστη διάμετρος, όγκος, γωνιώσεις) και η οποία σε συνδυασμό με STE μπορεί να προσδώσει μια πιο ολοκληρωμένη και αναλυτικότερη εικόνα σε 3 διαστάσεις της κινητικότητας του αορτικού τοιχώματος συμβάλλοντας με αυτόν τον τρόπο στη λεπτομερέστερη τμηματική χαρτογράφηση των παραμορφώσεων στις οποίες υπόκειται αυτό.

Η ανάκτηση των 3DUS πληροφοριών μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση 3 ειδών μετατροπέων (mechanical, matrix , freehand transducers).

Ο μηχανικός μετατροπέας (**mechanical transducer**) αποτελείται από ένα μοτέρ το οποίο και δίνει κίνηση σε μια μονή συστοιχία 512 πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και με αυτό τον τρόπο λαμβάνει πολλαπλές εικόνες 2D οι οποίες και ανασυνθέτονται για να δημιουργήσουν το τρισδιάστατο μοντέλο. Χαρακτηριστικό αυτών των μετατροπέων είναι η δυνατότητα ανάλυσης μικρού όγκου, μικρών δηλαδή ανατομικών περιοχών, μικρότερων των matrix αλλά με καλύτερη ανάλυση.

Οι **matrix transducers** αποτελούνται από ένα δίκτυο έως και 9000 πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και προσφέρουν πιο γρήγορη ανάκτηση δεδομένων και απεικόνιση μεγαλύτερης περιοχής συγκριτικά με τους μηχανικούς μετατροπείς, αλλά ο συνολικός όγκος ανάλυσης παραμένει μικρός και δεν επιτρέπει μία μόνο καταγραφή να μελετήσει κάποιο μεγάλο σε μήκος αγγείο.

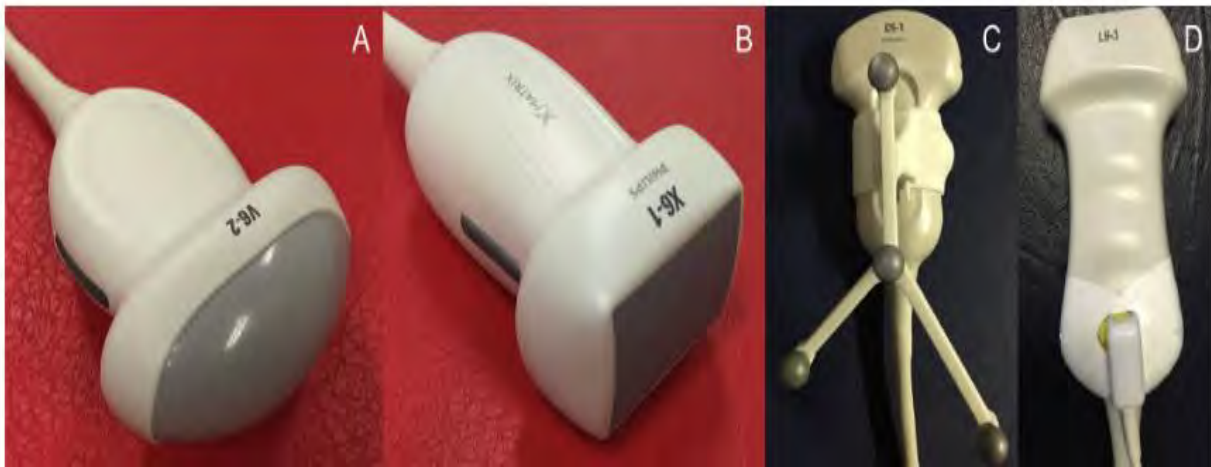


Figure 1. Three-dimensional ultrasound techniques. From left to right: (A) mechanical transducer; (B) matrix transducer; (C) standard curved transducer adapted for freehand scanning using optical tracking; (D) standard linear transducer adapted for freehand scanning using magnetic tracking.

EIKONA 8 Ηχοβολείς 3 διαστάσεων από Lowe et al 2016

Οι **freehand transducers** περιλαμβάνουν ένα σύστημα ανίχνευσης θέσης (μαγνητικό ή οπτικό) το οποίο προσαρμόζεται στην εκάστοτε κεφαλή 2D. Αρχικά γίνεται ο συγχρονισμός και προσανατολισμός του συστήματος και έπειτα επιτυγχάνεται η τρισδιάστατη ανασύνθεση. Η μέθοδος αυτή προσφέρει ελευθερία κίνησης του ηχοβολέα, αποφυγή σημείων επηρεασμένης απεικόνισης (εντερικό αέρα, ανατομικά εμπόδια) και ανάλυση πεδίων μεγάλου εύρους.

Table 1. Advantages and disadvantages of three-dimensional (3D) ultrasound methods.

	Mechanical	Matrix	Freehand: magnetic	Freehand: optical
Advantages	• Predefined orientation and distance, therefore highly accurate reconstruction • High image resolution	• “Dual plane” visualisation • Can be near real-time (3D) imaging • Rapid acquisition compared with mechanical • Highly accurate reconstruction • Longer and wider sweep range compared with the mechanical transducer • Easy to handle	• Essentially “unlimited” volume acquisition length • Whole vessels can be scanned • Transducer can be manipulated during acquisition to avoid bowel gas or possibly calcium shadowing • Able to make use of specialist high frequency “off-the-shelf” probes • Smaller diameter vessels can be assessed • Five or 6 degrees of freedom tracking	• Essentially “unlimited” volume acquisition • Whole vessels can be scanned • Transducer can be manipulated during acquisition to avoid bowel gas or possibly calcium shadowing • Able to make use of specialist high-frequency “off-the-shelf” probes • Smaller-diameter vessels can be assessed • Higher level of tracking accuracy than magnetic • Six degrees of freedom tracking
Disadvantages	• Complete vessel cannot often be scanned • Slow acquisition compared with matrix transducer • Rotating and tilting can result in reduced image resolution	• High cost • Delicate • Complete vessel cannot often be scanned	• Contraindicated with some pacemakers • Interference from ferromagnetic material can affect tracking accuracy • Variations in probe pressure during acquisition may influence distort data and reduce reconstruction accuracy; additional attachments can affect ergonomics	• Requires uninterrupted line of sight • Variations in probe pressure during acquisition may influence distort data • Additional attachments can affect ergonomics

Πλεονεκτήματα και περιορισμοί υπερηχογραφικών τρόπων απεικόνισης για την εκτίμηση των βιομηχανικών ιδιοτήτων της αορτής

Modality	Parameter Assessed	Advantages	Limitations
Doppler echocardiographic pulse wave velocity	Aortic stiffness	• Noninvasive • Accessible • Cost-effective • Highly validated	• Body surface measurements may not represent true length of arteries • Inclusion of arteries with different elastic properties than aorta • Inclusion of bidirectional pulse wave travel
Tissue Doppler imaging	Aortic wall movement Strain rate	• Noninvasive • Accessible • Cost-effective • Allows for visualization of wall movement	• Limited assessment of thoracic aorta • Highly angle-dependent • Inaccurate if vessel tortuosity present • One-dimensional
Speckle-tracking echocardiography	Strain (longitudinal, circumferential, and radial) Strain rate	• Two-dimensional • Angle-independent	• Relies on good acoustic windows • Artifacts • Limited assessment of thoracic aorta

Πλεονεκτήματα και περιορισμοί της κάθε μεθόδου

Οι δυσαναλογίες στις μετρήσεις του εκτιμώμενου αρτηριακού μήκους, η ετερογένεια των ελαστικών και γενικά μηχανικών ιδιοτήτων κάθε αγγείου, αλλά και η διαφορετική φορά ροής προς καρωτίδα και προς μηριαία αρτηρία περιορίζουν της ακριβείς μετρήσεις υπολογισμού της PWV. Επιπρόσθετα, η χρήση τονομέτρου ή μηχανομετατροπέα στις μετρήσεις της PWV, απαιτούν ειδική εκπαίδευση και περιορίζουν την κλινική και εύκολη χρήση των μετρήσεων σε κυρίως εργαστηριακή χρήση από εξειδικευμένο προσωπικό. (και οδηγούν στην ανάγκη μη επεμβατικών μεθόδων άμεσου χαρακτηρισμού και ανάλυσης των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος.)

Η TDI δύναται να αξιολογήσει την κινητικότητα του αορτικού τοιχώματος και το ποσοστό παραμόρφωσής του, υπολείπεται όμως στο ότι εξετάζει σε μόνο μία διάσταση και επίσης σε περιπτώσεις γωνιώσεων των αγγείων καθώς εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης του ηχητικού σήματος.

Η STE απεικονίζει και υπολογίζει την παραμόρφωση του τοιχώματος σε όλες τις διαστάσεις και δεν εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης των ηχητικών κυμάτων στο τοίχωμα. Η ευκρίνεια της απεικόνισης εξαρτάται από το καλό ακουστικό παράθυρο και την απουσία παραποιητών της εικόνας (artifacts).

4. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Η αναζήτηση πραγματοποιήθηκε στο MEDLINE PubMed και συμπεριλήφθησαν μονοκεντρικές μελέτες, προοπτικές και συγκριτικές μελέτες, ερευνητικά άρθρα και βιβλιογραφικές ανασκοπήσεις με αντικείμενο τη χρήση των αγγειακών υπερήχων στην εκτίμηση των βιομηχανικών ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής.

Οι λέξεις κλειδιά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν «υπέρηχος», «εμβιομηχανική», «αορτικό τοίχωμα» και «ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής». Από τις 126 μελέτες της αναζήτησης οι 19 ήταν σχετικές με το θέμα. Μέσω των βιβλιογραφικών αναφορών των εν λόγω μελετών παρουσιάστηκαν ακόμη 14 σχετικές μελέτες.

Στην ανασκόπηση συμπεριλήφθησαν μελέτες από το 2005 έως και το Μάρτιο του 2023 στην αγγλική γλώσσα. Διπλότυπα αποκλείστηκαν, όπως και μελέτες με ζώα. Βασικός στόχος της βιβλιογραφικής ανασκόπησης είναι η διεξαγωγή συμπερασμάτων ως προς τη δυνατότητα χρήσης των αγγειακών υπερήχων ως αξιόπιστου εργαλείου για την εκτίμηση, παρακολούθηση και την πιθανή δημιουργία εξατομικευμένου ανά ασθενή προσομοιωτικού μοντέλου αύξησης του ανευρύσματος και πιθανού κινδύνου ρήξης μέσω της μελέτης των βιομηχανικών ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος.

5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Το αποτέλεσμα της αναζήτησης στο MEDLINE Pubmed ανέδειξε τελικά ένα σύνολο 33 μελετών (**19 άμεσης και 14 έμμεσης αναζήτησης**) εκ των οποίων **(3) ανασκοπήσεις βιβλιογραφίας**, **(1) για τη χρήση του 3D US στη μελέτη των ΑΚΑ και (2) για τις διάφορες υπερηχογραφικές μεθόδους εκτίμησης της αορτικής σκληρότητας στα ΑΚΑ**, προοπτικές και συγκριτικές μελέτες οι οποίες υπολόγισαν την **παραμόρφωση του τοιχώματος με 2DUS, 3DUS και STE (12)**, την **ενδοτικότητα μέσω TDI (2), M-mode (1)**, την **τοιχωματική τάση και FEA με 3DUS+t (9)**, **Αορτική Σκληρότητα και διατασιμότητα (3)**, **(1) τεχνητό μοντέλο προσομοίωσης**, **(1) ρευστοδυναμικής και (1) υπολογιστική πειραματική** όπως περιγράφονται στον ΠΙΝΑΚΑ ΜΕΛΕΤΩΝ.

Το 2005 η ομάδα της Long και των συνεργατών (**Long et al 2005**) σε μια προοπτική μελέτη 56 ασθενών με ΑΚΑ (μέση διάμετρος 39+/- 10mm) χρησιμοποίησαν υπέρηχο και TDI για τη

λήψη πληροφοριών σχετικά με την κίνηση του αορτικού τοιχώματος. Υπολογίστηκαν η μέγιστη μέση τμηματική διάταση (MMSD), η τμηματική ενδοτικότητα (SC), το μέτρο ελαστικότητας πίεσης παραμόρφωσης (Ep) και η σκληρότητα του τοιχώματος και η συσχέτισή τους με τη μέγιστη διάμετρο του ΑΚΑ.

Μετά τον λογαριθμικό μετασχηματισμό των μεταβλητών, παρατηρήθηκε θετική γραμμική συσχέτιση μεταξύ μέγιστης διαμέτρου και MMSD ($p < 0.001$) και SC ($p < 0.001$) χωρίς όμως να συμβαίνει το ίδιο με την ελαστικότητα και τη σκληρότητα ($p = 0.37$, $p = 0.22$ αντίστοιχα).

Μεγαλύτερη MMSD και SC παρουσιάστηκε στα ΑΚΑ μεγαλύτερης διαμέτρου ($>45\text{mm}$ vs $<45\text{mm}$ $p < 0.0002$ vs $p < 0.004$).

Παρατηρήθηκε μη στατιστικά σημαντική μείωση της ελαστικότητας και της σκληρότητας στα μεγαλύτερα ΑΚΑ, ($p < 0.43$ και 0.24 αντίστοιχα) καθώς και μεγαλύτερη διασπορά των τιμών στα μικρά σε σχέση με τα μεγάλα.

ΠΙΝΑΚΑΣ 4 Σύγκριση παραμέτρων από Long et al 2005

Table IV. AAA $< 45\text{ mm}$ vs AAA $\geq 45\text{ mm}$: Comparison of parameters

<i>Parameters</i>	<i>Maximum AP diameter $< 45\text{ mm}$ ($n = 39$)</i>	<i>Maximum AP diameter $\geq 45\text{ mm}$ ($n = 17$)</i>	<i>P*</i>
MMSD (μm), median [IQR]	501 [342.5; 646]	895 [756.5; 1343]	.0002
Segmental compliance ($\mu\text{m}/\text{Pa}$), median [IQR]	0.13 [0.08; 0.18]	0.25 [0.17; 0.30]	.004
EP (Pa), median [IQR]	$3.75 \cdot 10^5$ [2.7; 6.8]	$3.4 \cdot 10^5$ [2.6; 4.3]	.43
	$3.75 \cdot 10^5$ [2.7; 6] [†]	$3.3 \cdot 10^5$ [2.5; 3.6] [†]	.15 [†]
Stiffness, median [IQR]	29.1 [20.4; 44]	23.2 [21.6; 30.2]	.24
	29.1 [20.4; 44] [†]	23.1 [21.5; 27] [†]	.065 [†]

*P value after Mann-Whitney test. $P < .05$ was considered statistically significant.

[†]Values calculated for 54 AAAs after retrieval of two outlying AAAs.

MMSD = Maximum mean segmental dilation; AP = anteroposterior; Ep = pressure strain elastic modulus; Pa = pascal; IQR = interquartile range.

Σε συνέχεια των προηγούμενων μελετών η ομάδα των Long και συνεργατών (Long et al 2009) μελέτησαν με TDI την ενδοτικότητα των ΑΚΑ 26 ασθενών πριν και μετά από EVAR και τη συσχέτιση με τη διάμετρο του ανευρύσματος. Μέσω κυρτής κοιλιακής κεφαλής 5-2 MHz (ultrasound scanner HDI 5000, Philips Medical Systems) έλαβαν επιμήκεις B-mode απεικονίσεις

του ΑΚΑ, τις οποίες και επεξεργάστηκαν σε ένα πρωτότυπο λογισμικό (Philips Medical System Research, Suresnes, France). Αναγνώρισαν το πρόσθιο και οπίσθιο τοίχωμα με ημιαυτόματη διαμερισματοποίηση (χειροκίνητη αναγνώριση στις υπερηχογραφικές εικόνες και αυτόματη αναγνώριση στις υπόλοιπες ακολουθίες) και έπειτα έγινε ποσοτικοποίηση στο χρόνο της μετακίνησης του τοιχώματος στους καρδιακούς κύκλους της ακολουθίας μέσω ανίχνευσης των ταχυτήτων μετατόπισης των τοιχωμάτων με TDI και τέλος έγινε η ανάλυση των αποτελεσμάτων χωροχρονικής μετατόπισης των τοιχωμάτων και συνοδού αλλαγής της διαμέτρου του ΑΚΑ.

Με αυτόν τον τρόπο παρατήρησαν και υπολόγισαν τις παραμέτρους ενδοτικότητας του παρακάτω ΠΙΝΑΚΑ 5 , **μέγιστη μέση τμηματική διάταση του ΑΚΑ και στην περιοχή της μέγιστης διαμέτρου υπολογίστηκε η διάταση , η Ερ και η σκληρότητα β.**

ΠΙΝΑΚΑΣ 5 από Long et al 2009

Table I. Parameters of compliance

Parameters of compliance	Definition
Segmental parameters	
MMSD (μm)	Maximum mean segmental dilation
Segmental compliance (μm/Pa)	$[2 \text{ MMSD}]/\text{PP}^a$
Parameters at maximum diameter	
Dilation (μm)	Maximum systolic-diastolic change of the selected diameter
Pressure strain elastic modulus (Ep)	$[\text{PP}]/[\text{dilation}/\text{Ddiast}]$ (Pa) equal to PP (Dsyst/dilation - 1)
Stiffness (β)	$[\log_e (\text{systolic BP}/\text{diastolic BP})]/[\text{dilation}/\text{Ddiast}]^b$ equal to $\log_e [(\text{systolic BP}/\text{diastolic BP}) \bullet (\text{Dsyst}/\text{dilation} - 1)]$

^aPulsed pressure (PP) = change in systolic-diastolic blood pressure, and PP (mm Hg) is converted to PP (Pa) using the equation PP (Pa) = 133.3 PP (mm Hg).

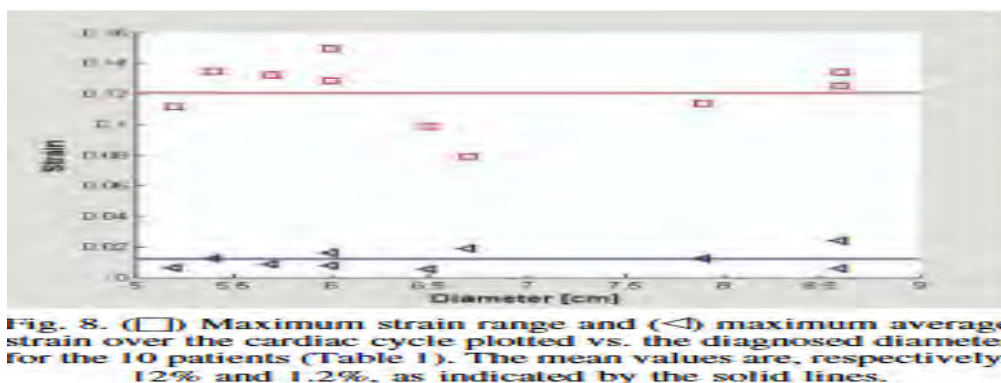
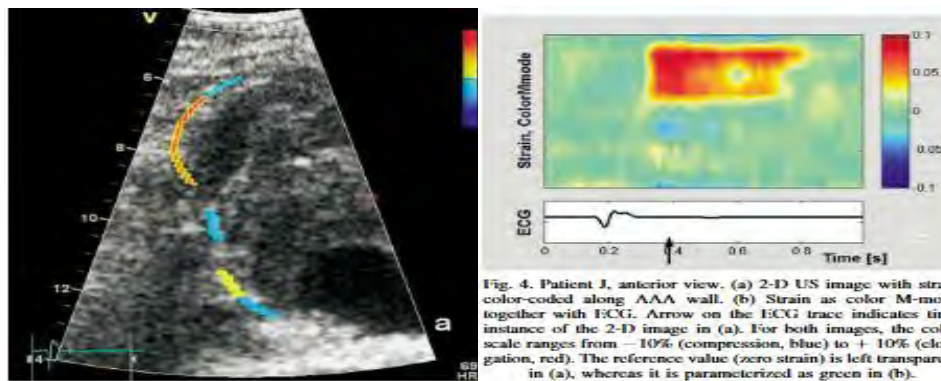
^bSystolic BP and diastolic BP are the maximum systolic and end-diastolic blood pressure levels, respectively.

Παρατηρήθηκε σημαντική άμεση μείωση της ενδοτικότητας μετά EVAR και προοδευτική μείωση της διαμέτρου. Στην περιοχή της μέγιστης διαμέτρου αντίστοιχα, παρατηρήθηκε άμεσα μετεγχειρητικά, σημαντική αύξηση της Ερ και της σκληρότητας β ($p < 0.0001$) δεδομένο το οποίο όμως δεν εξελίχθηκε στην πορεία της παρακολούθησης. Βρέθηκε θετική συσχέτιση των

παραμέτρων ενδοτικότητας με τη διάμετρο των ΑΚΑ, δηλαδή το μεγαλύτερο ΑΚΑ μετά το EVAR είχε και υψηλότερες τιμές των παραμέτρων.

Δεν ελέγχθηκε καμία συσχέτιση μεταξύ μείωσης ενδοτικότητας και μείωσης διαμέτρου. Στις περιπτώσεις ενδοδιαφυγών η ενδοτικότητα παρουσιάστηκε μεγαλύτερη.

Οι Brekken και συνεργάτες (Brekken et al 2005) μελέτησαν την ανάπτυξη και αξιολόγηση μιας ημιαυτόματης μεθόδου ανάλυσης ΠΠ τοιχώματος ΑΚΑ με 2D US και M-mode σε 10 ασθενείς και πιστοποίησαν τη δυνατότητα συλλογής κλινικών δεδομένων με ακρίβεια μέσω της συγκεκριμένης μεθόδου. Επίσης ελέγχθηκε η παρουσία ετερογένειας ΠΠ στα διάφορα τμήματα του τοιχώματος που μελετήθηκαν καθώς και η απουσία συνδιακύμανσης ΠΠ με τη ΜΔ.



EΙΚΟΝΑ 9 Από Brekken et al 2005

Η ίδια ομάδα (Brekken et al 2012) δημιούργησε και μελέτησε ένα προσομοιωτικό μοντέλο ΑΚΑ βάσει δυναμικών υπερηχογραφικών δεδομένων υπό ελεγχόμενες παραμέτρους με σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας μέτρησης της τοιχωματικής παραμόρφωσης των ΑΚΑ μέσω της

υπερηχογραφικής απεικόνισης. Η ρεαλιστική εισαγωγή τιμών στο προσομοιωτικό μοντέλο έγινε από γεωμετρικά δεδομένα ασθενή με ΑΚΑ με υπέρηχο, μετρήσεις συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεση και ΗΚΓ.

Η ομάδα των Bihari και συνεργατών (Bihari et al 2013) με εργαλείο την τεχνολογική εξέλιξη της STE πιστοποίησαν τη δυνατότητα αξιόπιστης μέτρησης της τοιχωματικής παραμόρφωσης του ΑΚΑ με τη χρήση real time 3D US STE συγκρίνοντας με τιμές από laser scan micrometry (εικόνα 1) και video photogrammetry σε ανευρυσματικό μοντέλο σιλικόνης. Μετά την επικύρωση της μεθόδου, 3D US δεδομένα από ΑΚΑ 5 ασθενών αναλύθηκαν βάσει παραμέτρων μετατόπισης και παραμόρφωσης. Χαρακτηριστικό αποτέλεσμα των αναλύσεων ήταν οι σημαντικές διαφορές στις τιμές τοπικών μετρήσεων μετατόπισης και παραμόρφωσης στα ΑΚΑ που επισημαίνουν τη διάχυτη ετερογένεια του τοιχώματος.

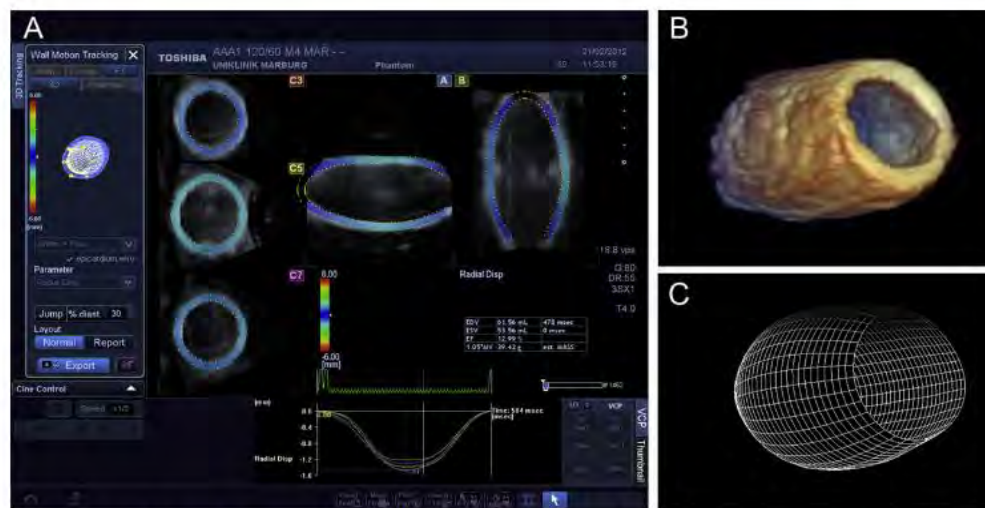


Figure 2. Image processing shown by analysing the middle section of the silicone aneurysm model. **A.** Speckle tracking software of Artida 3D ultrasound machine displays multiplanar reconstruction images corresponding to three short-axes, and horizontal and sagittal long-axes views, **B.** 3D ultrasound image, and **C.** 3D reconstruction of the silicone vascular model.

ΕΙΚΟΝΑ 10 από Bihari et al 2013

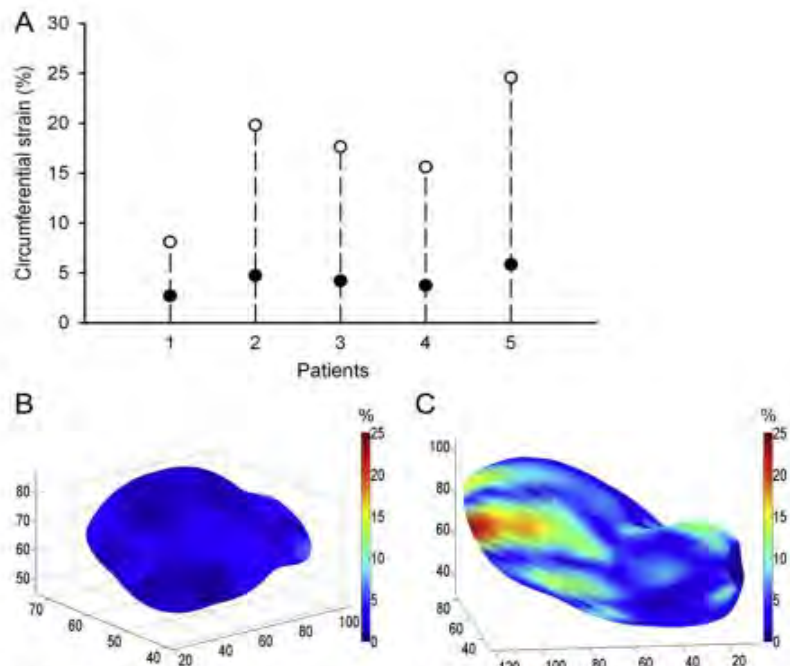


Figure 9. A. Mean circumferential strain (%) of the whole aneurysm (●) and maximum local peak circumferential strain (○) (%) from 5 patients. Comparison of peak circumferential strain distribution in the infrarenal aortic aneurysm of B. patient 1, and C. patient 5.

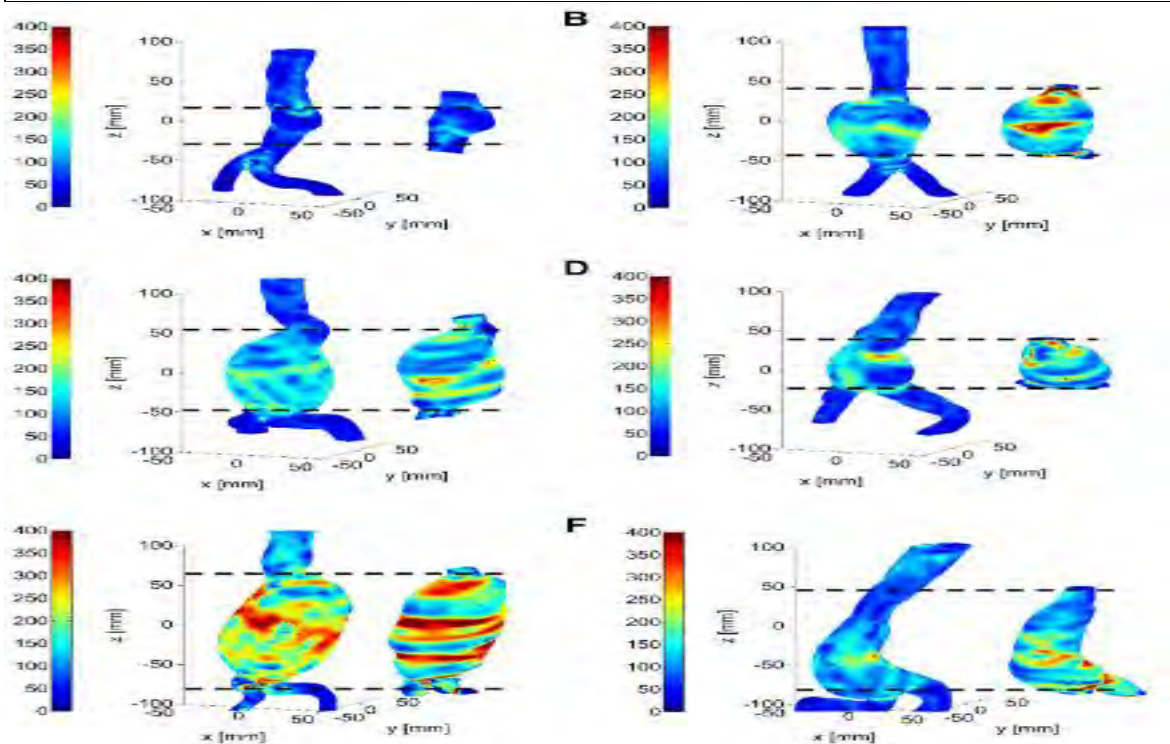
ΕΙΚΟΝΑ 11 από Bihari et al 2013

Η ομάδα των Kok και συνεργατών (**Kok et al 2015**) μελέτησαν τη δυνατότητα να, χρησιμοποιήσουν δεδομένα AKA από 3DUS για την ανάλυση της TT μέσω FEA σε 12 ασθενείς με AKA και τα συνέκριναν με τα δεδομένα των CT των εν λόγω ασθενών.

Παρατήρησαν καλή ομοιότητα 3D γεωμετρίας μεταξύ 3DUS και CT (similarity index of 0.75 με 0.91).

Οι τιμές TT ήτανε σύμφωνες με την βιβλιογραφία και παρατηρήθηκε καλή συμφωνία μέσω των τιμών TT με παρουσία όμως υπερεκτίμησης τιμών TT μέσω 3DUS στις περιοχές υψηλότερων TT, υπερεκτίμηση που αποδόθηκε πιθανά στις διαφορές των ληφθέντων γεωμετρικών δεδομένων λόγω πολλαπλών χειροκίνητων 3D καταγραφών.

ΕΙΚΟΝΑ 12 Ανάλυση Τοιχωματικής Τάσης (Wall stress) ΑΚΑ (CT αριστερά US δεξιά) από Kok et al 2015



Σε μία προοπτική μελέτη οι Batagini και συνεργάτες (**Batagini et al 2016**), χρησιμοποίησαν δεδομένα 2DUS και 3DUS για τη μελέτη και σύγκριση βιομηχανικών και ογκομετρικών παραμέτρων σε ασθενείς με ΑΚΑ και χωρίς ΑΚΑ.

Συγκεκριμένα οι ασθενείς χωρίστηκαν σε 3 ομάδες

1.Χωρίς ΑΚΑ N=31

2.Μικρό ΑΚΑ N=46 (3-5,5εκ) και

3.Μεγάλο ΑΚΑ N=31 (>5,5εκ)

και έγινε μέτρηση του όγκου με 3DUS και βιομηχανικών παραμέτρων του ΑΚΑ όπως η περιμετρική παραμόρφωση και η καθολική περιστροφή μέσω 2DUS STE.

Στα αποτελέσματά τους η μέση ΠΠ στους ασθενείς χωρίς ΑΚΑ ήταν σημαντικά πιο αυξημένη από τις άλλες 2 ομάδες ($p < 0.001$). Δεν παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά μέσης ΠΠ ανάμεσα στις ομάδες 2 και 3 ($p = 0.39$).

Η συνολική μέση μέγιστη περιστροφή ήτανε προοδευτικά μικρότερη ανάμεσα στις ομάδες.

1.38° (IR 0.77–2.13), 0.80° (IR 0.57–1.0) και 0.50° (IR 0.31–0.75) στις ομάδες 1, 2 και 3, αντίστοιχα ($p < 0.001$). Στατιστική διαφορά και ανάμεσα στις ομάδες 2 και 3 ($p = 0.002$).

Παρατηρήθηκε επίσης καλή συσχέτιση μέτρησης όγκου μεταξύ 3DUS και CT αλλά όχι όμοια.

Στην ανάλυση της παραμόρφωσης ειδικών τμημάτων της αορτής και συγκεκριμένα του προσθίου και οπισθίου τοιχώματος φάνηκε σημαντική διαφορά μόνο στην ομάδα 3, όπου η παραμόρφωση του οπισθίου υπερτερούσε της παραμόρφωσης του προσθίου τοιχώματος.

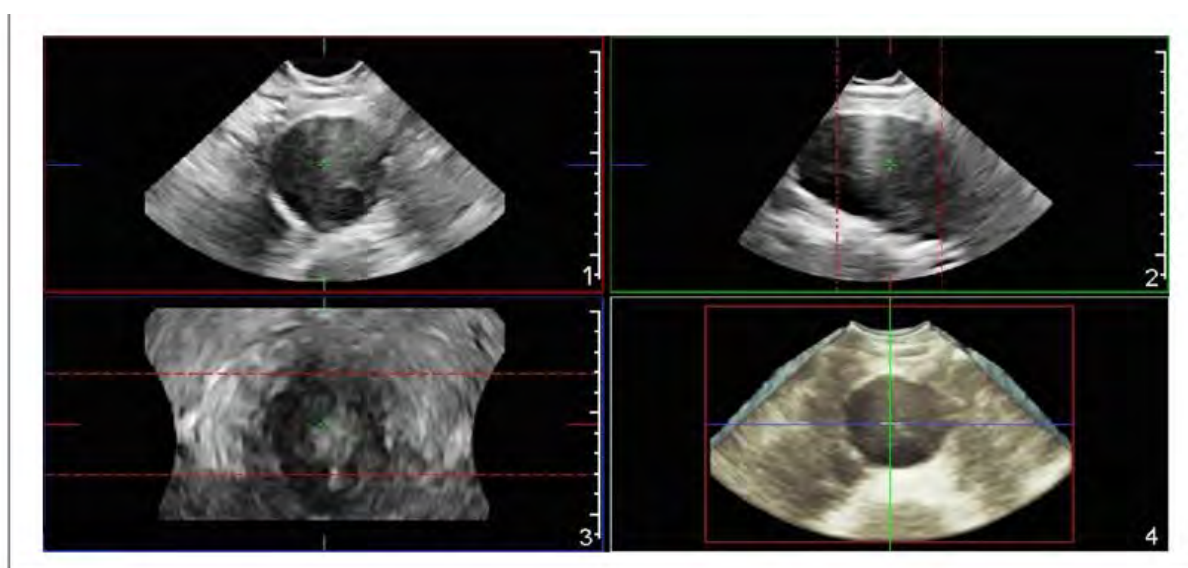


Figure 1. The abdominal aortic aneurysm 3D acquisition with an X-matrix transducer. The axial (1), sagittal (2) and coronal (3) planes are represented, as well as the 3D reconstruction (4).

ΕΙΚΟΝΑ 13 Τρισδιάστατη απεικόνιση ανευρύσματος από Batagini et al 2016

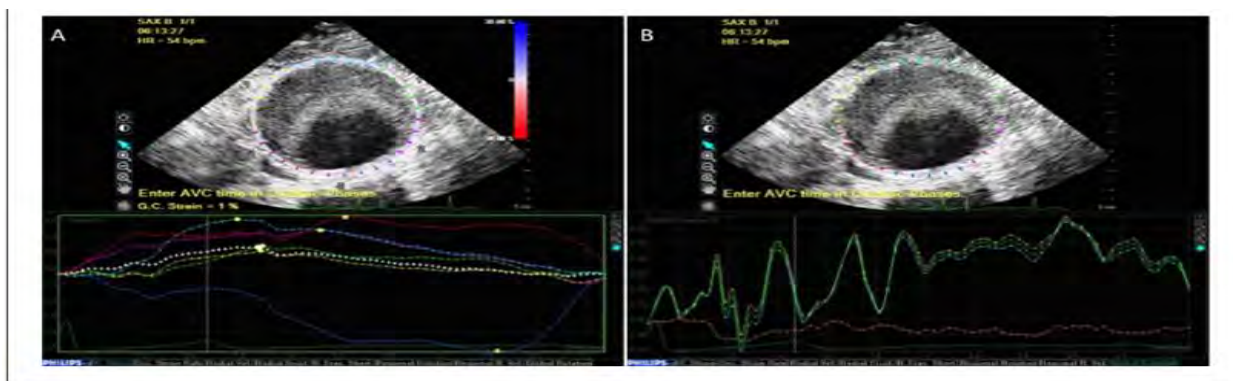


Figure 2. The aorta circumference was semi-automatically traced. The line colors in the graphs correspond to the colors of the wall: anterior (A) light blue; right antero-lateral (rAL) yellow; left antero-lateral (lAL) green; posterior (P) blue; right postero-lateral (rPL) red; and left postero-lateral (lPL) pink. (A) Circumferential strain: the y-axis represents the strain value and the x-axis represents the time (in seconds) during the cardiac cycle. The global circumferential strain (average) was automatically calculated. For region-specific analysis, the maximum value (peak of the curve) of the anterior and the posterior walls were collected. Negative and positive values represent, respectively, a decrease (segment contraction) and an increase (segment stretching) of the original circumferential length. (B) Global rotation: the y-axis represents the rotation value and the x-axis represents the time (in seconds) during the cardiac cycle. The direction of the rotation (counter-clockwise or clockwise) determines positive and negative values; however, the maximum absolute values were considered.

EIKONA 14 2DUS STE και περιμετρική παραμόρφωση από Batagini et al 2016

Μία προοπτική – συγκριτική μελέτη των Derwich και συνεργατών (**Derwich et al 2016**) ανέλυσε, χρησιμοποιώντας real-time 3D STUS την παραμόρφωση αορτής και AKA.

Πραγματοποίησαν έλεγχο της κατανομής της τοιχωματικής παραμόρφωσης σε 67 ασθενείς 3 ομάδων

1. <60χρ. χωρίς AKA (21)
2. >60χρ χωρίς AKA (25) και
3. AKA (19)

Η υψηλής ευκρίνειας ανάλυση των παραμέτρων της τοιχωματικής παραμόρφωσης ανέδειξε αυξημένη ετερογενή και δυσσύγχρονη τοιχωματική παραμόρφωση με την αύξηση της ηλικίας.

Οι νεότεροι ασθενείς εμφάνισαν υψηλότερο εύρος μέσης παραμόρφωσης.

Μεγαλύτερη μέση παραμόρφωση παρατηρήθηκε στους νεότερους και η κατανομή του δείκτη χωρικής ετερογένειας και το ποσοστού τοπικής παραμόρφωσης ήταν αντιστρόφως ανάλογη με την ηλικία.

Το μέγιστο εύρος τοπικής παραμόρφωσης ήταν σημαντικά υψηλότερο στους νέους συγκριτικά με τους ηλικιωμένους ή τους ασθενείς με ΑΚΑ.

Η χρονική δυσσυγχρονία ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στους ηλικιωμένους ανεξάρτητα της αορτικής διαμέτρου.

Ο δείκτης χωρικής ετερογένειας και το ποσοστό τοπικής παραμόρφωσης φάνηκε να ξεχωρίζει την υγιή αορτή από την ανευρυσματική ανεξάρτητα της ηλικίας.

Η ομάδα των Karatolios και συνεργάτες (**Karatolios et al 2013**) χρησιμοποίησαν μία πρωτότυπη μέθοδο υψηλής χωρικής ανάλυσης της αορτικής παραμόρφωσης με τη χρήση χρονικά επιλυμένου εμπορικού 3D US (4D US) για λήψη των γεωμετρικών δεδομένων, ST για συλλογή δεδομένων μετατόπισης του τοιχώματος και συνδυασμό των δεδομένων με FEA για υπολογισμό της ΕΠ και ΠΠ (Artida; Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan), με 3D διαθωρακική κεφαλή (PST-25SX, 1 to 4 MHz phased array

matrix transducer; Toshiba). Υπολόγισαν την ΕΠ και ΠΠ 6 υγιών και 2 ΑΚΑ, με 3D STUS και FEA και έγινε καθορισμός δεικτών χωρικής ετερογένειας και συστολικής δυσσυγχρονίας.

Παρατηρήθηκε στη μελέτη ότι η μεγαλύτερη χωρική ανάλυση της εικόνας παραμόρφωσης αποδίδει πιο υψηλές τιμές τοπικής μέγιστης παραμόρφωσης

Σε σύγκριση με τις υγιείς αορτές τα ΑΚΑ παρουσίασαν μειωμένη μέση παραμόρφωση, αυξημένη χωρική ετερογένεια, πιο έντονο χρονικό δυσσυγχρονισμό και καθυστερημένη συστολή.

Η ομάδα του Ιοαννου και συνεργατών (**Ioannou et al 2016**) μελέτησαν τη δυνατότητα έμμεσης αξιολόγησης της ενδοανευρυσματικής πίεσης του σάκου, μέσω της καταγραφής της σφυγμικής κίνησης του αορτικού τοιχώματος, με τη χρήση M-mode US πριν και μετά από την ενδαγγειακή αποκατάσταση ΑΚΑ σε μία ομάδα 20 ασθενών.

Ο κάθε ασθενής υπεβλήθη μία μέρα προ του χειρουργείου σε M-mode US για καταγραφή της κίνησης του τοιχώματος με ταυτόχρονη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης και υπολογίστηκαν οι τιμές πίεσης – παραμόρφωσης του μέτρου ελαστικότητας. Η ίδια εξέταση επαναλήφθηκε την πρώτη μετεγχειρητική ημέρα. Έγινε σύγκριση των τιμών των ασθενών με και χωρίς ενδοδιαφυγή και με και χωρίς διάταση στην εξάμηνη παρακολούθηση.

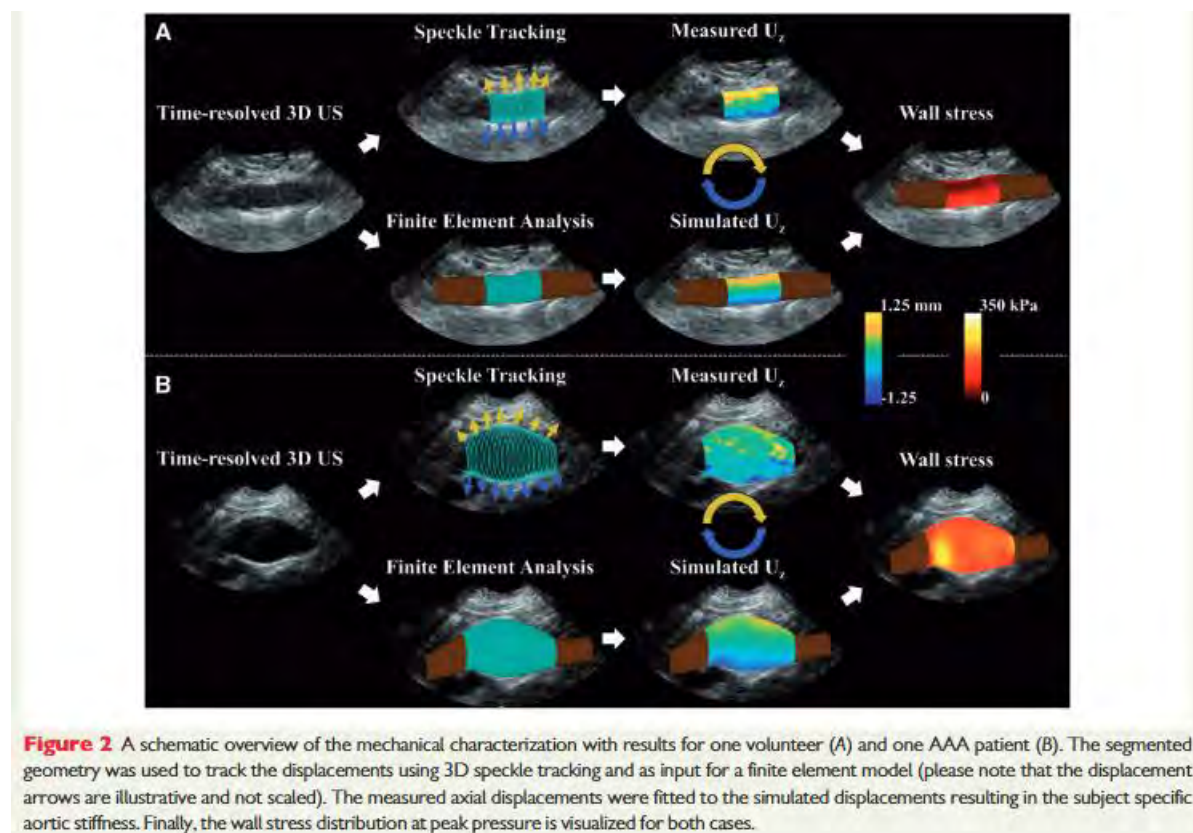
Στα αποτελέσματά τους παρατηρήθηκε σημαντική μετεγχειρητική μείωση της τοιχωματικής σφυγμικής κίνησης (Pulse Wave Motion, PWM) όπως και της πίεσης σφυγμού στον ανευρυσματικό σάκο.

Η μείωση της πίεσης ήταν σχεδόν όμοια μεταξύ των ομάδων με ενδοδιαφυγή και χωρίς (79% vs 75%, $p=0.65$), αλλά σημαντικά μεγαλύτερη στην ομάδα μη διάτασης του σάκου (79.5%) σε σχέση με την ομάδα διάτασης (50%, $p=0.008$).

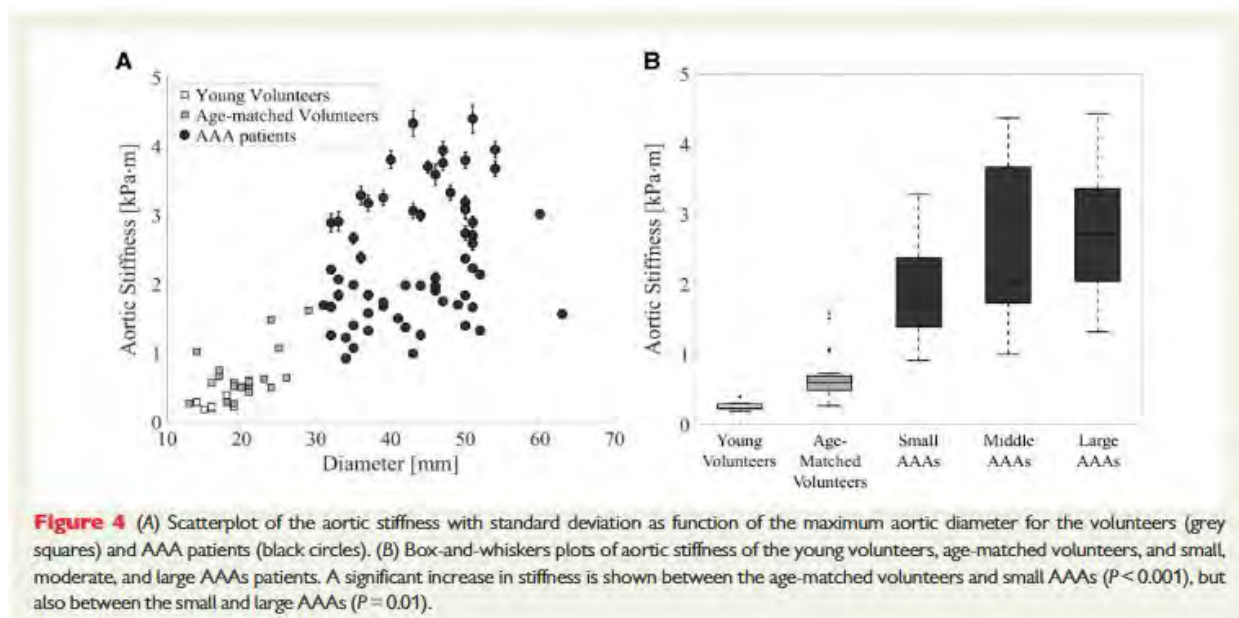
Ο van Disseldorp και συνεργάτες (van Disseldorp et al 2019) σε μία συγκριτική μελέτη μέτρησαν την ΑορΣκλ και την TT σε 30υγείς (10<30χρ, 20>55χρ) και 65 ΑΚΑ (25μικρά 20μεσαία, 25μεγάλα) χρησιμοποιώντας δεδομένα αορτικής γεωμετρίας και κίνησης τοιχώματος μέσω 3D STE τα οποία χρησιμοποίησαν για τη δημιουργία FE μοντέλων και μέτρηση της TT.

Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση της ΑορΣκλ μεταξύ υγιών [median 0.58, interquartile range (IQR) 0.48–0.71 kPa_m] και ασθενών με μικρά ΑΚΑ (median 1.84, IQR 1.38–2.46 kPa_m; $P < 0.001$) και αύξηση ΑορΣκλ μεταξύ μικρών και μεγάλων ΑΚΑ (median 2.72, IQR 1.99–3.14 kPa_m; $P = 0.01$).

Η TT έδειξε θετική συσχέτιση με τη διάμετρο ($r = 0.73$, $P < 0.001$ και σημαντικές διαφορές μεταξύ υγιών και ασθενών με ΑΚΑ. Επιπλέον αρκετά ΑΚΑ ανέδειξαν υψηλές τιμές μέγιστης τοιχωματικής τάσης (peak wall stress) σε διάμετρο μικρότερη της παρέμβασης.



EIKONA 15 3DUS STE και FEA από van Disseldorp et al 2019



EIKONA 16 Αορτική σκληρότητα και διάμετρος από van Disseldorp et al 2019

Η ομάδα των Wittek και συνεργατών (**Wittek et al 2018**) χρησιμοποίησε 4DUS για την απεικόνιση της παραμόρφωσης και τον υπολογισμό της τοπικής διατασιμότητας και της χωρικής κατανομής της TT σε 3 ομάδες ασθενών (νέους <40 ετών, ηλικιωμένους >60 ετών και ασθενείς με ΑΚΑ).

Χρησιμοποιήθηκε 3D US σε αληθινό χρόνο (Artida, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan με διαθωρακική κεφαλή Toshiba, PST-25SX, 1–4 MHz phased array matrix transducer) για την απόκτηση των δεδομένων, με μετρήσεις της βραχιονίου ΑΠ και ΗΚΓ σύνδεσης για έλεγχο του καρδιακού κύκλου και χρήση της τελοδιαστολικής φάσης ως αρχή των μετρήσεων.

Τα δεδομένα από το 4DUS αναλύθηκαν με τη χρήση λογισμικού ST (Advanced

Cardiac Package (ACP), Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) με σκοπό την ανίχνευση της κίνησης του τοιχώματος.

Υπολογίστηκαν οι τιμές μέγιστης και μέσης παραμόρφωσης και διατασιμότητας καθώς και δείκτες ετερογένειας και κατανομή τους.

Παρατηρήθηκε ότι με την αύξηση της ηλικίας και την παρουσία ΑΚΑ η μέση διατασιμότητα μικραίνει και η ετερογένεια αυξάνει.

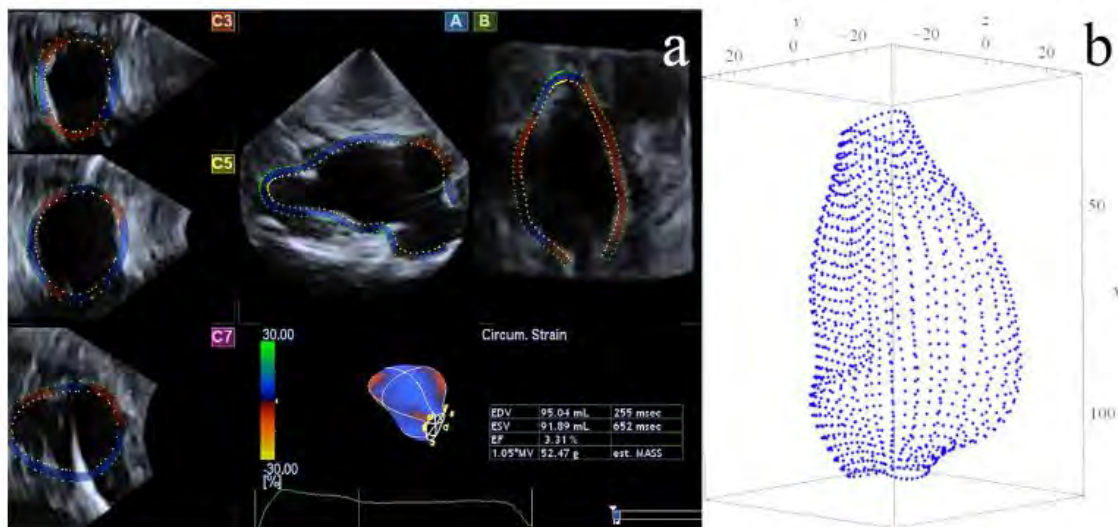


FIGURE 1 a) Five plane view of an AAA with a maximum diameter of 43.9 mm. The length of the imaged segment is about 80 mm. Segmentation of the wall area as region of interest for the wall motion tracking was performed manually in the A and B planes. Cross-sectional views C3, C5, and C7 show the automatic completion of the segmentation. The highlighted contour marks the region of interest for the speckle tracking algorithm. It does not provide any information on the thickness of the wall, which cannot be measured by this method. A and B show the artificial pseudo-apex that is produced by the proprietary software's template that was designed for segmentation of the left ventricle of the heart. b) Field of 1188 discrete material points describing the diastolic configuration of the AAA wall as obtained by use of the Toshiba Advanced Cardiac Package.

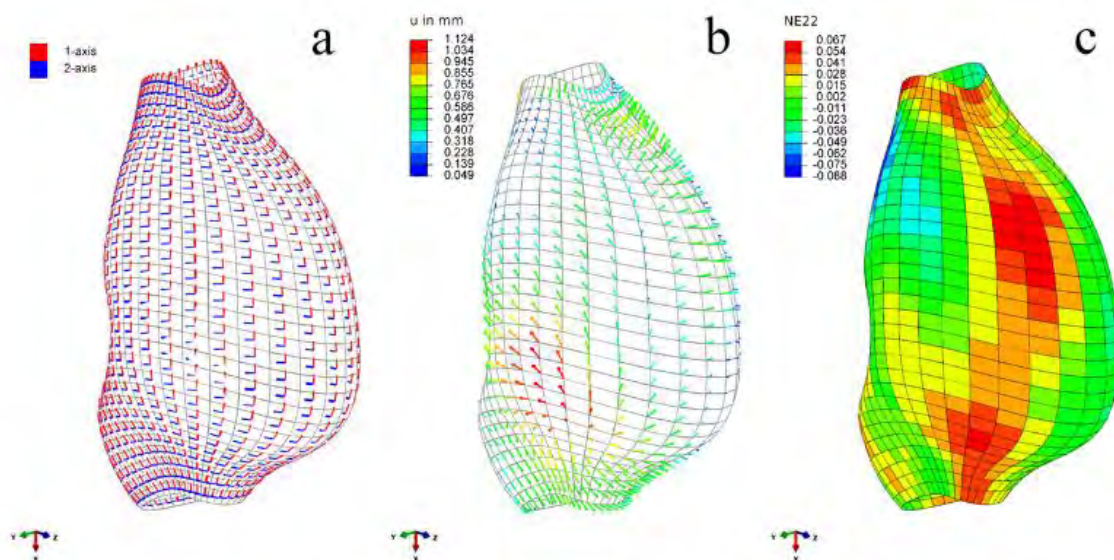


FIGURE 2 Postprocessing and strain computation based on the exported 4D ultrasound wall motion data: a) discretised end-diastolic configuration with local axial (1-axis) and circumferential (2-axis) directions. The discrete material points (cf. Figure 1b) are preserved as nodes of the mesh. b) Systolic displacement field. c) Distribution of local circumferential strains

EIKONA 17 3DUS STE από Wittek et al 2018

Οι Petterson και συνεργάτες (Petterson et al 2019) μελέτησαν τη σημασία των περιβάλλοντων της αορτής ιστών στο μηχανικό της χαρακτηρισμό μέσω 3DUS.

Προχώρησαν στη δημιουργία FE μοντέλων, με χρήση γεωμετρικών δεδομένων από 3DUS και δεδομένων κίνησης του τοιχώματος από ST, σε 7 ασθενείς με ΑΚΑ και 11 Υγιείς και συνέκριναν μοντέλα μόνο αορτής και μοντέλα με υποστηρικτικούς ιστούς (μαλακοί ιστοί και σπονδ/κήστήλη).

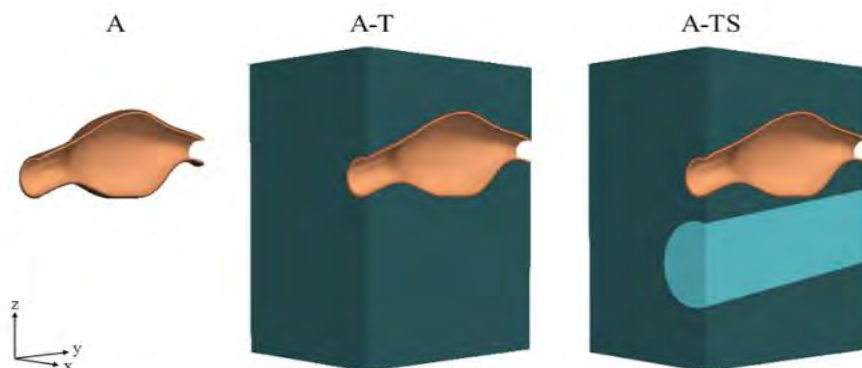


Fig. 1. Finite element mesh geometries of an abdominal aortic aneurysm (A), an aneurysm with surrounding soft tissue (A-T), and an aneurysm, surrounding soft tissue, and the spine (A-TS).

ΕΙΚΟΝΑ 18 FE γεωμετρίες ΑΚΑ με μαλακό ιστό και σπονδυλική στήλη από Petterson et al 2019

Η παραμόρφωση, η τάση και το μέτρο διάτμησης μετρήθηκαν και συγκρίθηκαν. Η μελέτη έδειξε πως η συμμετοχή των γύρω ιστών και της σπονδυλικής στήλης (ΣΣ) στο μοντέλο ανέδειξε ομοιογένεια κατανομής των τοιχωματικών τάσεων, μείωση 23-30 % της μέγιστης Von Mises τάσης και μείωση 12-20% της διατμητικής τάσης. Οι διατμητικές τάσεις παρουσιάστηκαν υψηλότερες στο αορτικό τοίχωμα κοντά στη ΣΣ συγκριτικά με το πρόσθιο.

Σε μία προοπτική μελέτη 56 ασθενών με ΑΚΑ χρησιμοποιήθηκε ο αναλυόμενος στο χρόνο 3DUS (4DUS) για να μελετήσει τη δυνατότητα της μεθόδου να διακρίνει μεταξύ υγείων και ανευρυσματικών ιστών (Derwich et al 2020) μέσω υπολογισμού τοπικών περιμετρικών, επιμήκων και διατμητικών παραμορφώσεων του αυχένα και του ανευρυσματικού σάκου και συγκεκριμένων δεικτών τοιχωματικής κίνησης – μετατόπισης και κατανομής που προκύπτουν από τα ανακτώμενα δεδομένα.

Η μέθοδος ανάκτησης των 4D γεωμετρικών δεδομένων και της επεξεργασίας με λογισμικό της ανίχνευσης τοπικής τοιχωματικής κίνησης με ST έχει περιγραφεί ήδη από την ίδια ομάδα (Wittek et al 2018).

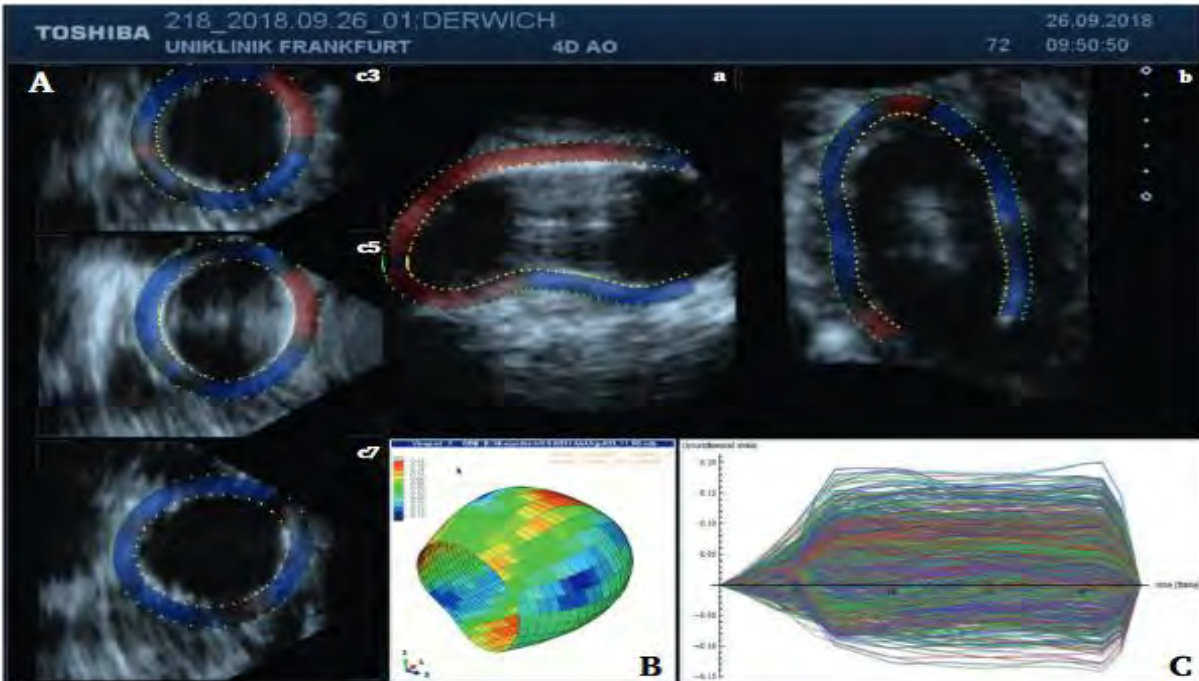


Figure 1. Image processing with a real time three dimensional speckle tracking algorithm for time resolved three dimensional ultrasound (4D ultrasound) of abdominal aortic aneurysm imaging. (A) Ultrasound machine output visualised in three planes: (a) sagittal from right side of the patient, (b) frontal from anterior view, and (c) transverse from cranial view at different levels (3, 5, and 7). (B) After motion data export via a customised interface, reconstruction of the 3D geometry of the wall and computation of all components of the local Biot's in plane strain tensor for wall surface areas was performed. (C) The strain amplitude of all ca. 800 speckles (depended on the length of examined aortic segment) is registered throughout the heart cycle in all frames.

EIKONA 19 4DUS και μετα-επεξεργασία παραμορφώσεων από Derwich et al 2020

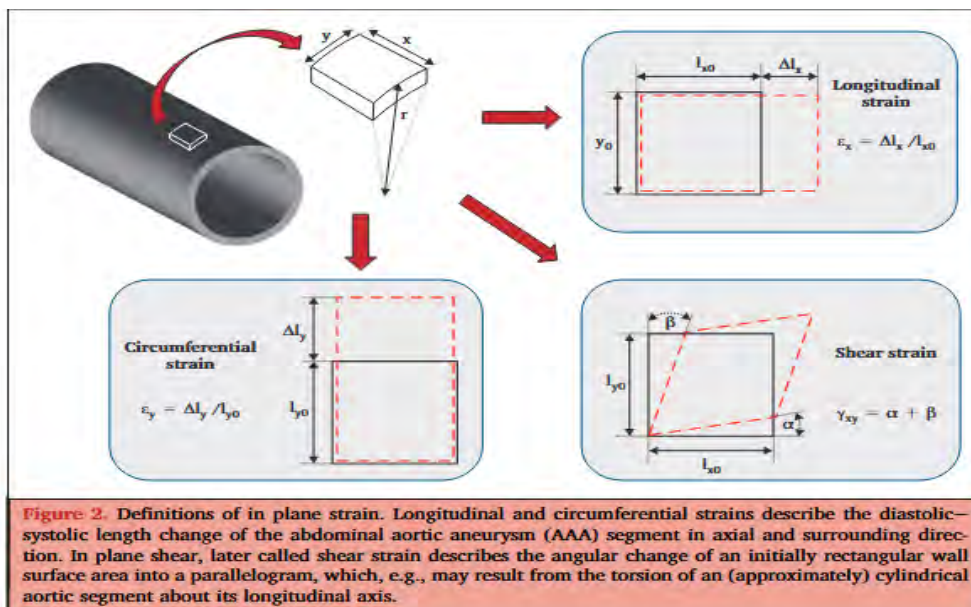
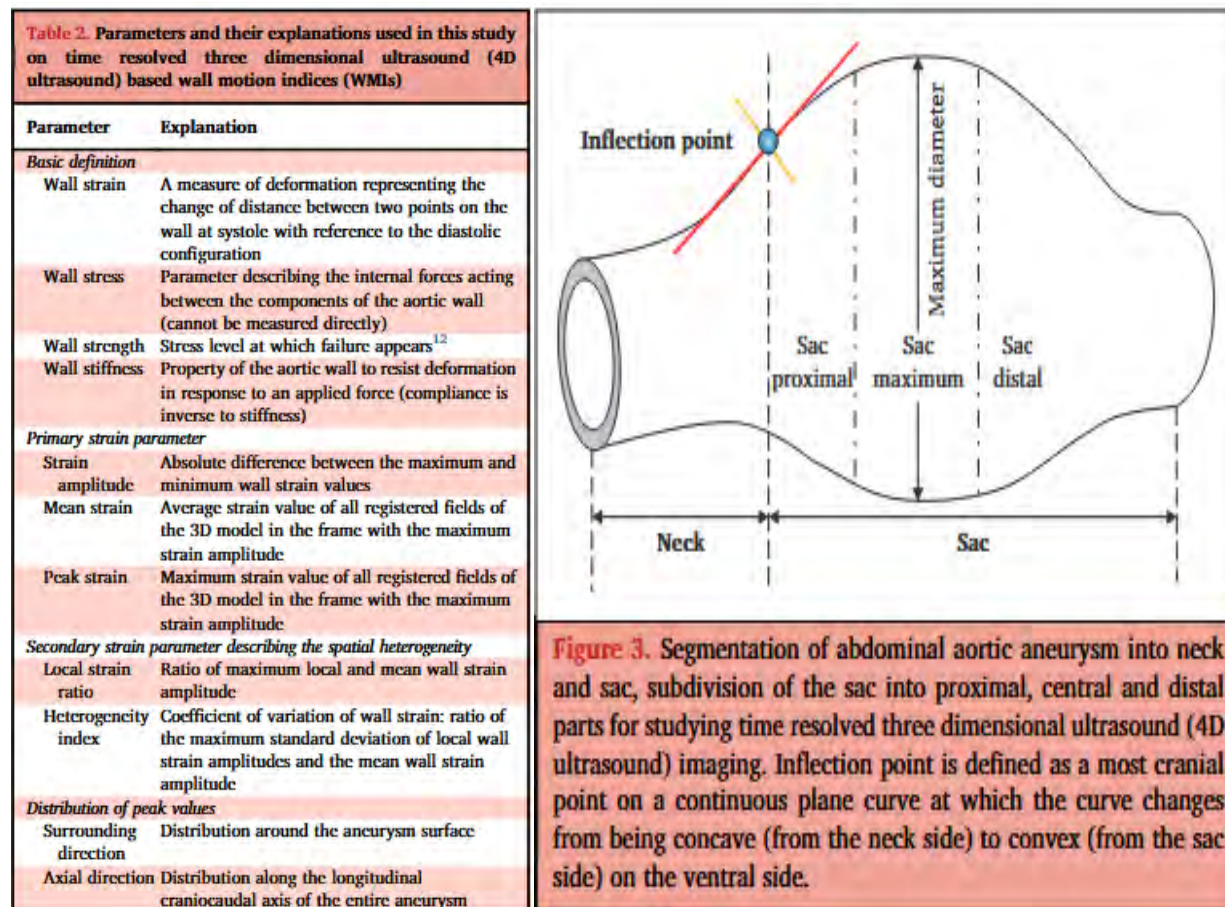


Figure 2. Definitions of in plane strain. Longitudinal and circumferential strains describe the diastolic-systolic length change of the abdominal aortic aneurysm (AAA) segment in axial and surrounding direction. In plane shear, later called shear strain describes the angular change of an initially rectangular wall surface area into a parallelogram, which, e.g., may result from the torsion of an (approximately) cylindrical aortic segment about its longitudinal axis.

ΕΙΚΟΝΑ 20 Δείκτες κίνησης τοιχώματος από Derwich et al 2020



Συγκριτικά με τον αυχένα του ανευρύσματος ο σάκος είχε χαμηλότερη μέση παραμόρφωση και υψηλότερη ετερογένεια σε όλα τα είδη παραμόρφωσης ($p < .001$).

Η περιοχή με την υψηλότερη μέγιστη περιμετρική παραμόρφωση συναντιόνταν τις περισσότερες φορές στο οπίσθιο τοίχωμα του σάκου ($p < 0.001$) και του αορτικού αυχένα ($p < 0.50$).

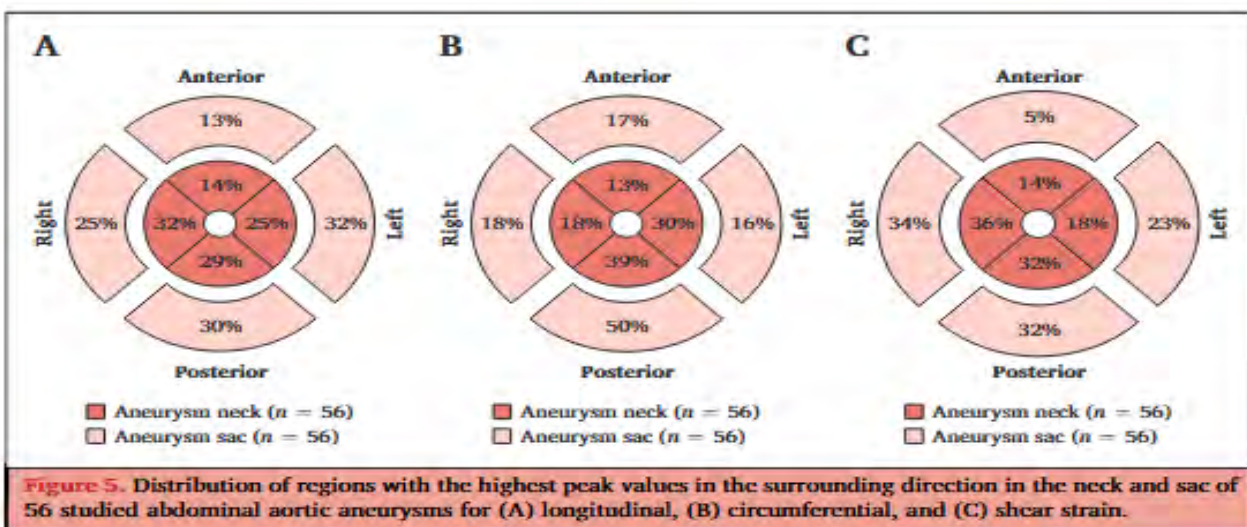
Δεν βρέθηκε σημαντική συσχέτιση μεταξύ των δεικτών κίνησης του τοιχώματος και της μέγιστης διαμέτρου του ΑΚΑ εκτός από τη μικρότερη επιμήκη παραμόρφωση σε αύξηση της διαμέτρου ($p < 0.10$).

Table 3. Wall motion indices according to in plane deformation (longitudinal, circumferential and shear strain) and abdominal aortic aneurysm (AAA) neck and sac regions in the 56 patients with AAAs

Parameter	Region	Mean $\pm$ stand deviation	95% CI	Median (range)	p value*
Longitudinal strain					
Mean – %	Neck	1.76 $\pm$ 1.07	1.48–2.04	1.52 (0.51–6.29)	<.001
	Sac	1.16 $\pm$ 0.48	1.03–1.28	1.09 (0.43–2.58)	
Peak –%	Neck	7.81 $\pm$ 3.85	6.80–8.81	6.57 (1.52–20.45)	.84
	Sac	7.68 $\pm$ 4.53	6.49–8.86	6.43 (3.55–32.99)	
Local strain ratio	Neck	5.1 $\pm$ 2.9	4.4–5.9	4.3 (1.9–18.7)	<.001
	Sac	7.5 $\pm$ 5.1	6.1–8.8	6.7 (2.3–35.9)	
Heterogeneity index	Neck	1.6 $\pm$ 1.0	1.3–1.8	1.4 (0.5–6.7)	.02
	Sac	1.9 $\pm$ 1.2	1.6–2.3	1.7 (0.5–6.9)	
Circumferential strain					
Mean – %	Neck	1.86 $\pm$ 0.94	1.61–2.10	1.60 (0.47–4.11)	<.001
	Sac	1.16 $\pm$ 0.54	1.02–1.30	1.08 (0.34–2.78)	
Peak – %	Neck	8.20 $\pm$ 3.16	7.37–9.03	8.34 (2.79–17.01)	.03
	Sac	7.34 $\pm$ 3.86	6.33–8.36	6.30 (1.85–21.01)	
Strain ratio	Neck	5.1 $\pm$ 2.7	4.4–5.8	4.4 (2.2–18.6)	<.001
	Sac	6.8 $\pm$ 3.2	6.0–7.7	6.1 (2.7–18.8)	
Heterogeneity index	Neck	1.5 $\pm$ 0.8	1.3–1.7	1.3 (0.5–5.3)	<.001
	Sac	1.9 $\pm$ 1.0	1.6–2.2	1.7 (0.6–5.2)	
Shear strain					
Mean – %	Neck	1.27 $\pm$ 0.77	1.07–1.47	1.03 (0.25–4.7)	<.001
	Sac	0.65 $\pm$ 0.32	0.57–0.74	0.55 (0.16–1.57)	
Peak – %	Neck	9.74 $\pm$ 4.25	8.63–10.85	9.06 (2.33–19.39)	.31
	Sac	9.53 $\pm$ 6.77	7.76–11.31	7.53 (3.03–42.47)	
Local strain ratio	Neck	9.0 $\pm$ 4.0	8.0–10.1	8.7 (3.0–19.0)	<.001
	Sac	15.8 $\pm$ 7.8	13.8–17.9	14.7 (6.8–42.7)	
Heterogeneity index	Neck	3.0 $\pm$ 1.3	2.6–3.3	2.7 (1.0–6.0)	<.001
	Sac	4.6 $\pm$ 2.0	4.1–5.2	4.4 (1.8–11.8)	

* p value of difference between neck and sac.

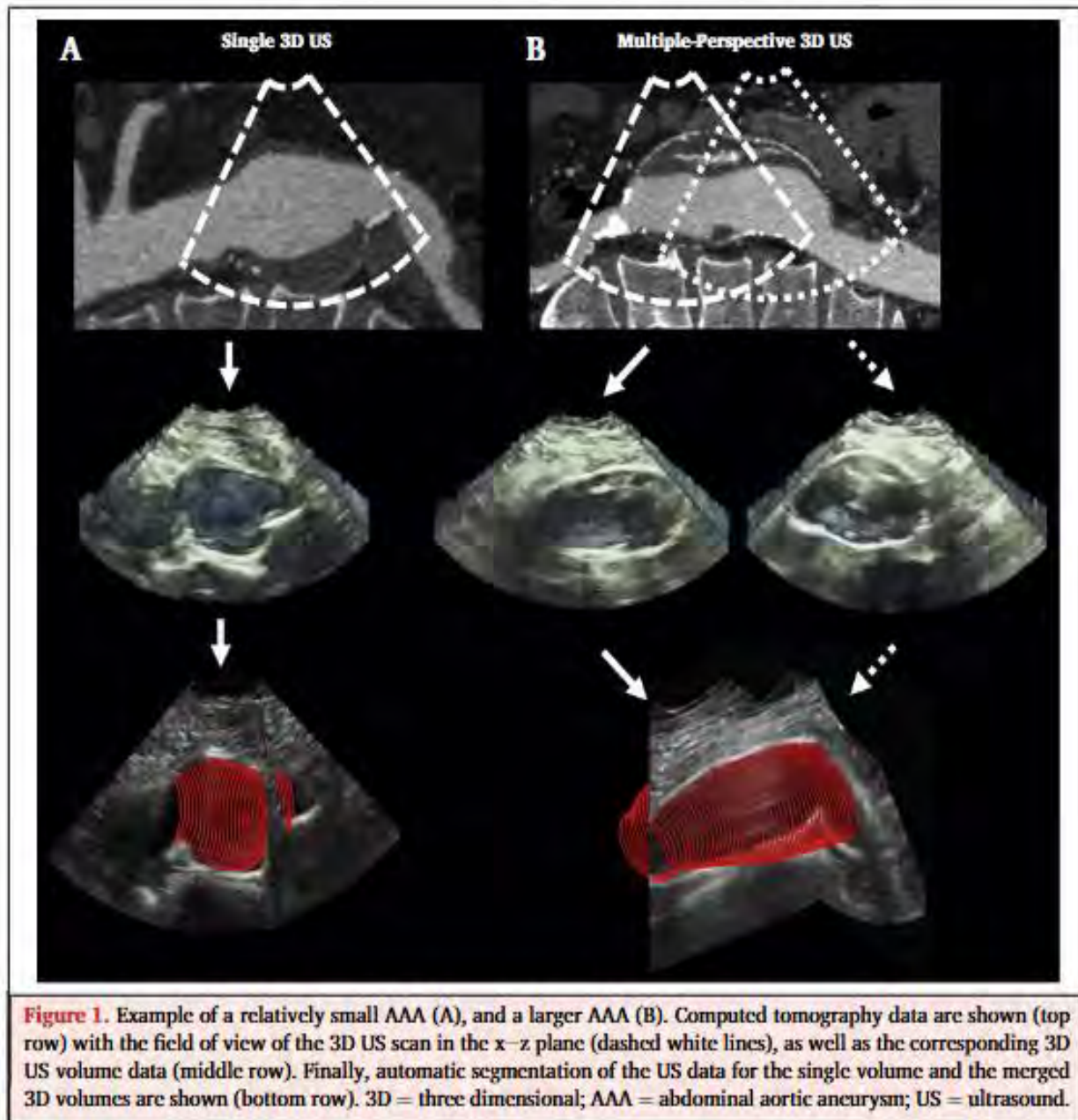
ΕΙΚΟΝΑ 21 Δείκτες κίνησης τοιχώματος ΑΚΑ και σάκου από Derwich et al 2020



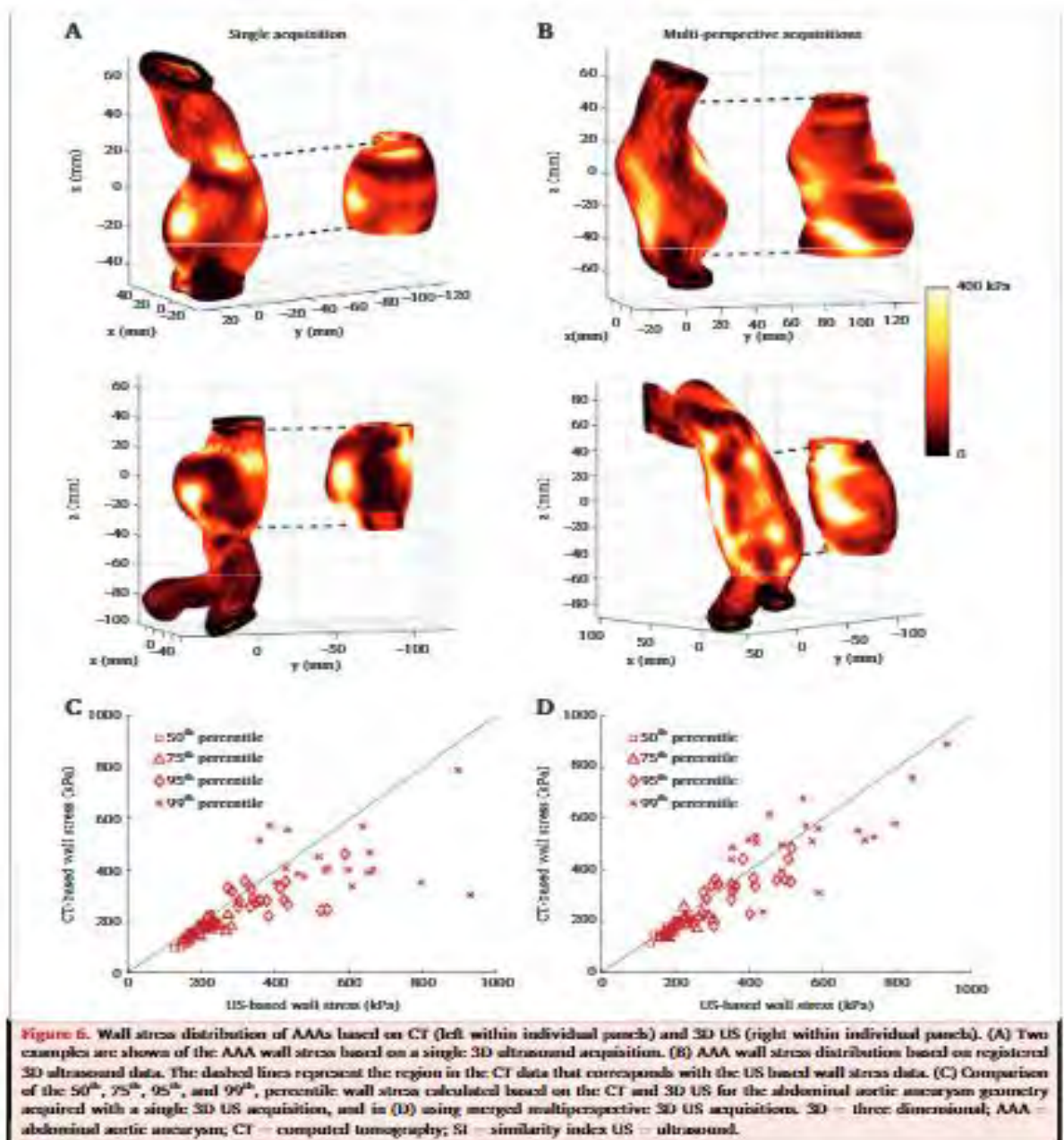
EIKONA 21 Κατανομή παραμορφώσεων στο ΑΚΑ και στον αυχένα από Derwich et al 2020

Οι van Disseldorp και συνεργάτες (**van Disseldorp et al 2020**) μελέτησαν τη δυνατότητα της χρήσης 3DUS με συγχώνευση πολυπροοπτικών εικόνων και αυτόματη λήψη δεδομένων 3D γεωμετρίας μεγάλων σε μήκος ΑΚΑ.

Στη μελέτη τους έγινε σύγκριση δεδομένων γεωμετρίας ΑΚΑ και ΤΤ από 3DUS με αυτόματη διαμερισματοποίηση και συγχώνευση προοπτικών εικόνων και δεδομένων CT σε 40 ασθενείς και μέτρηση και σύγκριση των ΤΤ με FEA. Στα αποτελέσματά τους υπήρξε η ανάδειξη καλής γεωμετρικής ομοιότητας μεταξύ των δεδομένων 3DUS και CT με συντελεστή ομοιότητας (SI) of 0.89. Η ΤΤ μέσω συγχώνευσης προοπτικών εικόνων 3DUS εμφάνισε μεγαλύτερη ομοιότητα με CT σε σχέση με τη μονή 3DUS.



ΕΙΚΟΝΑ 22 Σύζευξη πολυπροοπτικών εικόνων από van Disseldorp et al 2020



EIKONA 23 Κατανομή τάσεων 3DUS μόνης και πολυπροοπτικής καταγραφής και CT από van Disseldorp et al 2020

Η ομάδα των Ning και συνεργατών (Ning et al 2021) έκαναν σύγκριση και ανάλυση παραμέτρων αορτικής σκληρότητας (παραμόρφωση AKA, μέτρο ελαστικότητας, δείκτη σκληρότητας β και αορτική διατασιμότητα) μέσω M-mode δεδομένων και επιμήκους παραμόρφωσης μέσω 2DUS STE σε 51 ασθενείς με μικρό AKA (<55mm) και 40 με μεγάλο AKA (>55mm).

Χρησιμοποιήθηκε για τις US εικόνες το GE Vivid 9 M3S transducer στα 3,5MHz με 50-90 frames / sec και για το STE λογισμικό (EchoPAC PC, version 113, GE Healthcare).

Figure 1. Longitudinal strain of abdominal aortic anterior wall tracing.



ΕΙΚΟΝΑ 24 2DUS STE και M-mode για επιμήκη παραμόρφωση από Ning et al 2021

Table 2. Echocardiographic Data of the Study Population

Variables	Small AAA (<55 mm) n = 51	Large AAA (≥55 mm) n = 40	P
Maximum aneurysm diameter (mm)	44.68 ± 6.88	65.28 ± 9.29	<.001
Aneurysm length (mm)	66.96 ± 20.14	88.00 ± 19.16	<.001
Maximum aneurysm area (mm ²)	1484.14 ± 496.09	3031.45 ± 901.82	<.001
Abdominal aorta diameter in systole (mm)	41.40 ± 7.84	58.00 ± 8.24	<.001
Abdominal aorta diameter in diastole (mm)	39.30 ± 7.76	56.11 ± 8.36	<.001
Aneurysm diameter change (mm)	2.10 ± 0.58	1.90 ± 0.58	.98
Aneurysm strain (%)	5.48 ± 1.72	3.39 ± 1.25	<.001
Elastic modulus (mmHg)	13.20 ± 5.80	21.68 ± 12.57	<.001
Stiffness index β	0.12 ± 0.05	0.19 ± 0.11	<.001
Aneurysm distensibility (mmHg) ⁻¹	0.18 ± 0.09	0.12 ± 0.05	<.001
Anterior wall thrombus, n (%)	36 (70.59%)	22 (55.00%)	.125
Posterior wall thrombus, n (%)	18 (35.29%)	20 (50.00%)	.158
Longitudinal strain (%)			
Anterior wall longitudinal strain (%)	2.69 ± 1.31	1.45 ± 0.78	<.001
Posterior wall longitudinal strain (%)	2.37 ± 1.16	1.60 ± 1.03	.001

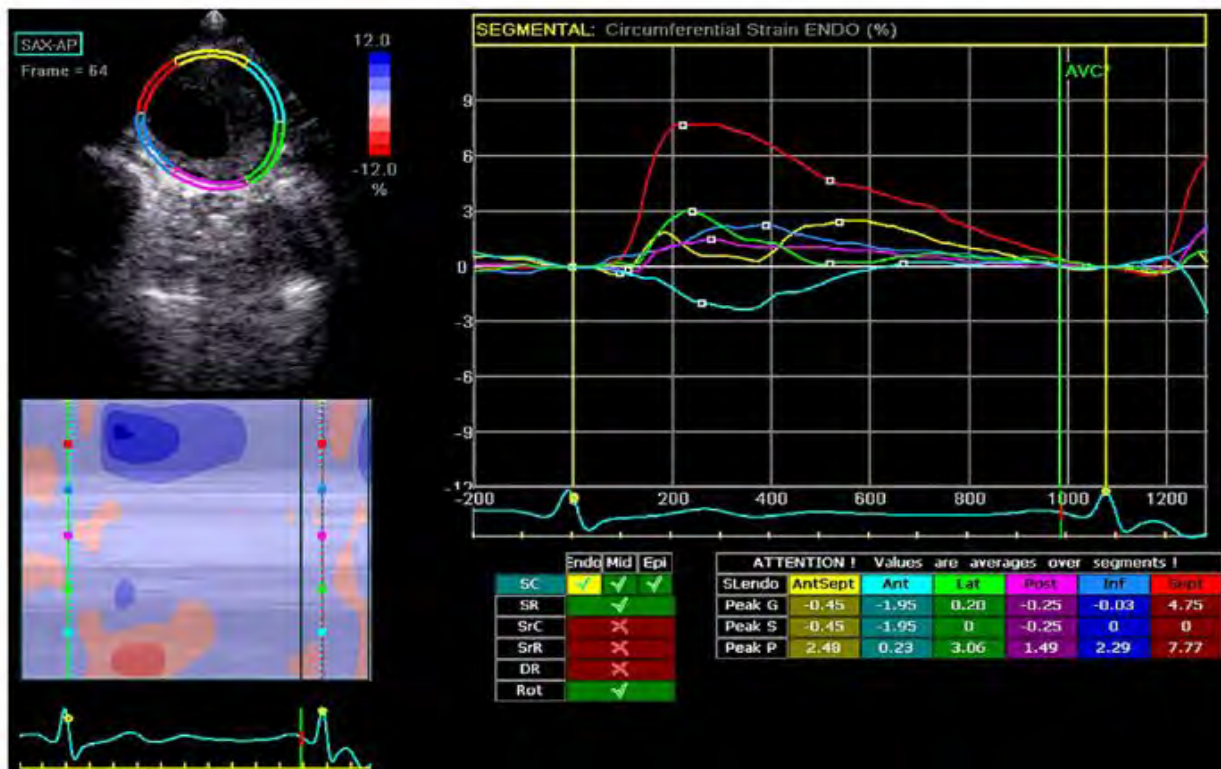
EIKONA 24 Αποτελέσματα Ning et al 2021

Τα κυριότερα ευρήματα της μελέτης έδειξαν ότι τα μεγάλα ΑΚΑ είχαν μικρότερη ΕΠ πρόσθιου και οπίσθιου τοιχώματος και μόνο η ΕΠ του προσθίου τοιχώματος συσχετίστηκε με το M-mode, ενώ εκτιμήθηκε η μεγάλη διαγνωστική αξία της ΕΠ (ειδικά του προσθίου τοιχώματος) στο διαχωρισμό μικρών και μεγάλων ΑΚΑ.

Οι Li και συνεργάτες (Li et al 2021) μελέτησαν 87 ασθενείς με ΑΚΑ, 46 με μικρό ΑΚΑ (<5,5εκ) και 41 με μεγάλο ΑΚΑ (>5,5εκ), υπολογίζοντας μέσω 2DUS ST την τμηματική και καθολική παραμόρφωση ανευρυσμάτων διαφόρων διαμέτρων.

Οι μορφολογικές μετρήσεις μέσω 2DUS περιλάμβαναν τη μέτρηση της μέγιστης διαμέτρου(ΜΔ), του τελοδιαστολικού και τελοσυστολικού χώρου και το μέγεθος – πάχος του ενδοαυλικού θρόμβου. Χρησιμοποιήθηκε το Vivid E9 ultra-sound system (GE Healthcare Co., Milwaukee, WI) με M5S transducer (2.0–4.5 MHz) υπό ΗΚΓ συγχρονισμό. Ακολούθως χρησιμοποιήθηκε λογισμικό STE (EchoPAC BT13) για τον υπολογισμό της περιμετρικής παραμόρφωσης σε 6 ισοδιαιρεμένα τμήματα της αορτής στη μέγιστη διάμετρο. Ο υπολογισμός της μέσης και μέγιστης τιμής της παραμόρφωσης κατά μήκος όλων αυτών των σημείων λογίστηκε ως καθολική περιμετρική παραμόρφωση. Έγιναν συγκρίσεις τιμών μεταξύ ΑΚΑ διαφορετικών διαμέτρων.

Figure 1. The aorta circumferential strain is automatically traced. The line colors in the graphs correspond to the colors of the wall.



EIKONA 25 Li et al 2021

Τα μεγάλα ανευρύσματα (>5.5εκ) εμφάνισαν χαμηλότερη καθολική και τμηματική παραμόρφωση σε σχέση με τα μικρά (<5.5εκ) ($p < .05$)

Στην ομάδα των μικρών ανευρυσμάτων η καθολική παραμόρφωση αλλά και οι τμηματικές παραμορφώσεις στα τμήματα 1, 3 και 5 ήταν μικρότερες στα ΑΚΑ >4.5εκ σε σχέση με τα ΑΚΑ <4.5εκ ($p < .05$). Στην αντίστοιχη όμως σύγκριση των μεγαλύτερων ανευρυσμάτων ΑΚΑ <6.5εκ και ΑΚΑ >6.5εκ δεν παρουσιάστηκε κάποια σημαντική διαφορά στις παραμορφώσεις τους. Στην ανάλυση συσχέτισης αναδείχθηκε αρνητική σχέση της καθολικής παραμόρφωσης με τη μέγιστη διάμετρο, τον τελοσυστολικό και τελοδιαστολικό χώρο ($P < .05$).

Table 2. Comparison of Ultrasonic Parameters Between Small and Large AAA

Variables	Small AAA (n = 46)	Large AAA (n = 41)	P value
d_a , mm	0.99 ± 0.27	0.98 ± 0.26	.915
d_p , mm	0.85 ± 0.38	1.03 ± 0.43	.057
MD, cm	4.53 ± 0.64	6.47 ± 0.82	<.001
ESA, cm ²	14.59 ± 4.98	29.98 ± 9.70	<.001
EDA, cm ²	13.72 ± 4.69	28.74 ± 9.48	<.001
FAC, %	5.96 ± 3.00	4.30 ± 2.11	.004
Length, cm	6.76 ± 1.98	8.38 ± 2.09	<.001
V, m/s	0.30 ± 0.16	0.29 ± 0.21	.957
ILT, n (%)	35 (76.1%)	34 (82.9%)	.302
Thickness, cm	1.44 ± 0.69	2.19 ± 0.94	<.001
Area, cm ²	7.34 ± 4.11	15.79 ± 8.89	<.001
GCS, %	3.25 ± 1.60	1.88 ± 0.62	<.001
CS1, %	2.78 ± 1.99	1.76 ± 1.21	.005
CS2, %	3.56 ± 2.51	1.83 ± 1.07	<.001
CS3, %	3.21 ± 1.62	1.85 ± 1.28	<.001
CS4, %	2.60 ± 1.97	1.90 ± 1.11	.043
CS5, %	3.51 ± 1.80	1.77 ± 0.98	<.001
CS6, %	3.84 ± 3.65	2.17 ± 1.36	.007

EIKONA 26 Σύγκριση παραμέτρων μεταξύ μικρών και μεγάλων ΑΚΑ από Li et al 2021

Σε μία προοπτική ανάλυση δεδομένων ΑΚΑ, από 326 ασθενείς που συμμετείχαν στην πολυκεντρική και τυχαιοποιημένη μελέτη AORTA, η συστολική και η διαστολική διάμετρος μετρήθηκαν μέσω συγχρονισμένου με ΗΚΓ υπερήχου και μέτρησης ΑΠ και υπολογίστηκε η αορτική σκληρότητα στην αρχή και μετά από ένα χρόνο (Lorenzen et al 2021).

Ενώ η μέση μέγιστη διάμετρος των ανευρυσμάτων σε ένα χρόνο αυξήθηκε από 44.1 mm (95% CI: 43.8 - 44.4 mm) σε 46.5 mm (95% CI: 46.1 - 46.9 mm) όπως και ο δείκτης αορτικού μεγέθους από 2.23 cm/m² (95%CI: 2.20 - 2.26 cm/m²) σε 2.35 mm (95% CI: 2.32 - 2.38 cm/m²), την ίδια στιγμή η αορτική σκληρότητα παρέμεινε αμετάβλητη (p=0.13).

Η αρχική τιμή της αορτικής σκληρότητας δεν προέβλεψε την αύξηση του ΑΚΑ σε ένα χρόνο ούτε η αορτική σκληρότητα μπόρεσε να προβλέψει την αύξηση του δείκτη αορτικού μεγέθους σε ένα χρόνο.

Οι Sjoerdsma και συνεργάτες (Sjoerdsma et al 2022) σε μία πρωτότυπη υπολογιστική εργασία περιγράψανε μία μέθοδο βελτίωσης της χρονικής ανάλυσης και του εύρους του πεδίου απεικόνισης μέσω λογισμικών χρονικών συμπτωνώσεων και συγχρονισμών και πολύ-προοπτικών συγχωνεύσεων χρονικών και χωρικών 3DUS δεδομένων από ΑΚΑ.

Η ομάδα της Khan και συνεργατών από το Ηνωμένο Βασίλειο (Khan et al 2022) μελέτησαν τη σημασία της ανευρυσματικής αορτικής γεωμετρίας, με τη χρήση του τομογραφικού US (tUS) (Piur imaging GmbH, Vienna, Austria), στο ρυθμό αύξησης του ΑΚΑ.

Σε μία προοπτική μελέτη, 128 ασθενείς με ΑΚΑ και αύξηση της διαμέτρου υπό υπερηχογραφική 2ετή παρακολούθηση, υπεβλήθησαν σε 2D και 3D US. Μετρήθηκαν η διάμετρος, η επιφάνεια εγκάρσιας διατομής, το μήκος, ο όγκος, το πάχος/όγκος του τοιχώματος και ο ενδοαυλικός θρόμβος.

Υπολογίστηκαν επίσης η διατασιμότητα (παραμόρφωση και η σκληρότητα) και η σφυγμικότητα.

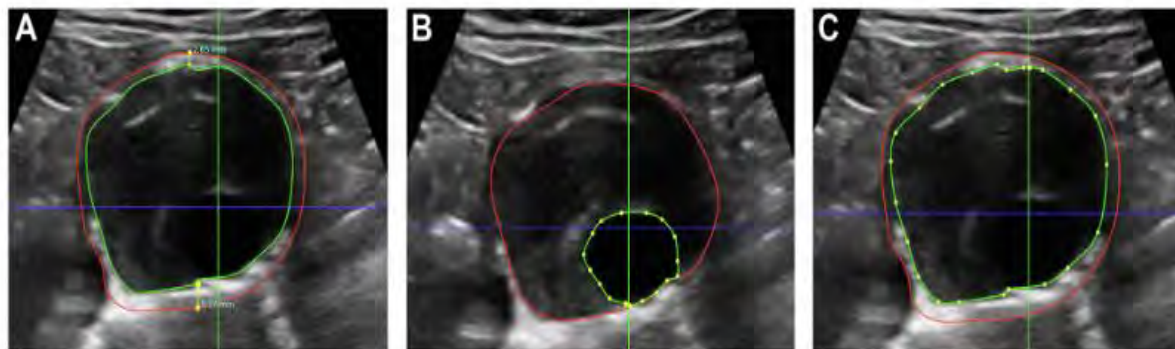


Fig. 1. tUS analysis through specialist vascular software. **(A)** Measurement of anterior and posterior wall thickness as shown by the 2 yellow line segments in the centre of the anterior and posterior walls. **(B)** Segmentation to calculate the luminal thrombus area where the green

lumen is drawn around free flowing blood and the red wall is the inner aneurysmal wall. **(C)** Segmentation of the AAA wall represented by a green lumen (aneurysm sac area) and red wall.

EΙΚΟΝΑ 27 Τομογραφικός υπέρηχος (tUS) από Khan et al 2022

Στα αποτελέσματά τους, η αύξηση του ΑΚΑ σχετίστηκε σημαντικά με τη διάμετρο ($r\ 0.43$, $P < 0.01$) και την επιφάνεια εγκάρσιας διατομής ($r\ 0.42$, $P < 0.01$).

Η αύξηση του ΑΚΑ σχετίστηκε πιο πολύ με τον όγκο του ΑΚΑ σε σχέση με τη διάμετρο ($r\ 0.46$, $P < 0.01$).

Ο όγκος του τοιχώματος σχετίστηκε αντιστρόφως ανάλογα με την αύξηση του ΑΚΑ $r\ 0.43$ ($P < 0.01$). Ο όγκος του τοιχώματος δεν σχετίστηκε με τη σφυγμικότητα.

Η μέτρηση του πάχους του τοιχώματος αποδείχθηκε αναξιόπιστη μεταξύ παρατηρητών.

Table III. Intraobserver and interobserver variability for ultrasound characteristics

Ultrasound characteristic	r value	P value	Mean difference $\pm$ SD
Diameter (cm)			
ITI systolic (intraobserver)	0.99	<0.01	0.06 $\pm$ 0.12
ITI diastolic (intraobserver)	0.97	<0.01	0.22 $\pm$ 0.16
ITI systolic (interobserver)	0.97	<0.01	-0.06 $\pm$ 0.20
ITI diastolic (interobserver)	0.97	<0.01	0.13 $\pm$ 0.21
AAA area (cm ²)	0.86	<0.01	0.94 $\pm$ 3.37
AAA volume (cm ³)	0.92	<0.01	8.57 $\pm$ 22.27
AAA length (cm)	0.76	0.002	1.21 $\pm$ 1.36
Wall thickness (mm)			
Anterior	0.24	0.20	0.11 $\pm$ 0.06
Posterior	0.18	0.34	1.01 $\pm$ 1.19
Wall volume (cm ³)	0.68	0.01	8.47 $\pm$ 15.11
ILT area (cm ²)	0.86	<0.01	0.24 $\pm$ 4.18
ILT volume (cm ³)	0.98	<0.01	-8.50 $\pm$ 10.32

EIKONA 28 Σύγκριση αποτελεσμάτων μεταξύ παρατηρητών από Khan et al 2022

Ο όγκος του θρόμβου σχετίστηκε λίγο με την αύξηση του ΑΚΑ και καθόλου με τη σφυγμικότητα.

Δεν ανευρέθη καμία συσχέτιση της διατασιμότητας και της σφυγμικότητας με την αύξηση του ΑΚΑ.

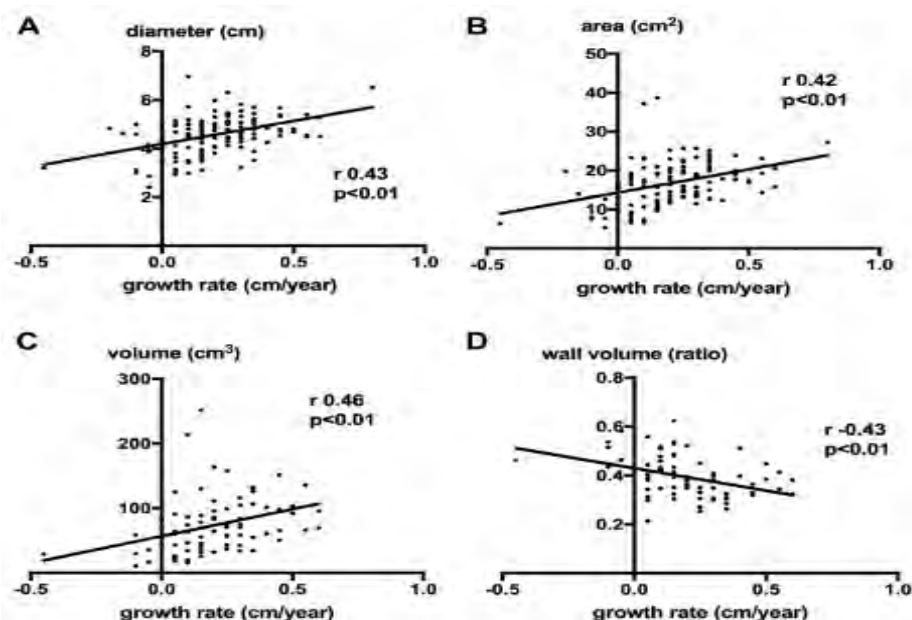


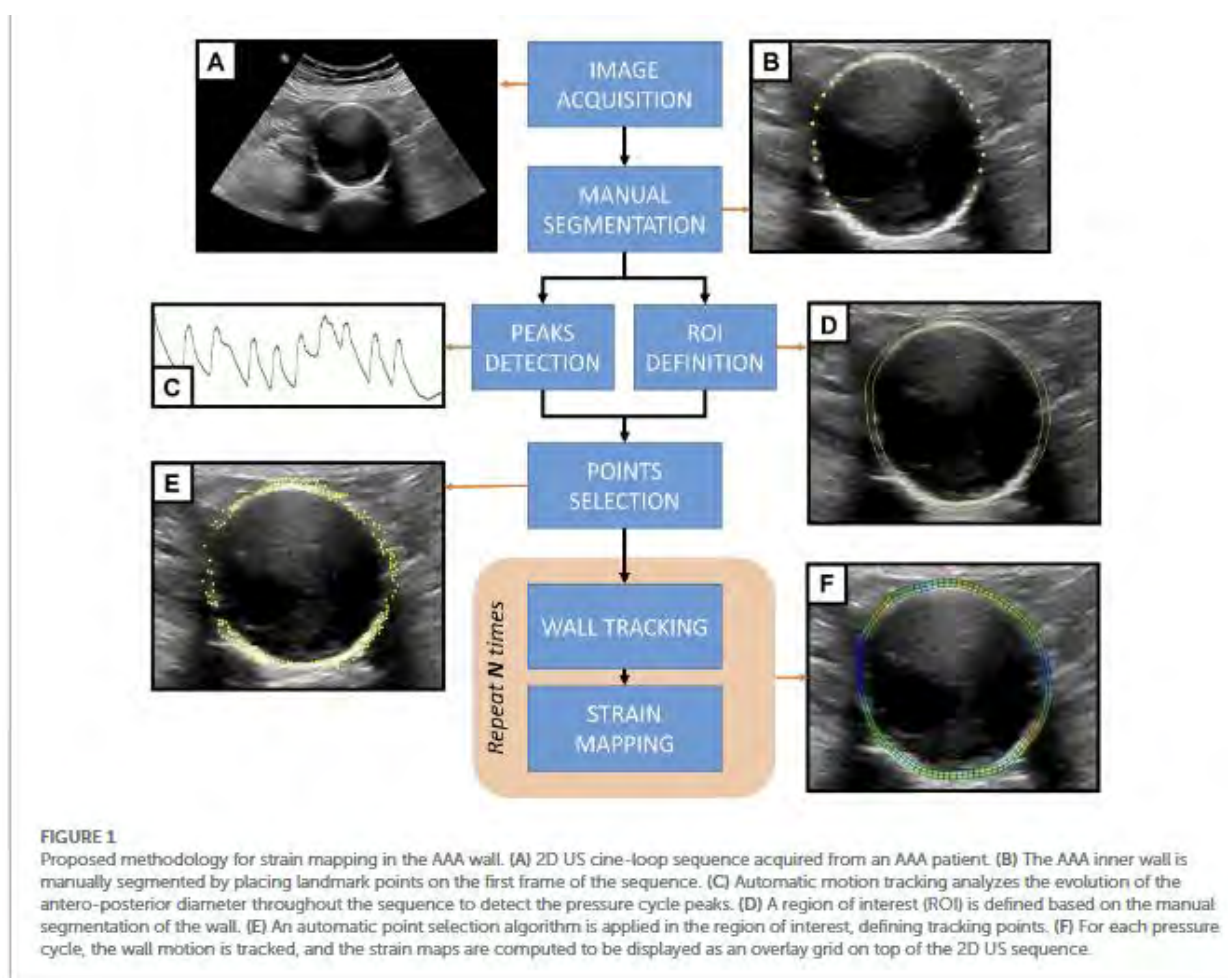
Fig. 2. AAA growth rate was correlated against (A) AAA diameter, (B) AAA cross-sectional area, (C) AAA volume, and (D) wall volume (corrected for aneurysm volume). Increasing diameter and obviously cross-sectional area and volume all correlated significantly with AAA

growth rate over 2 years, this correlation being closest with AAA volume. AAA wall volume, as a measure of wall thickness, inversely correlated indicating that greater AAA wall thickness was associated with slower AAA growth.

EIKONA 29 Συσχέτιση αύξησης ΑΚΑ με διάμετρο, επιφάνεια, όγκο από Khan et al 2022

Στα πλαίσια βελτιστοποίησης του χρόνου και της ανάλυσης της υπερηχογραφικής εικόνας για τη λήψη και επεξεργασία βιομηχανικών δεδομένων του τοιχώματος του ΑΚΑ η ομάδα των Bracco και συνεργατών (**Bracco et al 2023**) πρότειναν μία γρήγορη και με ακρίβεια μέθοδο 2D US χαρτογράφησης των παραμορφώσεων συνδυάζοντας έναν αλγόριθμο παρακολούθησης – ανίχνευσης (ST) (Sparse Demons) μαζί με RBF (radial basis function / συνάρτηση ακτινικής βάσης) υπολογισμό της παραμόρφωσης.

Παράλληλα εφάρμοσαν τη μέθοδο σε ένα μικρό δείγμα ασθενών και πιστοποίησαν τους αλγόριθμους ανίχνευσης και υπολογισμού της παραμόρφωσης συγκρίνοντας τα αποτελέσματα με μετρήσεις παραμόρφωσης μέσω FEM. Παρατήρησαν γρήγορα και με ακρίβεια τη διάχυτη ετερογένεια κατανομής των παραμορφώσεων στα τοιχώματα των υπό μελέτη ΑΚΑ και επίσης κατανομή των υψηλότερων τιμών τις περισσότερες φορές στο πλάγιο τοίχωμα.



ΕΙΚΟΝΑ 30 Μεθοδολογία χαρτογράφησης παραμόρφωσης από Bracco et al 2023

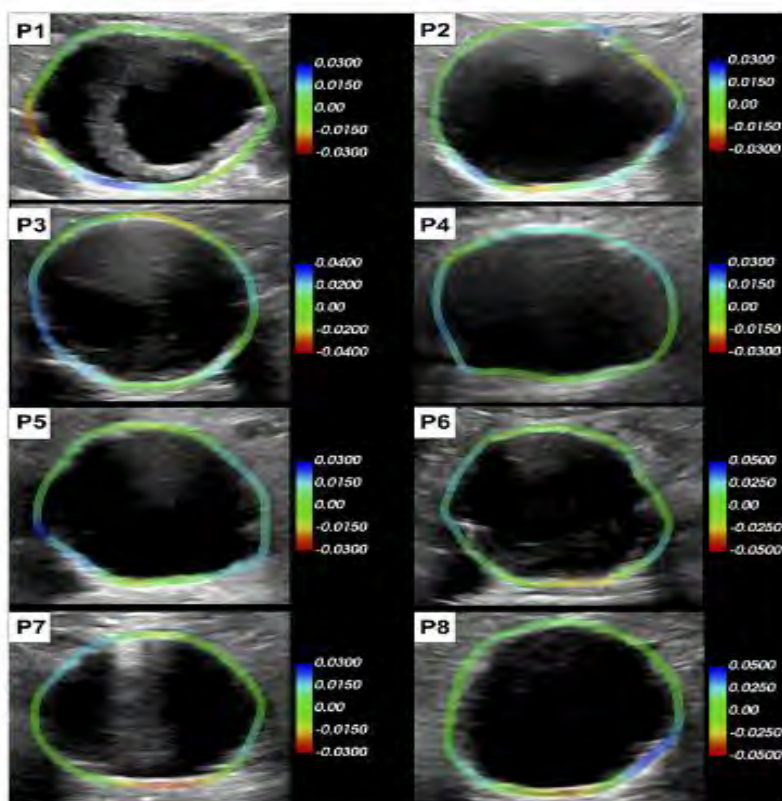


FIGURE 7
Circumferential strain maps overlaid on the reference peak systolic frame of each patient (C5-1 probe). The color scale is adapted per patient based on the range of the strain in the sequence. Positive strains (blue) indicate circumferential stretch and negative (red) indicate circumferential shortening.

ΕΙΚΟΝΑ 31 Χαρτογράφηση παραμορφώσεων από Bracco et al 2023

Οι Jansen και συνεργάτες (**Jansen et al 2023**) εκτίμησαν μετρήσεις τοπικής και ολικής διατασιμότητας ΑΚΑ με 2D US (Esaote Mylab70.2 US system, Esaote Europe, Maastricht, the

Netherlands και κυρτή κεφαλή CA431 2D με συχνότητα: 2.6 MHz) στην οποία συνδέσανε μία συσκευή ηλεκρομαγνητικής ανίχνευσης (Curefab, Munich, Germany), η οποία κατέγραφε τον 3D προσανατολισμό. Παράλληλα έγιναν μετρήσεις βραχιόνιας ΑΠ και επεξεργασία εικόνων σε τελικό διαστολική και τελικό συστολική φάση, δημιουργία 3D εικόνας και σύγκριση γεωμετριών σε Υγιείς (N=10) και ασθενείς με ΑΚΑ (N= 16) οι οποίοι και χωρίστηκαν σε 2 ομάδες, μία με πληροφορίες από αξονική τομογραφία και η άλλη με μετρήσεις ΑΠ.

Στα αποτελέσματά τους, υπήρξε καλή αντιστοιχία της γεωμετρίας με την αξονική, δυνατότητα απεικόνισης μεγαλύτερου εύρους αορτής, παρατήρησαν μειωμένη διατασιμότητα στα ΑΚΑ με υπερκτίμηση όμως των τιμών τοπικής και ολικής διατασιμότητας συγκριτικά με άλλες μελέτες.

Από την ίδια ομάδα της Ολλανδίας η Nievergeld και συνεργάτες (**Nievergeld et al 2023**) προτείνανε μία μέθοδο ημι-αυτόματης διαμερισματοποίησης ΑΚΑ και του ενδοαυλικού θρόμβου μέσω 3D US και επικύρωσαν τα αποτελέσματά τους με σύγκριση με CT.

Η διατασιμότητα του αορτικού τοιχώματος και η συμπιεστότητα του ενδοαυλικού θρόμβου μετρήθηκαν και συσχετίστηκαν με το μέγεθος του θρόμβου και την αρτηριακή πίεση.

Παρατηρήθηκε καλή ομοιότητα τοιχώματος και αυλού SI (92% και 83% αντίστοιχα).

Η εκτίμηση της αλλαγής του όγκου του ενδοαυλικού θρόμβου σε συστολή και διαστολή ήταν εφικτή στους 21 από τους 40 ασθενείς.

Παρατηρήθηκε συσχέτιση της διατασιμότητας με τη συστολική πίεση ($p < 0.010$) σε σχέση με τη διαστολική και με το πάχος του θρόμβου.

Η απόδοση του ημιαυτόματου αλγορίθμου διαμερισματοποίησης φάνηκε καλή και όμοια με τη χειροκίνητη διαμερισματοποίηση και με μεγάλη εξάρτηση από την ορατότητα του θρόμβου.

6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο σκοπός της εν λόγω εργασίας ήταν η ανασκόπηση της βιβλιογραφίας σχετικά με τη χρήση των υπερηχογραφικών τεχνικών στην εκτίμηση των μηχανικών ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος στην ανευρυσματική νόσο της κοιλιακής αορτής.

Ο ρυθμός αύξησης και ο σχετικός κίνδυνος ρήξης των ΑΚΑ είναι μια πολυπαραγοντική και δυναμική διαδικασία στην οποία υπόκειται χρονίως υπό συνθήκες συνεχούς κυκλικής μηχανικής καταπόνησης το αορτικό τοίχωμα, η οποία περιλαμβάνει μικροσκοπικές και ανομοιογενείς αλλαγές στη δομή του λόγω στοιχείων χρόνιας φλεγμονής, έντονης μεταβολικής δραστηριότητας και εκφύλισης και αναδιαμόρφωσης των δομικών του στοιχείων (**Niestrawska et al 2016**). Μακροσκοπικά αυτές οι αλλαγές μπορούν να απεικονιστούν υπερηχογραφικά μέσω αλλαγών στη διατασιμότητα του τοιχώματος, τη δυνατότητα δηλαδή έκπτυξης ως αποτέλεσμα της πίεσης σφυγμού. Αυτές οι αλλαγές θα προσφέρουν δεδομένα για τον υπολογισμό των ελαστικών ιδιοτήτων, των τοπικών και συνολικών παραμορφώσεων καθώς και τον υπολογισμό και την κατανομή των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων μέσω συγχρονισμένων προσομοιωτικών μοντέλων FEA.

Οι υπερηχογραφικές τεχνικές αποτελούν ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο στη διάγνωση και την παρακολούθηση των ΑΚΑ, προεγχειρητικά με μέτρηση της διαμέτρου και του ρυθμού αύξησης, αλλά και μετεγχειρητικά με τον έλεγχο της διαμέτρου και της παρουσίας ενδοδιαφυγών μετά από EVAR. Οι δυνατότητες των υπερήχων να παρέχουν δυναμική απεικόνιση της κοιλιακής αορτής και της κινητικότητας του τοιχώματος, με ακρίβεια, εύκολα, με μικρό κόστος και χωρίς επιβάρυνση του ασθενή, τους καθιστούν ιδανικούς για τη μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος.

Οι Wilson και συνεργάτες (**Wilson et al 2003**) συσχέτισαν τη διατασιμότητα του ανευρυσματικού τοιχώματος, μέσω 2DUS μετρήσεων της συστολικής και διαστολικής διαμέτρου, με τις διαδικασίες εκφύλισης και αναγέννησης, ελαστικής και κολλαγόνου, που λαμβάνουν χώρα στο ανευρυσματικό τοίχωμα και ανέδειξαν και χαρακτήρισαν τη διατασιμότητα ως ένα δείκτη καλύτερης πρόγνωσης της αύξησης και του ρίσκου ρήξης των ΑΚΑ σε σχέση με τη μέγιστη διάμετρο.

Η γαλλική ομάδα της Long και συνεργατών (Long et al 2005) ήταν από τους πρώτους που μελέτησαν τμηματικά την ενδοτικότητα του τοιχώματος ΑΚΑ με χρήση TDI. Η μέθοδος απεικόνισης της κίνησης των ιστών επιτρέπει την ανίχνευση και τον υπολογισμό της κίνησης του αορτικού τοιχώματος με ακρίβεια μερικών μικρομέτρων (**Bonnefous O et al 2001**). Η μελέτη ανέδειξε σημαντική αύξηση της MMSD και της τμηματικής ενδοτικότητας με την αύξηση της διαμέτρου και δυνατότητα παρατήρησης της ετερογενούς κατανομής τους ανάλογα το μέγεθος του ΑΚΑ.

Η TDI ως υπερηχογραφική μέθοδος μέτρησης της ταχύτητας μικρών δομών που κινούνται κατά τη διεύθυνση της δέσμης, δύναται να ποσοτικοποιήσει τη μετακίνηση του ανευρυσματικού τοιχώματος και να υπολογίσει τμηματικά την ενδοτικότητα του τοιχώματος με εύκολο τρόπο, χαμηλή μεταβλητότητα ενδοπαρατηρητή στα ληφθέντα αποτελέσματα (intraobserver variability) αλλά μεγάλη εξάρτηση από τη γωνία πρόσπτωσης της υπερηχογραφικής δέσμης.

Ακόμη και στις αρχικές μεθόδους μέτρησης της τμηματικής περιμετρικής παραμόρφωσης, μέσω αλληλουχιών εικόνων από B-mode με περιορισμένη ανάλυση εικόνας και χαμηλότερης ταχύτητας λογισμικών επεξεργασίας της κίνησης του τοιχώματος (**Brekken et al 2006**), η ανομοιογένεια του τοιχώματος ήταν εμφανής με παρουσία χαμηλών τιμών παραμόρφωσης όπως αναμένονταν στο ανευρυσματικό τοίχωμα αλλά και ύπαρξη σημείων με υψηλές τιμές παραμόρφωσης. Επίσης δε βρέθηκε καμία συσχέτιση της παραμόρφωσης με τη μέγιστη διάμετρο.

Την αδυναμία της TDI σχετικά με την εξάρτηση της μεθόδου από τη γωνία πρόσπτωσης της υπερηχογραφικής δέσμης έρχεται να καλύψει το πλεονέκτημα της ηχοκαρδιογραφίας ανίχνευσης στιγμάτων (STE). Η ημιαυτόματη αυτή τεχνολογία, επιβεβαιωμένη για μετρήσεις στην αορτή (**Abduch MC et al 2014**) (**Petrini J et al 2018**), χρησιμοποιεί την ανίχνευση της μετατόπισης πυκνών ηχητικών στιγμάτων για την εκτίμηση της κίνησης του τοιχώματος και τον υπολογισμό της παραμόρφωσης και παρέχει μετρήσεις ανεξάρτητες από τη γωνία πρόσπτωσης των υπερήχων σε 2 και 3 διαστάσεις προσφέροντας ευκολία στη χρήση, καλή μεταβλητότητα μεταξύ παρατηρητών και υψηλή χωρική ανάλυση.

Αν θεωρήσουμε τη συσχέτιση της χαμηλής παραμόρφωσης του τοιχώματος με εδραιωμένες σοβαρές ιστοπαθολογικές βλάβες στο τοίχωμα, η παρακολούθηση αυτών των τμημάτων μπορεί να αποκαλύψει καταστάσεις επικίνδυνης αύξησης του ανευρύσματος. Επίσης περιοχές μέγιστης παραμόρφωσης με ταυτόχρονη παρουσία αδυνατισμένου τοιχώματος μπορούν να αποτελέσουν δείκτη πιθανής ρήξης (**Romo A 2014**). Συνεπώς, η αναλυτική χαρτογράφηση μέσω STE των παραμορφώσεων του ανευρυσματικού τοιχώματος και η δυνατότητα τμηματικής

διαμερισματοποίησής του και μελέτης της μηχανικής ανομοιογένειάς του, αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο στην εκτίμηση του ρυθμού αύξησης ή κινδύνου ρήξης του ΑΚΑ ανά ασθενή.

Βασισμένοι στη μελέτη της παραμόρφωσης μέσω 2DUS STE οι Batagini και συνεργάτες (Batagini et al 2016) και (Taniguchi et al 2014) βρήκαν χαμηλότερη συνολική περιμετρική παραμόρφωση (ΠΠ) στους ασθενείς με ΑΚΑ σε σχέση με τους υγιείς. Οι Li et al 2021 και συνεργάτες (Ning et al 2021) με τη μελέτη των παραμορφώσεων με 2DUS STE μεταξύ ΑΚΑ διαφορετικών διαμέτρων, συμπέραναν ότι η αναδιαμόρφωση των μεγαλύτερων ΑΚΑ καθιστά το ανευρυσματικό τοίχωμα πιο σκληρό.

Η μέθοδος M-mode ως μονοδιάστατη και εξαρτώμενη από τη γωνία πρόσπτωσης, αδυνατεί να υπολογίσει τις παραμέτρους ελαστικότητας του τοιχώματος ΑΚΑ με ελικώσεις και ιδιαίτερη ανατομία.

Οι πρώιμοι δείκτες λειτουργικών αλλαγών των βιομηχανικών ιδιοτήτων του τοιχώματος, όπως ο δείκτης β, το μέτρο ελαστικότητας και η διατασιμότητα, υποδηλώνουν διαταραχή της διατασιμότητας του τοιχώματος, που οδηγεί σε συστηματικές και τοπικές βλάβες και μπορούν να υπολογιστούν εύκολα και γρήγορα μέσω 2DUS ή και M-mode απεικόνισης της αλλαγής των συστολικών και διαστολικών διαμέτρων, στο περιορισμένου εύρους πεδίο τομών του υπό εξέταση τμήματος του τοιχώματος του ΑΚΑ.

Η χαρακτηριστική ετερογένεια της δομικής κατάστασης και των απότοκων μηχανικών ιδιοτήτων του ανευρυσματικού τοιχώματος στον ίδιο τον ασθενή, πόσο δε μάλλον και σε διαφορετικούς ασθενείς πιθανολογείται ως η αιτία των διάφορων αποτελεσμάτων σχετικά με τη συσχέτιση των ιδιοτήτων του τοιχώματος, τη διάμετρο των ΑΚΑ, το ρυθμό αύξησης και την πιθανότητα ρήξης (Wilson et al 2003, Sonesson et al 1999, Hoegh A et al 2009, Di Martino ES et al 2006, Lorenzen et al 2021).

Η σημασία των βιομηχανικών προσομοιώσεων στην κατανόηση των συνδέσεων που υπάρχουν ανάμεσα σε μηχανικούς παράγοντες, βιολογικές λειτουργίες και ρίσκο και κατ' επέκταση στην κατανόηση της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου είχε επισημανθεί εδώ και πάνω από 2 δεκαετίες (E. D. Martino et al 1998, D. a. Vorp et al 1998).

Μια πιο ολοκληρωμένη περιγραφή του αορτικού τοιχώματος, της δομής, της κίνησης και των ιδιοτήτων του, απαιτεί μια δυναμική, κατά τον καρδιακό κύκλο, τοπογραφική ανάλυση της ανατομίας και της κίνησης του τοιχώματος σε 3 διαστάσεις, απεικονίζοντας και υπολογίζοντας την ακτινική, επιμήκη και περιμετρική παραμόρφωση.

Η γερμανική ομάδα βιομηχανικής μελέτης του ανευρυσματικού τοιχώματος (Bihari, Wittek, Karatolios, Derwich), εστίασαν στη σημασία της παραμόρφωσης και διατασιμότητας του ανευρυσματικού τοιχώματος στην εξέλιξη της νόσου. Αφού πρώτα πιστοποίησε τη δυνατότητα και την ακρίβεια υπολογισμού της 3DUS STE μεθόδου στην απεικόνιση της δυναμικής κίνησης του αορτικού τοιχώματος ολόκληρου του ΑΚΑ (Bihari et al 2013), εξέλιξε στη συνέχεια υπολογιστική μέθοδο επεξεργασίας των 3DUS STE δεδομένων παραμόρφωσης του τοιχώματος, μέσω FEA, η οποία αύξησε τη χωρική ανάλυση και οδήγησε στην ανίχνευση πιο υψηλών τιμών τοπικών μέγιστων παραμορφώσεων (Karatolios et al 2013), ανεξάρτητα των ιδιοτήτων του τοιχώματος ως υλικό και της χωρικής κατανομής του πάχους του τοιχώματος, και έθεσε τη βάση για τη δημιουργία νέων δεικτών μελέτης των ιδιοτήτων του ανευρυσματικού τοιχώματος βασισμένων στην χρονική κίνηση του τοιχώματος και τον δείκτη ετερογένειας.

Μέσω 4DUS τεχνικής απεικόνισης που περιλαμβάνει τη στατική τρισδιάστατη γεωμετρία (3DUS) καθώς και τη δυναμική της κίνησης του τοιχώματος αναλυμένη στο χρόνο (STE) μελέτησαν την “κινηματική” του τοιχώματος με τους δείκτες παραμόρφωσης, διατασιμότητας και ετερογένειας, σε υγιείς, ηλικιωμένες αορτές και σε ανευρύσματα και κατέληξαν **με τη θεώρηση πως τοπικές περιοχές με πολύ αυξημένη παραμόρφωση και διατασιμότητα σε ένα σκληρό ανευρυσματικό τοίχωμα μπορεί να είναι σημεία με πιθανό κίνδυνο ρήξης.**

Επιπρόσθετα, η πιο αυξημένη μέγιστη περιμετρική παραμόρφωση αναγνωρίστηκε στο οπίσθιο τοίχωμα του σάκου και του αυχένα (Derwich et al 2020). Σημεία ρήξης ΑΚΑ στο οπίσθιο και οπισθοπλάγιο τοίχωμα ραγέντων μη χειρουργημένων ΑΚΑ έχουν βρεθεί από νεκροτομικές μελέτες σύμφωνα με τους Darling και συνεργάτες (**Darling et al 1977**). Συνεπώς, η μελέτη της κινηματικής του τοιχώματος με 4DUS μπορεί να αποτελέσει ένα ανεξάρτητο κριτήριο διαχωρισμού μεταξύ υγιών και ανευρυσματικών ιστών στη μελέτη της μηχανικής σταθερότητας του ΑΚΑ και επίσης είναι πιθανή μια μελλοντική χρήση των δεικτών αυτών σε μοντέλα ρίσκου ρήξης. Ανασταλτικοί παράγοντες στην απεικόνιση της αορτής και της κινητικότητας του τοιχώματός της και κατ’ επέκταση στον υπολογισμό των τοπικών και συνολικών παραμορφώσεων της αποτελούν οι αθηρωματικές πλάκες ή οι επασβεστώσεις του ανευρυσματικού τοιχώματος που προκαλούν παραποίηση της εικόνας, οι αδύνατοι ασθενείς λόγω της μικρής απόστασης του ηχοβολέα από την αορτή, κάτι που σε περιπτώσεις μεγάλων ανευρυσμάτων δεν επιτρέπει την απεικόνιση όλων των σημείων του τοιχώματος καθώς και τα άγνωστα δεδομένα σχετικά με τις ελαστικές ιδιότητες, το πάχος του τοιχώματος και την υπάρχουσα προφορτισμένη τάση στην οποία βρίσκεται το τοίχωμα κατά τη διάρκεια της διαστολικής φάσης, της αρχής των μετρήσεων μετατόπισης του τοιχώματος.

Η πιο μελετημένη και έγκυρη μέθοδος πρόβλεψης ρίσκου ρήξης είναι η σύγκριση της μέγιστης καταπόνησης - τάσης του τοιχώματος (peak wall stress) (PWS), υπολογισμένης από FEA μέσω CT, με την εκτιμώμενη τιμή αντοχής του τοιχώματος (**Fillinger et al 2003, Vorp et al 2003**). Ο ακριβής υπολογισμός της PWS προαπαιτεί γνώση των ελαστικών ιδιοτήτων, οι οποίες μπορούν εύκολα να υπολογιστούν μέσω των σχέσεων τάσης-παραμόρφωσης. Η 3DUS STE, παρέχει υψηλή δυνατότητα υπολογισμού της τοπικής παραμόρφωσης, μέσω της οποίας μπορούν να υπολογιστούν οι τοπικές ελαστικές ιδιότητες και μέσω αυτών να υπολογιστούν με μεγαλύτερη ακρίβεια οι μέγιστες τοπικές τοιχωματικές τάσεις.

Η ολλανδική ομάδα υπερηχογραφικής μελέτης των βιομηχανικών ιδιοτήτων της αορτής (Kok, van Disseldorp, Petterson, Nievergeld, Sjoerdsma, Jansen) έχει δώσει βάρος στη βελτίωση και εξέλιξη της εξατομικευμένης μελέτης και αξιολόγησης της ανευρυσματικής νόσου μέσω PWS βάσει υπερηχογραφικών δεδομένων από 4DUS. Αξιοποιώντας τη δυναμική απεικόνιση της κίνησης, χρησιμοποίησαν περισσότερα δεδομένα, σχετικά με τις ιδιότητες του τοιχώματος, στο υπολογιστικό μοντέλο προσομοίωσης, με αποτέλεσμα την πληρέστερη κατανομή και υπολογισμό των τοιχωματικών τάσεων και την αξιολόγηση της κατανομής αυτών, της σχέσης τους με τη μέγιστη διάμετρο και την εκτίμηση κινδύνου ρήξης, σε σύγκριση με τα δεδομένα από CT.

Στην προσπάθεια βελτίωσης του πεδίου απεικόνισης και της ανάλυσης, ειδικά σε περιπτώσεις μεγάλων ΑΚΑ, δοκιμάστηκε η μέθοδος της σύζευξης πολυπροοπτικών εικόνων και η αυτόματη διαμερισματοποίηση του ΑΚΑ (αποφυγή της χειροκίνητης εξάρτησης του εξεταστή) με σκοπό την ανάλυση όλου του μήκους του ΑΚΑ από τον αυχένα μέχρι το διχασμό και τις λαγόνιες

αρτηρίες και σύγκριση της ανάλυσης των τάσεων με αξονικές. Η μέθοδος πέτυχε όχι μόνο την αύξηση του πεδίου απεικόνισης αλλά επετεύχθη και καλύτερη συμφωνία των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων συγκριτικά με μια μονή λήψη 3DUS. Με τη βελτίωση της σύζευξης εικόνων και της αύξησης του πεδίου απεικόνισης, οι τιμές των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων πλησίασαν τις τιμές αναφοράς των αξονικών, γεγονός που προσδίδει μεγαλύτερη ακρίβεια στη FEA των τάσεων. Η ίδια ομάδα μελέτησε τη συμμετοχή του πεδίου απεικόνισης στην ανάλυση των τάσεων και συμπεράνανε πως ακόμη και σε συνθήκες μειωμένου πεδίου, δύναται να πραγματοποιηθεί αξιόπιστη με 3DUS ανίχνευση και ποσοτικοποίηση των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων.

Η ανευρυσματική νόσος προκαλεί αύξηση της αορτικής σκληρότητας σε πρώιμα στάδια κάτι που συνεπάγεται και συμφωνεί με τη μειωμένη μέση παραμόρφωση που ανέδειξαν οι Derwich et al. Επιπλέον τα μεγαλύτερα ΑΚΑ φάνηκε πως έχουν πιο σκληρά χαρακτηριστικά σε σχέση με τα μικρότερα. Τα στοιχεία της ανάλυσης δείξαν θετική συσχέτιση των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων με τη διάμετρο και επίσης παρατηρήθηκαν ΑΚΑ τα οποία εμφάνιζαν πιο υψηλές τοιχωματικές τάσεις συγκριτικά με ΑΚΑ ίδιας διαμέτρου, στοιχείο που δυνητικά μπορεί να εξηγήσει την παρουσία μεγαλύτερου κινδύνου ρήξης σε αυτά τα ΑΚΑ, αλλά και τη σημασία της εύκολα πραγματοποιήσιμης, μη επεμβατικής και χρόνιας παρακολούθησης και βιομηχανικής μελέτης των ΑΚΑ.

Μεγάλη σημασία στη δημιουργία ενός λειτουργικού και αξιόπιστου υπολογιστικού μοντέλου έχουν τα δεδομένα που θα επιλυθούν και το είδος του μαθηματικού μοντέλου που θα χρησιμοποιηθεί να τα αναλύσει. Η αορτή είναι ένας ιστός ανισοτροπικός, ετερογενής και ιξωδοελαστικός, ο οποίος δέχεται μεγάλες παραμορφώσεις και υπόκειται σε διεργασίες αύξησης και αναδιαμόρφωσης βάση των δομικών του στοιχείων, της αιματικής ροής και πίεσης και των περιβάλλοντων ιστών.

Η ανάλυση της υπερηχογραφικής εικόνας είναι καίριας σημασίας στην εξαγωγή ορθών δεδομένων. Για το λόγο αυτό η αύξηση της ανάλυσης σχετίζεται άμεσα με τις τεχνολογικές και υπολογιστικές δυνατότητες των υπερηχογραφικών συστημάτων, μέσω αύξησης της ταχύτητας λήψης εικόνων (frame rate), την λήψη εικόνων σε 3 διαστάσεις, την αύξηση του πεδίου απεικόνισης και της ανάλυσης της κίνησης του τοιχώματος.

Την επίδραση της συμμετοχής των περιβάλλοντων της αορτής μαλακών ιστών και της σπονδυλικής στήλης στον υπολογισμό των μηχανικών παραμέτρων της αορτής, μέσω FEA από υπερηχογραφικά δεδομένα, μελέτησαν οι Petterson και συνεργάτες.

Η προσθήκη των μαλακών ιστών επέφερε μείωση της μέγιστης τοιχωματικής τάσης χωρίς ιδιαίτερη μείωση της μέσης τάσης, γεγονός που δηλώνει πιθανή ομογενοποίηση των τάσεων καθόλο το μήκος της αορτής. Παρόμοια μείωση στην τοιχωματική τάση παρατήρησε και ο Speelman και συνεργάτες (Speelman et al 2010) μετά την προσθήκη ενδοαυλικού θρόμβου στο υπολογιστικό μοντέλο. Ο συντελεστής διάτμησης μειώθηκε με την προσθήκη περιβάλλοντων μαλακών ιστών, πιθανά λόγω απορρόφησης των τάσεων από τους ιστούς. Η εισαγωγή της σπονδυλικής στήλης αύξησε σημαντικά τις διατμητικές τάσεις του οπισθίου τοιχώματος, γεγονός που οδηγεί σε ανάγκη περαιτέρω μελέτης της συμμετοχής των διατμητικών τάσεων στις ρήξεις, αναλογιζόμενοι τα ευρήματα του Darling (Darling et al) και την παρατήρηση των περιπτώσεων ρήξης κυρίως στο οπίσθιο τοίχωμα κοντά στη σπονδυλική στήλη.

Συνεπώς η προσθήκη των περίξ ιστών αποδίδει μεγαλύτερη συμφωνία μεταξύ του μοντέλου και των υπερηχογραφικών δεδομένων, προσφέροντας με αυτόν τον τρόπο ακριβέστερα δεδομένα στην εξατομικευμένη μελέτη κινδύνου ρήξης.

Στη σημασία της μελέτης του ενδοαυλικού θρόμβου και της συμμετοχής του στην εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου (Metaxa et al 2018) εστίασε και η Nievergeld και συνεργάτες μελετώντας με 3DUS +t τη γεωμετρία και τις μηχανικές ιδιότητες αορτικού τοιχώματος και θρόμβου. Ο ενδοαυλικός θρόμβος φάνηκε ότι αυξάνει τη σκληρότητα του αορτικού τοιχώματος όμως η απεικόνισή του δεν κατέστη επαρκής με τη συγκεκριμένη υπερηχογραφική μέθοδο και η εξέλιξη της υπερηχογραφικής ανάλυσης αναμένεται να βοηθήσει στην εξαγωγή περισσότερων συμπερασμάτων. Σε αυτή την αναζήτηση βελτίωσης της ανάλυσης της εικόνας και των υπερηχογραφικών δεδομένων οι Sjoerdsma και συνεργάτες δημιούργησαν μία μέθοδο που θα αυξήσει το πεδίο απεικόνισης και τη χρονική ανάλυση. Ενώνοντας και συγχρονίζοντας πολλαπλούς σφυγμικούς κύκλους σε ένα τεχνητό κύκλο, κατάφεραν να αυξήσουν τη χρονική ανάλυση και να αυξήσουν το ποσοστό λήψεων εικόνας (frame rate). Επιπρόσθετα αύξησαν το πεδίο απεικόνισης μέσω συγχώνευσης πολυπροοπτικών υπερηχογραφικών δεδομένων με χρήση αλγορίθμων χωρικής και χρονικής καταγραφής και σύζευξης. Με αυτή τη μέθοδο θα μπορούν να αναλυθούν δεδομένα πολλαπλών θέσεων λήψης με ταυτόχρονη υψηλή χρονική ανάλυση σε ευρύτερο πεδίο απεικόνισης.

Μια νέα προσέγγιση στην αξιολόγηση της διατασιμότητας των ΑΚΑ, περιγράφηκε από τους Jansen και συνεργάτες, οι οποίοι χρησιμοποίησαν 2DUS freehand απεικόνιση με ηλεκτρομαγνητικό εντοπισμό 3D προσανατολισμού (Curefab, Munich, Germany). Αυτή η νέα τεχνολογία υπερήχων ανέδειξε καλή ομοιότητα γεωμετριών με την αξονική και τα αποτελέσματά τους πλησίαζαν αυτά μελετών με matrix ηχοβολέα 3DUS. Το υψηλό frame rate σε συνδυασμό με την επεξεργασία της εικόνας προσφέρει καλή απεικόνιση της κίνησης του τοιχώματος και κατ'επέκταση αξιολόγηση της τοπικής διατασιμότητας.

7. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η μηχανική προσέγγιση της ρήξης του ανευρύσματος περιλαμβάνει την ισορροπία μεταξύ της τάσης του τοιχώματος και της αντοχής αυτού σε ένα εύρος ανευρυσματικού τοιχώματος που χαρακτηρίζεται από διάχυτη τοπική ετερογένεια κατανομής τάσεων, παραμορφώσεων και δομικής εκφύλισης, αδυνατίσματος και μειωμένης αντοχής του τοιχώματος. Κρίνεται λοιπόν αναγκαία η μελέτη των βιομηχανικών ιδιοτήτων του ανευρυσματικού τοιχώματος και ο βαθμός και ο τρόπος με τον οποίο επηρεάζουν την εξέλιξη και ακεραιότητα του ανευρύσματος.

Η τεχνολογική εξέλιξη της υπερηχογραφικής απεικόνισης, μέσω αύξησης της ανάλυσης των εικόνων και του εύρους του πεδίου απεικόνισης και τα προτερήματα της χρήσης των υπερήχων, όπως το χαμηλό κόστος, η φιλική προς τον ασθενή χρήση, η ευκολία επανάληψης και συνεπώς η δυνατότητα διενέργειας μακροχρόνιων μελετών παρακολούθησης ασθενών, σε συνδυασμό με τη δυνατότητα λήψης γεωμετρικών, αιμοδυναμικών αλλά και δεδομένων από την παρατήρηση της παραμόρφωσης του αορτικού τοιχώματος σε αληθινό χρόνο και σε 3 διαστάσεις,

προσδίδουν μια ενδιαφέρουσα λύση στη μελέτη των ιδιοτήτων του αορτικού τοιχώματος και της αιματικής ροής και κατ' επέκταση στην προσπάθεια ανάλυσης του εξατομικευμένου ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης του ΑΚΑ.

Η όσο πιο πιστή στην πραγματικότητα εισαγωγή δεδομένων στα μοντέλα προσομοίωσης θα προσδώσει αποτελέσματα τόσο πιο αντιπροσωπευτικά στις αληθινές συνθήκες με επακόλουθο όμως υπολογιστικό φορτίο και κόστος. Η ανάλυση των δεδομένων προσομοιωτικών μοντέλων βάσει φυσικών ιδιοτήτων, τα οποία φυσικά μοντέλα περιλαμβάνουν πολλαπλές παραμέτρους και πολύπλοκες συνδέσεις μεταξύ τους, θα πρέπει να υποστηριχθεί από πιο εξελιγμένα υπολογιστικά συστήματα, νέους και πιο ευέλικτους αλγόριθμους, ακριβή δεδομένα αυξημένης ανάλυσης απεικόνισης (τμηματικό πάχος τοιχώματος) αλλά και δεδομένα μακροσκελών μελετών παρακολούθησης και ex vivo μελετών των αντοχών και ιδιοτήτων του ανευρυσματικού τοιχώματος και κυρίως αυτών υπό ρήξη, που θα θέσουν βάσεις σύγκρισης δομών και ιδιοτήτων.

Οι υπερηχογραφικές τεχνικές δύνανται να απεικονίσουν, με συνεχώς βελτιωμένη ανάλυση εικόνων και δεδομένων (αυξημένο frame rate και εύρους του πεδίου απεικόνισης), τη δομή και την κινητικότητα του ανευρυσματικού τοιχώματος σε αληθινό χρόνο.

Μέσω των νεότερων υπερηχογραφικών συστημάτων free hand με μαγνητικό ή οπτικό σύστημα 3D ανίχνευσης και τομογραφικό υπέρηχο, η πολυπλοκότητα και ο χρόνος εξέτασης μειώνονται, και σε συνδυασμό και με τα ακριβή δεδομένα ανάκτησης που αφορούν στις μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος της αορτής, αυτά τα νέα συστήματα αποτελούν μια ενδιαφέρουσα πιθανή επιλογή για την καθημερινή κλινική πράξη.

Η σύμπτυξη υπερηχογραφικών τεχνικών και μεθόδων, ο αυτοματισμός της διαμερισματοποίησης της αορτής και ο φιλόδοξος αλλά και άγνωστος ρόλος της δυνατότητας επεξεργασίας "πεπερασμένων" δεδομένων από τα εργαλεία Τεχνητής Νοημοσύνης καθώς και η αναγκαία διεπιστημονική συνεργασία που απαιτείται από τομείς ιατρικής, βιομηχανικής και επιστημών πληροφορικής, ηλεκτρονικών υπολογιστών και υπολογιστικών συστημάτων, είναι ο απαραίτητος συνδυασμός για την επιτυχή εκπλήρωση του στόχου της μετάφρασης της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου, της δημιουργίας εξατομικευμένων ανά ασθενή και ανεύρυσμα μοντέλων ρυθμού αύξησης και κινδύνου ρήξης και της εύκολης και ασφαλούς δυνατότητας απεικονιστικού ελέγχου, παρακολούθησης και εκτίμησης μέσω υπερηχογραφικών μεθόδων.

Θα χρειαστούν περισσότερες και μεγαλύτερες σε διάρκεια παρακολούθησης και αριθμό ασθενών μελέτες για τη σωστή αξιολόγηση των μηχανικών ιδιοτήτων του ανευρυσματικού τοιχώματος της κοιλιακής αορτής και τη συμμετοχή τους στην εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου και οι υπερηχογραφικές τεχνικές φαίνεται πως μπορούν με ασφάλεια, ευκολία επαναληψιμότητας και εκτέλεσης και ακρίβεια να παρέχουν τα απαραίτητα προς επεξεργασία δεδομένα.

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΠΠ : Περιμετρική Παραμόρφωση

ΕΠ: Επιμήκης Παραμόρφωση

ΑκτΠ : Ακτινική Παραμόρφωση

ΑΠβρ :Αρτηριακή Πίεση βραχίονα

CT : αξονική τομογραφία

US : υπερηχοτομογραφία

FEA : ανάλυση πεπερασμένων σημείων

ΤΤ: Τοιχωματική Τάση

ΑορΣκλ : Αορτική σκληρότητα

ΗΚΓ: Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Ερ : μέτρο ελαστικότητας

ST: speckle tracking (ανίχνευση στιγμάτων)

SI: similarity index (δείκτης ομοιότητας)

DUS: DUPLEX ULTRASOUND

ΠΙΝΑΚΑΣ ΜΕΛΕΤΩΝ

ΣΥΓΓΡΑΦΕΑΣ	ΕΤΟΣ	U/S ΜΕΘΟΔΟΣ	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ
Long et al	2005	TDI	56 ασθενείς με ΑΚΑ Προοπτική μελέτη μεγέθους διάτασης , ενδοτικότητας, μέτρου ελαστικότητας και σκληρότητας τοιχώματος και συσχέτιση με τη μέγιστη διάμετρο του ΑΚΑ	• Θετική γραμμική συσχέτιση μεταξύ μέγιστης διαμέτρου και τμηματικής ενδοτικότητας και διατασιμότητας • ($p<0.001$) αλλά όχι με ελαστικότητα και σκληρότητα ($p=0.37$, $p=0.22$ αντίστοιχα) • Μεγαλύτερη διάταση και ενδοτικότητα σε μεγαλύτερα ΑΚΑ ($>45\text{mm}$ vs $<45\text{mm}$ $p<0.0002$ vs $p<0,004$) • Μείωση ελαστικότητας και σκληρότητας στα μεγαλύτερα ΑΚΑ ($p<0.43$, $p,0.24$)
Brekken et al	2006	2D US M-mode	Ανάπτυξη και αξιολόγηση ημιαυτόματης μεθόδου ανάλυσης ΠΠ ΑΚΑ με 2D US και M-mode σε 10 ασθενείς	• Δυνατότητα συλλογής μέσω της μεθόδου κλινικών δεδομένων με ακρίβεια • Ετερογένεια ΠΠ στο τοίχωμα • Απουσία συνδιακύμανσης ΠΠ με ΜΔ
Long et al	2009	TDI	25ασθ. προ EVAR EVAR 1 μήνα μετά EVAR Εξέλιξη ενδοτικότητας και διαμέτρου και μεταξύ τους σχέση	• Μείωση ενδοτικότητας μετά EVAR • Καμία συσχέτιση μεταξύ μείωσης ενδοτικότητας και μείωσης διαμέτρου
Brekken et al	2012		Simulation model technical	
Bihari et al	2013	3DUS ST	Επικύρωση in vitro μοντέλου για μετρήσεις παραμόρφωσης με 3DUS και μελέτη 5 ασθενών	• 3DUS ST δύναται να υπολογίσει με χωρο χρονική ακρίβεια την τοιχωματική παραμόρφωση ΑΚΑ • Ετερογένεια αορτικού τοιχώματος
Karatolios	2013	3DUS ST FEA	Υπολογισμός ΕΠ και ΠΠ 6 υγιών και 2 ΑΚΑ, με 3D STUS και FEA, καθορισμός δεικτών χωρικής ετερογένειας και	• Η μεγαλύτερη χωρική ανάλυση της εικόνας παραμόρφωσης αποδίδει πιο υψηλές τιμές τοπικής μέγιστης παραμόρφωσης

			συστολικής δυσσυγχρονίας	ΑΚΑ μειωμένη μέση παραμόρφωση, αυξημένη χωρική ετερογένεια, πιο έντονη χρονική δυσσυγχρονία και καθυστερημένη συστολή
Wittek et al	2013	3DUS ST FEA	Υπολογισμός ιδιοτήτων των υλικών ανάστροφα μέσω κίνησης τοιχώματος και παραμόρφωσης	
Taniguchi	2014	Συγκριτική μελέτη		
Kok et al	2015	3D US Συγκριτική μελέτη	Σύγκριση TT (FEA) 12 ασθενών με ΑΚΑ μέσω δεδομένων γεωμετρίας από 3DUS και CT	- καλή ομοιότητα 3D γεωμετρίας μεταξύ 3DUS και CT (similarity index of 0.75 με 0.91), - τιμές TT σύμφωνες με βιβλιογραφία, - καλή συμφωνία μέσων τιμών TT - υπερεκτίμηση TT μέσω 3DUS στις περιοχές υψηλότερων TT
Batagini et al	2016	2DUS ST 3DUS Προοπτική μελέτη	3 ομάδες 1.Χωρίς ΑΚΑ N=31 2.Μικρό ΑΚΑ N=46 (3-5,5εκ) 3.Μεγάλο ΑΚΑ N=31 (>5,5εκ) Μέτρηση όγκου (3D) και βιομηχανικών παραμέτρων (2DST) (περιμετρική παραμόρφωση και καθολική περιστροφή)	- ΠΠ 1>2,3 P<.001 - Μέση καθολική μέγιστη περιστροφή 1>2 > 3 - Καλή συσχέτιση μέτρησης όγκου μεταξύ 3DUS και CT - Παραμόρφωση οπισθίου τοιχώματος > από προσθίου στην ομάδα 3(p=0.003)

Derwich et al	2016	4DUS ST Συγκριτική μελέτη	Έλεγχος κατανομής τοιχωματικής παραμόρφωσης σε 67 ασθενείς 3 ομάδων 1.<60χρ. χωρίς AKA (21) 2. >60χρ χωρίς AKA (25) 3. AKA (19)	- Αυξημένη ετερογενής και δυσσύγχρονη τοιχωματική παραμόρφωση με την αύξηση της ηλικίας ή την παρουσία ανευρύσματος. - Μεγαλύτερη μέση παραμόρφωση στους νεότερους
Van Disseldorp et al	2016	3DUS FEA	Επιδραση χαμηλού πεδίου απεικόνισης στη μέτρηση PWS	Δυνατότητα κατανομής και μέτρησης PWS και με χαμηλό πεδίο απεικόνισης
Van Disseldorp et al	2016b	4DUS FEA	4DUS 40pts ανάλυση τάσεων και σύγκριση με 7 αξονικές	- Μπορούν να υπολογιστούν οι ιδότητες του υλικού - μπορεί με 4DUS να γίνει ανάλυση τάσεων
Owen et al	2016	3DUS vs CT	Υπολογιστική ρευστοδυναμική μέσω δεδομένων γεωμετρίας AKA ,στον ίδιο ασθενή , με χρήση 3D US και CT	Mesh quality analysis found that Taubin's low-pass filter to be the most optimal commercially available smoothing algorithm producing high-quality faces
Lowe et al	2016	3DUS	Ανασκόπηση χρήσης 3DUS στη διαχείριση των AKA	Εργαστηριακό εργαλείο Ανάγκη περισσότερων μελετών Προοπτική εξέλιξης
Ioannou et al	2016	M-mode προοπτική μελέτη	έμμεση αξιολόγηση της ενδοανευρυσματικής πίεσης του σάκου, μέσω της καταγραφής της σφυγμικής κίνησης του αορτικού τοιχώματος, με τη χρήση M-mode US πριν και μετά από την ενδαγγειακή αποκατάσταση AKA σε μία ομάδα 20 ασθενών.	σημαντική μετεγχειρητική μείωση της τοιχωματικής σφυγμικής κίνησης (Pulse Wave Motion, PWM) όπως και της πίεσης σφυγμού στον ανευρυσματικό σάκο. Η μείωση της πίεσης ήταν σχεδόν όμοια μεταξύ των ομάδων με ενδοδιαφυγή και χωρίς (79% vs 75%, p=0.65), αλλά σημαντικά μεγαλύτερη στην ομάδα μη διάτασης του σάκου (79.5%) σε σχέση με την ομάδα διάτασης (50%, p=0.008).
Van Disseldorp et al	2018	4DUS 3DST Συγκριτική μελέτη	Συγκριτική μελέτη μέτρησης ΑορΣκλ και TT σε 30υγιείς (10<30χρ, 20>55χρ) και 65 AKA	Σημαντική αύξηση ΑορΣκλ μεταξύ υγιών [median 0.58, interquartile range (IQR) 0.48–0.71 kPa_m] και

			(25μικρά 20μεσαία , 25μεγάλα) Δεδομένα αορτικής γεωμετρίας και κίνησης τοιχώματος μέσω 3D STE. Δημιουργία FE μοντέλων και μέτρηση TT	ασθενών με μικρά ΑΚΑ (median 1.84, IQR 1.38–2.46 kPa_m; P < 0.001) - Αύξηση ΑορΣκλ μεταξύ μικρών και μεγάλων ΑΚΑ (median 2.72, IQR 1.99–3.14 kPa_m; P = 0.01 99% TT έδειξε θετική συσχέτιση με τη διάμετρο(q = 0.73, P < 0.001 και σημαντικές διαφορές μεταξύ υγιών και ασθενών με ΑΚΑ
Wittek et al	2018	4DUS ST+ ΑΠ Συγκριτική μελέτη	<40χρ, N=19 >60χρ, N=20 ΑΚΑ, N=22 Υπολογισμός μέγιστης και μέσης παραμόρφωσης και διατασιμότητας και κατανομή τους	- Με την αύξηση της ηλικίας και το ΑΚΑ η μέση διατασιμότητα μικραίνει και η ετερογένεια αυξάνει . - Γραμμική συσχέτιση κάποιων δεικτών διατασιμότητας ανάλογα με ηλικία και διαμέτρο σε νέους και ηλικιωμένους. Καμία συσχέτιση στους με ΑΚΑ
Petterson et al	2019	3DUS -ST	Δημιουργία FE μοντέλων με χρήση γεωμετρικών δεδομένων από 3DUS 7ΑΚΑ και 11 Υγιείς 1. μοντέλο μόνο αορτής 2. μοντέλο με υποστηρικτικούς ιστούς (μαλακοί ιστοί και σπονδ/κή στήλη) Παραμόρφωση, τάση και μέτρο διάτμησης μετρήθηκαν και συγκρίθηκαν	- Μέγιστη και 99-percentile Von Mises Stress μειώθηκαν 23-30 % με την προσθήκη των ιστών - Μείωση 12-20% διατμητικής τάσης - Διατμητικές τάσεις υψηλότερες στο αορτικό τοίχωμα κοντά στη ΣΣ συγκριτικά με το πρόσθιο
Derwich et al	2020	4DUS st Προοπτική μελέτη	Προοπτική μελέτη 56 ασθενών με ΑΚΑ Υπολογισμός τοπικών περιμετρικών , επιμήκων και διατμητικών	Σάκος με χαμηλότερη μέση παραμόρφωση και υψηλότερη ετερογένεια σε όλα τα είδη παραμόρφωσης (p<.001)

			παραμορφώσεων αυχένα και σάκου	- Υψηλότερη μέγιστη περιμετρική παραμόρφωση στο οπίσθιο τοίχωμα σάκου και αυχένα - Μικρότερη επιμήκης παραμόρφωση σε αύξηση της διαμέτρου ($p < 0.10$)
Mantella et al	2020	Doppler TDI ST	Review	
Van Disseldorp et al	2020	3DUS Fusion Multiperspective Συγκριτική μελέτη	Σύγκριση δεδομένων γεωμετρίας ΑΚΑ και ΤΤ από 3DUS με αυτόματη διαμερισματοποίηση και συγχώνευση προοπτικών εικόνων και δεδομένων CT σε 40 ασθενείς με ΑΚΑ και μέτρηση ΤΤ με FEA	- Ανάδειξη καλής γεωμετρικής ομοιότητας μεταξύ των δεδομένων 3DUS και CT similarity index (SI) of 0.89 - ΤΤ μέσω συγχώνευσης προοπτικών εικόνων 3DUS μεγαλύτερη ομοιότητα με CT σε σχέση με μονό 3DUS - Μεγαλύτερη ομοιότητα ΤΤ CT με 3DUS Fusion Multiperspective συγκριτικά με απλό 3DUS
Petterson et al	2020	3DUS	Σύζευξη πολυπροοπτικών εικόνων	
Petterson et al	2021	Multiperspective 2DUS 3DUS	The multi-perspective, high resolution, 2-D biplane ultrasound vs 3D /κυκλική παραμόρφωση	

Ning et al	2021	2DUS ST M-mode Συγκριτική μελέτη	Σύγκριση και ανάλυση παραμέτρων ΑορΣκλ μέσω M-mode δεδομένων και ΕΠ μέσω 2DST σε 51 ασθ. με μικρό ΑΚΑ (<55mm) και 40 με μεγάλο ΑΚΑ (>55mm).	- Τα μεγάλα ΑΚΑ είχαν μικρότερη ΕΠ πρόσθιου και οπίσθιου τοιχώματος - Μόνο η πρόσθια ΕΠ συσχετίστηκε με το M-mode - Μεγάλη διαγνωστική αξία της ΕΠ (ειδικά πρόσθια) στο διαχωρισμό μικρών και μεγάλων ΑΚΑ
Lorenzen et al	2021	2DUS cine loop +ΗΚΓ +ΑΠ	προοπτική ανάλυση δεδομένων ΑΚΑ 326 ασθενών μετρηση αορτικής σκληρότητας και σχέση με αύξηση ΑΚΑ	Καμία συσχέτιση ΑορΣκλ με αύξηση ΑΚΑ σε ένα χρόνο
Li et al	2021	2DUS +ΗΚΓ+ΑΠ STE M-mode Συγκριτική μελέτη	87 ασθενείς με ΑΚΑ 1. 46 μικρό ΑΚΑ (<5,5εκ) 2. 41 μεγάλο ΑΚΑ (>5,5εκ) Μορφολογικές μετρήσεις - Μέγιστης διαμέτρου(ΜΔ) - Τελοδιαστολικού και τελοσυστολικού χώρου - Μέγεθος – πάχος ενδοαυλικού θρόμβου Μέσω STE υπολογισμός περιμετρικής παραμόρφωσης σε 6 ισοδιαιρεμένα τμήματα της αορτής στη ΜΔ Συγκρίσεις τιμών μεταξύ ΑΚΑ διαφορετικών διαμέτρων	Τα μεγάλα ανευρύσματα (>5.5εκ) εμφάνισαν χαμηλότερη καθολική και τμηματική παραμόρφωση σε σχέση με τα μικρά (<5.5εκ) ($p < .05$) Στην ομάδα των μικρών ανευρυσμάτων η καθολική παραμόρφωση αλλά και οι τμηματικές παραμορφώσεις στα τμήματα 1, 3 και 5 ήταν μικρότερες στα ΑΚΑ >4.5εκ σε σχέση με τα ΑΚΑ <4.5εκ ($p < .05$). Στην αντίστοιχη όμως σύγκριση των μεγαλύτερων ανευρυσμάτων ΑΚΑ<6.5εκ και ΑΚΑ>6.5εκ δεν παρουσιάστηκε κάποια σημαντική διαφορά στις παραμορφώσεις τους. Στην ανάλυση συσχέτισης αναδείχθηκε αρνητική σχέση της καθολικής παραμόρφωσης με τη μέγιστη διάμετρο, τον τελοσυστολικό και τελοδιαστολικό χώρο ($P < .05$).

Wu et al	2021	M-mode B-mode Doppler TDI, ST	Review	
Sjoerdsma et al	2022	3DUS multiperspective Πρωτότυπη εργασία	Χωροχρονική καταγραφή πολυπροοπτικών 3D εικόνων AKA	The objective of this study was to create a method to increase both the field of view and temporal resolution of AAA US acquisitions. The workflow proposed includes multi-perspective ultrasound acquisitions and temporal sequencing, temporal and spatial registration and fusion algorithms
Khan et al	2022	tUS 3DUS	προοπτική μελέτη, 128 ασθενείς με AKA και αύξηση της διαμέτρου υπό υπερηχογραφική 2ετή παρακολούθηση, 2D και 3D US. Μετρήθηκαν η διάμετρος, η επιφάνεια εγκάρσιας διατομής, το μήκος, ο όγκος, το πάχος/όγκος του τοιχώματος και ο ενδοαυλικός θρόμβος. Υπολογίστηκαν επίσης η διατασιμότητα (παραμόρφωση και η σκληρότητα) και η σφυγμικότητα.	Στα αποτελέσματά τους, η αύξηση του AKA σχετίστηκε σημαντικά με τη διάμετρο ($r\ 0.43$, $P < 0.01$) και την επιφάνεια εγκάρσιας διατομής ($r\ 0.42$, $P < 0.01$). Η αύξηση του AKA σχετίστηκε πιο πολύ με τον όγκο του AKA σε σχέση με τη διάμετρο ($r\ 0.46$, $P < 0.01$). Ο όγκος του τοιχώματος σχετίστηκε αντιστρόφως ανάλογα με την αύξηση του AKA $r\ 0.43$ ($P < 0.01$). Ο όγκος του τοιχώματος δεν σχετίστηκε με τη σφυγμικότητα. Η μέτρηση του πάχους του τοιχώματος αποδείχθηκε αναξιόπιστη μεταξύ παρατηρητών.t studies.

Bracco et al	2023			
Nievergeld et al	2023	3D US Συγκριτική μελέτη	ημι-αυτόματη διαμερισματοποίηση ΑΚΑ και του ενδοαυλικού θρόμβου μέσω 3D US και επικύρωσαν τα αποτελέσματά τους με σύγκριση με CT	• Παρατηρήθηκε καλή ομοιότητα τοιχώματος και αυλού SI (92% και 83% αντίστοιχα). • Η εκτίμηση της αλλαγής του όγκου του ενδοαυλικού θρόμβου σε συστολή και διαστολή ήταν εφικτή στους 21 από τους 40 ασθενείς. • Παρατηρήθηκε συσχέτιση της διατασιμότητας με τη συστολική πίεση ($p < 0.010$) σε σχέση με τη διαστολική και με το πάχος του θρόμβου. • Η απόδοση του ημιαυτόματου αλγορίθμου διαμερισματοποίησης φάνηκε καλή και όμοια με τη χειροκίνητη διαμερισματοποίηση και με μεγάλη εξάρτηση από την ορατότητα του θρόμβου.
Jansen et al	2023	2D US 3DUS Συγκριτική μελέτη	Εκτίμηση τοπικής και ολικής διατασιμότητας ΑΚΑ με free hand 2D US ανιχνευτή και βραχιόνιο ΑΠ, επεξεργασία εικόνων σε τελικό διαστολική και τελικό συστολική φάση, δημιουργία 3D εικόνας και σύγκριση γεωμετριών με αξονική τομογραφία Υγιείς (N=10) ΑΚΑ (N= 16)	• Καλή συμφωνία γεωμετριών με τις αξονικές • Διατασιμότητα και περιμετρική παραμόρφωση μεγαλύτερες στις υγιείς αρτηρίες

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Abdouch MC, Alencar AM, Mathias W Jr, et al. Cardiac mechanics evaluated by speckle tracking echocardiography. Arq Bras Cardiol 2014; 102:403–412.

Al Huzaimi, A.; Al Mashham, Y.; Potts, J.E.; De Souza, A.M.; Sandor, G.G. Echo-Doppler assessment of arterial stiffness in pediatric patients with Kawasaki disease. J. Am. Soc. Echocardiogr. 2013, 26, 1084–1089

Amundsen BH, Helle-Valle T, Edvardsen T, et al. Noninvasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography: Validation against sonomicrometry and tagged magnetic resonance imaging. J Am Coll Cardiol. 2006;47(4):789–793

Anne Long, Laurence Rouet, Fabien Vitry, Jean Noel Albertini, Claude Marcus, and Claude Clement, Reims and Suresnes, France Compliance of Abdominal Aortic Aneurysms before and after Stenting with Tissue Doppler Imaging: Evolution during Follow-Up and Correlation with Aneurysm Diameter Ann Vasc Surg 2009; 23: 49-59

Arjet Helena Margaretha Nievergeld, Esther Jorien Maas, Joerik de Ruijter, Judith Helena Cornelia Fonken, Marcus Rodolph Henricus Maria van Sambeek, Richard Godfried Paulus Lopata Automatic Segmentation and Mechanical Characterisation of the Intraluminal Thrombus and Arterial Wall of Abdominal Aortic Aneurysms Using Time Resolved 3D Ultrasound Images Eur J Vasc Endovasc Surg .2023 Sep;66(3):418-427. doi: 10.1016/j.ejvs.2023.03.033. Epub 2023 Mar 22.

Batagini NC, Ventura CA, Raghavan ML, et al. Volumetry and biomechanical parameters detected by 3D and 2D ultrasound in patients with and without an abdominal aortic aneurysm. Vasc Med. 2016;21(3):209–216

Bihari, P., Shelke, A., Nwe, T.H., Mularczyk, M., Nelson, K., Schmandra, T., Knez, P., Schmitz-Rixen, T., 2013. Strain measurement of abdominal aortic aneurysm with real-time 3D-ultrasound speckle tracking. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejvs.2013.01.004>.

Bonnefous O. Optical and acoustical imaging of biological media. Blood flow and tissue motion with ultrasound for vascular application. CR Acad Sci Paris 2001;2:1161-78.

Brekken R, Bang J, Odegard A, Aasland J, Hernes TA, Myhre HO. Strain estimation in abdominal aortic aneurysms from 2-D ultrasound. Ultrasound Med Biol 2006 Jan;32(1):33e42

Carerj S, Micari A, Trono A, Giordano G, Cerrito M, Zito C, Luzzza F, Coglitore S, Arrigo F, Oreto G. Anatomical M-mode: an old-new technique. (2003) Echocardiography (Mount Kisco, N.Y.). 20 (4): 357-61

Christos V. Ioannou, MD, PhD, Nikolaos Kontopodis, MD, Ioannis Peteinarakis, MD, and Dimitrios Tsetis, MD, PhD Noninvasive Estimation of Aneurysm Sac Pressurization Following Endovascular Aneurysm Repair Using M-Mode Ultrasonography to Evaluate Significance of Endoleaks: A Feasibility Study J Endovasc Ther 2016 Aug;23(4):606 13.doi: 10.1177/1526602816645524. Epub 2016 Apr 20

Conway KP, Byrne J, Townsend M, Lane IF. Prognosis of patients turned down for conventional abdominal aortic aneurysm repair in the endovascular and sonographic era: Szilagyi revisited? J Vasc Surg 2001;33:752e7. <https://doi.org/10.1067/mva.2001.112800>.

Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottinger LW. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection. Circulation 1977;56(Suppl):II161eII164

Dias NV, Ivancev K, Malina M, et al. Direct intra-aneurysm sac pressure measurement using tip-pressure sensors: in vivo and in vitro evaluation. J Vasc Surg. 2004;40:711–716.

Dias NV, Ivancev K, Kolbel T, et al. Intra-aneurysm sac pressure in patients with unchanged AAA diameter after EVAR. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2010;39:35–41.

Dias NV, Ivancev K, Resch TA, et al. Endoleaks after endovascular aneurysm repair lead to nonuniform intra-aneurysm sac pressure. J Vasc Surg. 2007;46:197–203

Di Martino ES, Bohra A, Vande Geest JP, Gupta N, Makaroun MS, Vorp DA. Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue. J Vasc Surg. 2006;43(3):570-6; discussion 6.

D. a. Vorp, M. L. Raghavan, M. W. Webster, Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry, Journal of Vascular Surgery 27 (4) (1998) 632–639. doi:10.1016/ S0741-5214(98)70227-7

E. D. Martino, S. M, G. Melissano, D. Astore, R. Chiesa, R. Fumero, P. Milano, P. Milano, I. H. S. Raffaele, M. Apparato, D. Chirurgia, V. Ir-ccs, Biomechanics of Abdominal Aortic Aneurysm in the Presence of Endoluminal Thrombus : Experimental Characterisation and Structural Static Computational Analysis 299 (1998) 290–299

Fillinger MF, Raghavan ML, Marra SP, Cronenwett JL, Kennedy FE. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. J Vasc Surg 2002;36: 589e97. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.125478>.

Hinnen JW, Koning OH, van Bockel JH, et al. Aneurysm sac pressure after EVAR: the role of endoleak. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2007;34:432–44

Hoegh A, Lindholt JS. Basic science review. Vascular distensibility as a predictive tool in the management of small asymptomatic abdominal aortic aneurysms. Vasc Endovascular Surg. 2009;43(4):333-8.

Hongxia Ning, Xiaozheng Liu, Chunyan Ma, Jun Yang, Tan Li The Evaluation of Longitudinal Strain of Large and Small Abdominal Aortic Aneurysm by Two-Dimensional Speckle-Tracking Ultrasound J Ultrasound Med 2022 May;41(5):1085-1093. doi: 10.1002/jum.15792. Epub 2021 Jul 23.

Indrakusuma, R., Jalalzadeh, H., Planken, R.N., Marquering, H.A., Legemate, D.A., Koelemay, M.J.W., Balm, R., Biomechanical imaging markers as predictors of abdominal aortic aneurysm growth or rupture: a systematic review. Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg. 2016. 52, 475–486. [https://www.ejves.com/article/S1078-5884\(16\)30244-1/abstract](https://www.ejves.com/article/S1078-5884(16)30244-1/abstract)

Karatolios K, Wittek A, Nwe TH, Bihari P, Shelke A, Josef D, Schmitz-Rixen T, Geks J, Maisch B, Blase C, Moosdorf R, Vogt S. Method for aortic wall strain measurement with three-dimensional ultrasound speckle tracking and fitted finite element analysis. Ann Thorac Surg 2013;96:1664–1671.

Kadoglou NP, Moulakakis KG, Papadakis I, et al. Changes in aortic pulse wave velocity of patients undergoing endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. J Endovasc Ther. 2012;19(5):661–666. published Online First: 2012/10/11

Kok AM, Nguyen VL, Speelman L, Brands PJ, Schurink G-WH, van de Vosse FN, et al. Feasibility of wall stress analysis of abdominal aortic aneurysms using three-dimensional ultrasound. J Vasc Surg 2015;61:1175e84. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.12.043>

Kent KC. Clinical practice. Abdominal aortic aneurysms. N Engl J Med. 2014;371(22):2101–2108

Khosla S, Morris DR, Moxon JV, Walker PJ, Gasser TC, Golledge J. Meta-analysis of peak wall stress in ruptured, symptomatic and intact abdominal aortic aneurysms. Br J Surg 2014;101:1350e7. <https://doi.org/10.1002/bjs.9578> [discussion: 1357].

Larissa C. Jansen, Hans-Martin Schwab, Frans N. van de Vosse, Marc R. H. M. van Sambeek and Richard G. P. Lopata Local and global distensibility assessment of abdominal aortic aneurysms in vivo from probe tracked 2D ultrasound images Front Med Technol 2023 Jan 6;4:1052213.doi: 10.3389/fmedt.2022.1052213. eCollection 2022

Li X, Cokkinos D, Gadani S, Rafailidis V, Aschwanden M, Levitin A, Szaflarski D, Kirksey L, Staub D, Partovi S. Advanced ultrasound techniques in arterial diseases. Int J Cardiovasc Imaging. 2022 Aug;38(8):1711-1721. doi:10.1007/s10554-022-02558-3. Epub 2022 Feb 23. PMID: 35195805.

Tan Li, MD, PhD , Xiaozheng Liu, MD, Haiyang Sun, MD, Hongxia Ning, MD, Jun Yang, MD, PhD, Chunyan Ma, MD, PhD Assessment of the Global and Regional Circumferential Strain of Abdominal Aortic Aneurysm with Different Size by Speckle-Tracking Echocardiography J Ultrasound Med 2021; 9999:1–9

Long A, Rouet L, Bissery A, et al. Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging: correlation with aneurysm size. J Vasc Surg. 2005;42(1):18–26. [published Online First: 2005/07/14].

Anne Long, Laurence Rouet, Fabien Vitry, Jean Noel Albertini, Claude Marcus, and Claude Clement,4 Reims and Suresnes, France. Compliance of Abdominal Aortic Aneurysms before and after Stenting with Tissue Doppler Imaging: Evolution during Follow-Up and Correlation with Aneurysm Diameter Ann Vasc Surg 2009; 23: 49-59

Lorenzen US, Eiberg JP, Hultgren R, Wanhainen A, Langenskiöld M, Sillesen HH, et al. The short-term predictive value of vessel wall stiffness on abdominal aortic aneurysm growth. Ann Vasc Surg 2021;77:187e94

Lowe C. , Q. Ghulam, K. Bredahl, S. Rogers a, J. Ghosh b, H. Sillesen, C.N. McCollum, J. Eiberg, Three-dimensional Ultrasound in the Management of Abdominal Aortic Aneurysms: A Topical Review Eur J Vasc Endovasc Surg (2016) 52, 466e474

Maggie M Kuo, Viachaslau Barodka, Theodore P Abraham, Jochen Steppan, Artin A Shoukas, Mark Butlin , Alberto Avolio , Dan E Berkowitz, Lakshmi Santhanam Measuring ascending aortic stiffness in vivo in mice using ultrasound J Vis Exp. 2014 Dec 2;(94):52200

Laura E Mantella, Winnie Chan, Gianluigi Bisleri, Syed M Ali Hassan, Kiera Liblik, Hanane Benbarkat, David E Rival, Amer M Johri The use of ultrasound to assess aortic biomechanics: Implications for aneurysm and dissection Echocardiography. 2020 Nov;37(11):1844-1850 doi: 10.1111/echo.14856. Epub 2020 Sep 15.

Maria Khan, Steven Rogers, Joao Carreira, Jonathan Ghosh, and Charles McCollum, Manchester, United Kingdom Aneurysm Geometry Analyzed by the Novel Three-Dimensional Tomographic Ultrasound Relates to Abdominal Aortic Aneurysm Growth Ann Vasc Surg 2022; 87: 469–477 <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2022.05.017>

Metaxa E, Tzirakis K, Kontopodis N, Ioannou CV, Papaharilaou Y. Correlation of intraluminal thrombus deposition, biomechanics, and hemodynamics with surface growth and rupture in abdominal aortic aneurysm application in a clinical paradigm. Ann Vasc Surg 2018;46:357e66

Merkx, M.A.G., van 't Veer, M., Speelman, L., Breeuwer, M., Buth, J., van de Vosse, F.N., 2009. Importance of initial stress for abdominal aortic aneurysm wall motion: dynamic MRI validated finite element analysis. J. Biomech. 42, 2369–2373. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009003601>.

Nicholls SC, Gardner JB, Meissner MH, Johansen HK. Rupture in small abdominal aortic aneurysms. J Vasc Surg 1998;28:884e8.

O'Rourke MF, Staessen JA, Vlachopoulos C, Duprez D, Plante GE. Clinical applications of arterial stiffness; definitions and reference values. Am J Hypertens 2002; 15:426–44

Petrini J, Eriksson MJ, Caidahl K, et al. Circumferential strain by velocity vector imaging and speckle-tracking echocardiography: validation against sonomicrometry in an aortic phantom. Clin Physiol Funct Imagin. 2018; 38:269–277.

Petterson, N.J., van Disseldorp, E.M.J., van Sambeek, M.R.H.M., van de Vosse, F.N., Lopata, R.G.P., 2019. Including surrounding tissue improves ultrasound-based 3D mechanical

characterization of abdominal aortic aneurysms. J. Biomech. 85, 126–133.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929019300594>.

Petterson N, Sjoerdsma M, van Sambeek M, van de Vosse F, Lopata R. Mechanical characterization of abdominal aortas using multiperspective ultrasound imaging. J Mech Behav Biomed Mater 2021;119 104509

Petterson, N.J., van Sambeek, M.R., van de Vosse, F.N., Lopata, R.G., 2021. Enhancing lateral contrast using multi-perspective ultrasound imaging of abdominal aortas. Ultrasound Med. Biol. 47, 535–545

Riveros, F., Martufi, G., Gasser, T.C., Rodriguez-Matas, J.F., 2015. On the impact of intraluminal thrombus mechanical behavior in AAA passive mechanics. Ann. Biomed. Eng. 43, 2253–2264. <http://link.springer.com/10.1007/s10439-015-1267-x>.

Romo A, Badel P, Duprey A, et al. In vitro analysis of localized aneurysm rupture. J Biomech 2014; 47:607–616.

Sonesson B, Sandgren T, Lanne T. Abdominal aortic aneurysm wall mechanics and their relation to risk of rupture. Eur J Vasc Endovasc Surg. 1999;18(6):487-93.

Speelman, L., Schurink, G.W.H., Bosboom, E.M.H., Buth, J., Breeuwer, M., van de Vosse, F.N., Jacobs, M.H., 2010. The mechanical role of thrombus on the growth rate of an abdominal aortic aneurysm. J. Vasc. Surg. 51, 19–26.<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.08.075>

Taniguchi R, Hoshina K, Hosaka A, et al. Strain analysis of wall motion in abdominal aortic aneurysms. Ann Vasc Dis. 2014;7(4):393–398

van Disseldorp EM, van Dronkelaar JJ, Pluim JP, van de Vosse FN, van Sambeek MR, Lopata RG. Ultrasound based wall stress analysis of abdominal aortic aneurysms using multiperspective imaging. Eur J Vasc Endovasc Surg 2020;59:81–91.

van Disseldorp, E.M.J., Petterson, N.J., van de Vosse, F.N., van Sambeek, M.R.H.M., Lopata, R.G.P., 2018. Quantification of aortic stiffness and wall stress in healthy volunteers and abdominal aortic aneurysm patients using time-resolved 3D ultrasound: a comparison study. Eur. Heart J. - Cardiovasc. Imag. <https://academic.oup.com/ehjci/advance-article/doi/10.1093/ehjci/jez051/4956386>.

van Disseldorp EMJ, Petterson NJ, Rutten MCM, van de Vosse FN, van Sambeek MRHM, Lopata RGP. Patient specific wall stress analysis and mechanical characterization of abdominal aortic aneurysms using 4D ultrasound. Eur J Vasc Endovasc Surg 2016;52:635e42

van Disseldorp EMJ, Hobelman KH, Petterson NJ, van de Vosse FN, van Sambeek MRHM, Lopata RGP. Influence of limited field-of-view on wall stress analysis in abdominal aortic aneurysms. J Biomech 2016;49:2405e12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.020>

Κατσαμούρης AN, Χατζηνικολάου NA. Αιμοδυναμική των αγγειακών παθήσεων, Εκδόσεις Σταμούλη Αθήνα 2001

Vitarelli A, Giordano M, Germanò G, et al. Assessment of ascending aorta wall stiffness in hypertensive patients by tissue Doppler imaging and strain Doppler echocardiography. Heart. 2010;96(18):1469

Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, et al. Aortic wall mechanics in the Marfan syndrome assessed by transesophageal tissue Doppler echocardiography. Am J Cardiol. 2006;97(4):571–577.

Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, et al. Assessment of ascending aorta distensibility after successful coarctation repair by strain doppler echocardiography. J Am Soc Echocardiogr. 2008;21(6):729–736.

Vizzardi E, Corda L, Pezzali N, et al. Elastic properties of the ascending aorta in patients with alpha1-antitrypsin deficiency (Z homozygotes). Heart. 2012;98(18):1354–1358. [published Online First:2012/08/02].

Vlachopoulos C, Aznaouridis K, Stefanadis C. Prediction of cardiovascular events and all-cause mortality with arterial stiffness: a systematic review and meta-analysis.

Wanhainen A, Verzini F, Van Herzele I, Allaire E, Bown M, Cohnert T, et al. European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2019 clinical practice guidelines on the management of abdominal aorto-iliac artery aneurysms. Eur J Vasc Endovasc Surg 2019;57:8e93. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2018.09.020>.

Wittek A, Karatolios K, Bihari P, Schmitz-Rixen T, Moosdorf R, Vogt S, Blase C. In vivo determination of elastic properties of the human aorta based on 4D ultrasound data. J Mech Behav Biomed Mater 2013;27:167–183

Wittek, Andreas Wojciech Derwich, Claus-Peter Fritzen, Thomas Schmitz-Rixen, Christopher Blase Towards non-invasive in vivo characterization of the pathophysiological state and

mechanical wall strength of the individual human AAA wall based on 4D ultrasound measurements *Z Angew Math Mech.* 2018;1–20.

Wilson KA, Lee AJ, Lee AJ, Hoskins PR, Fowkes FG, Ruckley CV, et al. The relationship between aortic wall distensibility and rupture of infrarenal abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg.* 2003;37(1):112-7.16

Wojciech Derwich, Andreas Wittek, Achim Hegner, Claus-Peter Fritzen, Christopher Blase, Thomas Schmitz-Rixen Comparison of Abdominal Aortic Aneurysm Sac and Neck Wall Motion with 4D Ultrasound Imaging *Eur J Vasc Endovasc Surg* (2020) 60, 539e547

W.Derwich, A.Wittek, K. Pfister d, K. Nelson, J. Bereiter-Hahn, C.P. Fritzen, C. Blase, T. Schmitz-Rixen High Resolution Strain Analysis Comparing Aorta and Abdominal Aortic Aneurysm with Real Time Three Dimensional Speckle Tracking Ultrasound *Eur J Vasc Endovasc Surg* (2016) 51, 187e193

Wu W, Xie M, Qiu H. The Progress of Advanced Ultrasonography in Assessing Aortic Stiffness and the Application Discrepancy between Humans and Rodents. *Diagnostics (Basel)*. 2021 Mar 6;11(3):454. doi: 10.3390/diagnostics11030454. PMID: 33800855; PMCID: PMC8001300.