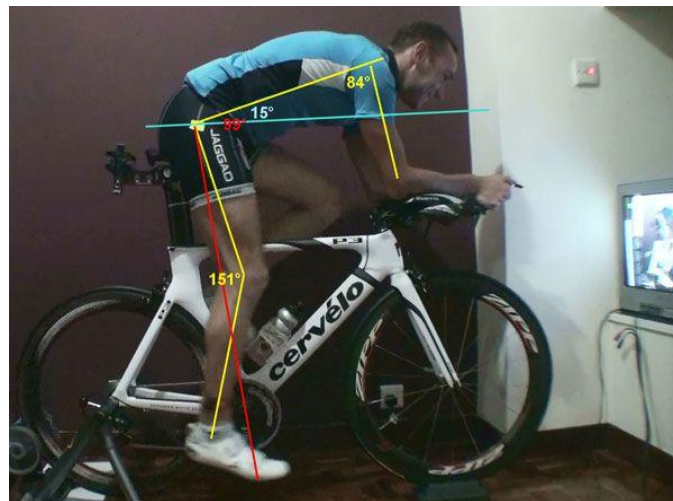




**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**  
**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**  
**ΤΟΜΕΑΣ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΩΝ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**



**«Εφαρμογές της Εμβιομηχανικής στην αγωνιστική ποδηλασία»**

**ΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΥ ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ**

*Επιβλέπων*

*Κος Δημ. Μανολάκος, Καθηγητής Ε.Μ.Π.*

**ΑΘΗΝΑ 2011**

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το παρακάτω σύγγραμμα έχει σκοπό να αναδείξει την πολύπλοκη κίνηση που κάνει ο άνθρωπος από μικρή ηλικία, με σκοπό να κινήσει ένα ποδήλατο. Η εκτενής, εμβιομηχανική μελέτη των αρθρώσεων που συμμετέχουν ενεργά, μας εισάγει στο θαυμαστό κόσμο του ανθρωπίνου σώματος, όπου οστά και μυϊκές ομάδες συνεργάζονται αρμονικά για να παράγουν μια τόσο αυτονόητη, μηχανική κίνηση. Οι τραυματισμοί και οι κακώσεις που υφίσταται κατά την κίνηση γέννησαν την Εμβιομηχανική της ποδηλασίας.

Στη συνέχεια, ένα σύνολο από μαθηματικές εξισώσεις με βάσεις στις Αρχές της Κινηματικής και Μηχανικής του απαραμόρφωτου και παραμορφώσιμου στερεού, αναδεικνύουν την κίνηση με βάση ένα μοντέλο προσομοίωσης των οστών με ράβδους. Μην ξεχνάμε όμως ότι, η περιστροφή του δισκοβραχίονα, με κινητήρια δύναμη αυτή που ασκεί το πέλμα μετατρέπεται σε μετατόπιση του τροχήλατου οχήματος στο δρόμο. Έτσι, μια σειρά από κατασκευαστικά στοιχεία του ποδηλάτου, επηρεάζουν την παραγωγή ισχύος και την άνεση του αναβάτη.

Στο τέλος, κάποια διαγράμματα αναπαριστούν την επίδραση της κλίσης του δρόμου, των κατασκευαστικών μερών του ποδηλάτου, αλλά και του σωματότυπου του αθλητή στην κίνηση.

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κο Μανωλάκο για την πολύτιμη καθοδήγηση και συμπαράσταση του όλο αυτό το χρονικό διάστημα, που εκπόνησα τη διπλωματική μου εργασία.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους υποψήφιους διδάκτορες Α. Κιτσέλη και Π. Κοράλλη για τις κατατοπιστικές συμβουλές τους.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

1. Η Εμβιομηχανική σαν επιστήμη....σελ 6

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

1. Βασικές Αρθρώσεις που συμμετέχουν στην ποδηλασία

Α) Ανατομική και Εμβιομηχανική της άρθρωσης του γονάτου.....σελ20

Β) Ανατομική και Εμβιομηχανική της άρθρωσης του ισχίου.....σελ 21

Γ) Ανατομική και Εμβιομηχανική της ποδοκνημικής άρθρωσης.....σελ 36

2. Η κίνηση του ποδιού

Α) Αναλυτικό, Μαθηματικό, Εμβιομηχανικό Μοντέλο.....σελ 48

Β) Απλοποιημένο, Μαθηματικό, Εμβιομηχανικό Μοντέλο.....σελ57

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

1. Βασικές Κινηματικές Εξισώσεις ποδηλάτη-ποδήλατου

Α) Βασικές Συνιστώσες.....σελ 60

Β) Διάγραμμα Γραναζιών.....σελ64

Γ) Συναρτήσεις Ισχύος-Δύναμης.....σελ68

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙV

1. Αντιστάσεις στην κίνηση του ποδήλατου.....σελ71

2. Ζητούμενα στην ποδηλασία...σελ 74

3. Η άνεση σαν βασικό ζητούμενο

Συντελεστές

Α) Η θέση του ποδηλάτη (σέλα).....σελ 78

Β) Ο δισκοβραχίονας (πεταλιέρα)....σελ79

Γ) Αθλητές Τριάθλου....σελ81

Δ) Το τιμόνι.....σελ82

Ε) Οι μοχλοί κίνησης (πετάλια).....σελ83

ΣΤ)Ο ρυθμός περιστροφής των πεταλιών.....σελ86

Η)Οι τροχοί....σελ87

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ V**

### **1.Μελέτη των Διαγραμμάτων**

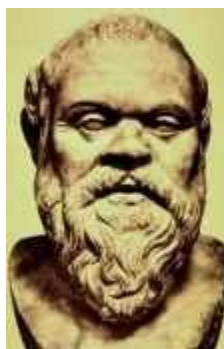
Βιβλιογραφία

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

### 1.ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

#### ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗ

Ερευνώντας το παρελθόν, η **Εμβιομηχανική** είναι μια επιστήμη που οι ρίζες της μπορούν να αναχθούν στην Αρχαία Ελλάδα. Οι αρχαίοι Έλληνες ήταν οι πρώτοι που διερεύνησαν τη φύση του κόσμου μας σε σχέση με τη δύναμη να τον αντιληφθούμε.



Ο **Σωκράτης**, γεννημένος εδώ και 2400 χρόνια, δίδαξε ότι δεν μπορούμε να καταλάβουμε τον κόσμο που μας περιβάλλει αν δεν καταλάβουμε πρώτα τη δικιά μας φύση. Οι επιστήμονες που μελετούν τη Μηχανική των έμβιων όντων χρησιμοποιούν στοιχεία της έρευνας που έκανε σχετικά με αυτό το πεδίο, παρόλο που στην εποχή του διώχθηκε για τις απόψεις του. Η έρευνα του Σωκράτη είχε υπόβαθρο επηρεασμένο από τον Πλάτωνα, 51 χρόνια νεότερο του και δημοφιλές μέλος της Αθηναϊκής αριστοκρατίας.

Ο **Πλάτωνας** άρχισε τη φιλοσοφική του μελέτη η οποία και αποτέλεσε τη βάση της δυτικής φιλοσοφίας, ψυχολογίας και λογικής αλλά και πολιτικής. Υποστήριξε, ότι ο ειρμός των ιδεών είναι ανεξάρτητος από τον κόσμο των αισθήσεων ενώ θεώρησε την παρατήρηση και το πείραμα ανεκτίμητα. Ακόμα, πίστευε στα Μαθηματικά, σαν ένα σύστημα αγνών ιδεών και τα θεώρησε σαν το καλύτερο εργαλείο στην απόκτηση της γνώσης. Η πρόοδος του στα Μαθηματικά σαν θεμελιώδης επιστήμη για την κατανόηση της ζωής έδωσε τα θεμέλια για τη γέννηση και την ανάπτυξη της Μηχανικής.



Στην ηλικία των 17, ο **Αριστοτέλης**, γιός φυσικού από τη βόρεια Ελλάδα, πήγε στην Αθήνα για να σπουδάσει στην Ακαδημία του Πλάτωνα. Ο Αριστοτέλης είχε μια αξιοσημείωτη παρατηρητικότητα και εντυπωσιάστηκε από την ανατομία και την

κατασκευή των ζωντανών οργανισμών. Αυτός, λοιπόν, θεωρήθηκε ο πρώτος Εμβιομηχανολόγος. Έγραψε, το πρώτο του σύγγραμμα με το όνομα "*De Motu Animalium*" – σχετικό με την κίνηση των ζώων. Δε διερεύνησε τα ζώα μόνο σαν μηχανικά συστήματα αλλά προσπάθησε να δώσει απαντήσεις σχετικά με τις διαφορές στη φυσιολογία τους.

Ο Αριστοτέλης πραγματικά αποχώρησε από τη φιλοσοφία του Πλάτωνα, που στηριζόταν στην ποσοτικοποιημένη γνώση των Μαθηματικών, ενώ η πορεία της συλλογιστικής του σκέψης έδωσε τα θεμέλια της σύγχρονης επιστήμης. Έτσι, λοιπόν, πριν από 2300 χρόνια τρεις άντρες επικύρωσαν τα πιο ζωτικά, επιστημονικά εργαλεία: την παραγωγική αιτιολογία και τη μαθηματική αιτιολογία. Σαν αποτέλεσμα, γεννήθηκε η Εμβιομηχανική Επιστήμη.

Μετά την πτώση του ελληνικού κόσμου και τη γέννηση της Ρωμαϊκής αυτοκρατορίας, η φιλοσοφία σχετικά με το φυσικό κόσμο αποκόπηκε από την πρόοδο της τεχνολογίας.

Το 2<sup>ο</sup> αιώνα, ο ανατόμος και φυσικός, **Γαλιλαίος**, στην αυλή του Ρωμαίου αυτοκράτορα Μάρκου Αυρήλιου, άφησε το μνημειώδες έργο του, «*On the Function of the Parts*», που αναφερόταν στα μέρη του ανθρωπίνου σώματος και αποτέλεσε θεμελιώδες, παγκόσμιο ιατρικό κείμενο για τα επόμενα 1400 χρόνια. Παρόμοιό του, δε φάνηκε για πολλά χρόνια. Πράγματι, η πρόοδος σε όλες τις δυτικές επιστήμες επιβραδύνθηκε μέχρι την Αναγέννηση στα μέσα της δεύτερης χιλιετίας.



Σε αυτά τα χρόνια, μπορούμε να αναγνωρίσουμε άνετα σαν εμβιομηχανολόγο το **Leonardo da Vinci**. Γεννημένος από φτωχή οικογένεια το 1452 μ.Χ. και



αυτοδίδακτος σε ένα ευρύ πεδίο γνώσης, εξελίχθηκε σε γνωστό καλλιτέχνη, αλλά κυρίως εργάστηκε σαν μηχανικός. Έκανε ουσιαστικές διαχωρίσεις στη Μηχανική, ακολουθώντας υπολογισμούς και δοκιμές στην επιστήμη του πολιτικού μηχανικού, μέχρι εντυπωσιακές εφευρέσεις στην καθημερινή ζωή. Είχε κατανοήσει τη διανυσματική φύση των δυνάμεων, τους συντελεστές αντίδρασης και την επιτάχυνση των αντικειμένων σε πτώση, ενώ είχε μια αντίληψη του τρίτου Νόμου του Νεύτωνα.

Μελετώντας ανατομία σε συνδυασμό με μηχανική, ο Ντα Βίντσι διείσδυσε στην Εμβιομηχανική επιστήμη. Ανέλυσε τις δυνάμεις των μυών σε συνδυασμό με τις αρθρώσεις. Τα συγγράμματά του δεν εκδόθηκαν για χρόνια και είχαν μικρή επιστημονική επίδραση.

Την ηγεμονία του Γαλιηνού στην ανατομία, έφθασε για να διακόψει το 1543μ.Χ., σε ηλικία 29 ετών, ο φυσικός, **Andreas Vesalius** όταν έδωσε να εκδοθεί το πολύ καλά διαμορφωμένο βιβλίο του, «*Περί κατασκευής του ανθρωπίνου σώματος*».



Το έτος που εκδόθηκε αυτό το βιβλίο, ο Κοπέρνικος πέθανε. Ο **Copernicus** βασισμένος στη μαθηματική θεώρηση των πραγμάτων, σε αντίθεση με τον Αριστοτέλη που υποστήριζε τη διαίσθηση για να επεξηγήσει κάποια πράγματα, επηρέασε την πορεία της Εμβιομηχανικής σαν μέρος του σκοπού της ύπαρξης των ουράνιων σωμάτων.

Ο πατέρας της Μηχανικής, και μερικές φορές εμβιομηχανολόγος, ήταν ο Γαλιλαίος. Ο **Galileo Galilei**, γεννημένος είκοσι ένα (21) χρόνια μετά το θάνατο του Κοπέρνικου, σπούδασε Ιατρική και Μαθηματικά, ζητώντας απόδειξη σε οποιαδήποτε θεωρία του διατύπωναν οι καθηγητές του.

Στην εξέλιξη της Εμβιομηχανικής συνέβαλε με το δικό του τρόπο. Διερεύνησε την κατασκευή του σκελετού των έμβιων όντων και κυρίως των ζώων, επισημαίνοντας την αναγκαιότητα να εξετάζονται οι διατυπωμένες αλήθειες πειραματικά και σύμφωνα με τους νόμους της Φυσικής.



Ο **Marcello Malpighi** στη συνέχεια, σπούδασε θεωρητική φυσική και μαζί με τους **Borelli** και **Descartes**, θεμελίωσε τη φυσική προσέγγιση της ιατρικής, η οποία υποστηρίζει ότι η μηχανική, σε συνδυασμό με τη χημεία, είναι το κλειδί για την πλήρη κατανόηση των συναρτήσεων που διέπουν την κίνηση του σώματος. Ο Borelli, ήταν ο πρώτος που συνειδητοποίησε ότι το μυοσκελετικό σύστημα του ανθρώπου



μπορεί να παράγει μεγαλύτερες δυνάμεις από αυτές που αρκούν για την κίνηση, ενώ μελέτησε την ελαστικότητα των ιστών και προσδιόρισε τη θέση του κέντρου βάρους του ανθρωπίνου σώματος. Έδειξε ποιες δυνάμεις παράγονται από τις αρθρώσεις, πριν ο Νεύτωνας δημοσιεύσει τους νόμους της βαρύτητας.

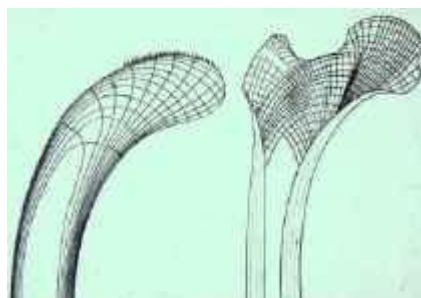
Μετά το **Borelli**, μια πτώση ακολούθησε την πρόοδο της Εμβιομηχανικής μέχρι το δεύτερο μισό του 19<sup>ου</sup> αιώνα όπου θεωρείται εποχή ανάκαμψης. Ο **Etienne Marey**, ο οποίος πρώτος συνέδεσε τις αντιδράσεις από το έδαφος με την κίνηση, εισήγαγε την ανάλυση της κίνησης, ενώ οι αδερφοί **Weber** υπέθεσαν ένα πρωτοποριακό μοντέλο σχετικά με το ανθρώπινο βάδισμα.

Στη συνέχεια οι **Christian Wilhelm Braune** και **Otto Fischer** εξέλιξαν αισθητά την επιστήμη χρησιμοποιώντας τελευταία επιτεύγματα της Μηχανικής. Την ίδια περίοδο, η Επιστήμη Των Υλικών γνώρισε παρόμοια άνθιση σε Γαλλία και Γερμανία, εξαιτίας των απαιτήσεων της Βιομηχανικής Επανάστασης.

Οι μηχανικοί έμαθαν αρκετά σχετικά με τις βασικές τάσεις και παραμορφώσεις των υλικών από τον **Augustin Cauchy**, ενώ Γερμανοί μηχανικοί, πιο συγκεκριμένα, υπολόγισαν τις τάσεις αυτές σε γέφυρες σιδηροδρόμων, παράλληλα με το σχεδιασμό τους. Αμερικάνοι και Άγγλοι εμβιομηχανολόγοι εμπνεύστηκαν από αυτό και οδηγήθηκαν στην αναγέννηση του κλάδου της Εμβιομηχανικής που ασχολείται με τα οστά και τις αρθρώσεις.

Χαρακτηριστικά αναφέρουμε το μηχανικό σιδηροδρόμων Karl Culmann, ο οποίος σε συνεργασία με τον ανατόμο Hermann von Meyer, σύγκρινε τις δυνάμεις που ασκούνται σε ένα ανθρώπινο μηριαίο οστό, με αυτές που ασκούνται σε ένα κατάλληλα σχηματισμένο και διαμορφωμένο καλούπι.

Έπειτα, ο Julius Wolff βασισμένος σε αυτή τη σύγκριση προχώρησε σε νόμους σχετικά με την μοντελοποίηση των οστών και αυτή του η μελέτη έδωσε τις κατευθύνσεις για την πρόοδο της ορθοπαιδικής, τον 20<sup>ο</sup> αιώνα, σαν βασικού κλάδου της ιατρικής.



Μετά από αυτή την πολύ σύντομη ιστορική αναδρομή στην πορεία της Εμβιομηχανικής μας εντυπωσιάζει το ενδιαφέρον και η περιέργεια των αρχαίων για την ανθρώπινη φυσιολογία και κινησιολογία και κατ' επέκταση για την Εμβιομηχανική.

Στην πραγματικότητα, από την εποχή του Borelli, οι επιστήμονες άρχισαν να οργανώνουν, να καλλιεργούν και να προωθούν την επιστήμη. Ιστορική φυσιognωμία ο **Borelli**, ίδρυσε ένα από τα πρώτα ερευνητικά ινστιτούτα την Accademia del Cimento, όπου μπορούσε να συνδυαστεί η θεωρία με το πείραμα.

Η εξειδίκευση από τότε μέχρι σήμερα, έχει δημιουργήσει ευδιάκριτες διαφορές μεταξύ των πεδίων της Βιοχημείας, της Βιοφυσικής και τέλος της Εμβιομηχανικής και Βιοιατρικής Τεχνολογίας. Σήμερα, ο τομέας οφείλει την πρόοδό του στην πρωτοποριακή έρευνα μηχανικών και βιολόγων επιστημόνων, με έναρξη από το 1960μ.Χ. και το 1970μ.Χ., περίοδος που ξεκίνησε η εφαρμογή των αυστηρών αναλύσεων μηχανικής για τη μελέτη των βιολογικών ιστών. Από τα πρώτα βήματα της Εμβιομηχανικής μέχρι τη σύγχρονη εποχή, μία από τις πιο επείγουσες ανάγκες κρίνεται ο καθορισμός των μηχανικών ιδιοτήτων των διαφόρων ιστών, σε σχέση με τη δομή τους, έτσι ώστε να κατανοηθεί καλύτερα η λειτουργία τους.

Οι μηχανικοί αναπτύσσουν εμφυτεύματα και τεχνικά μέλη. Επιπρόσθετα, γίνεται ανάλυση της κίνησης (κινησιολογία – gait analysis), η οποία χρησιμοποιείται ως μοντέλο για την ανάπτυξη των τεχνητών μελών. Στον τομέα αυτό εμπίπτουν και οι επιστήμες των **sport biomechanics**, όπου χρησιμοποιούνται μαθηματικά μοντέλα για την βελτιστοποίηση των επιδόσεων των αθλητών και της τεχνικής αυτών. Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι η κίνηση του ποδιού στο ποδήλατο, που περιγράφεται στην παρούσα εργασία. Οι πατέρες του τομέα αυτού θεωρούνται οι Fung, Grodzinsky, Lai και Mow.

Έγινε δε γρήγορα αντιληπτό, ότι οι βασικές αρχές της Μηχανικής που συμβατικά διδάσκονται στους προπτυχιακούς φοιτητές, και που κανονικά θα επαρκούν για να περιγράψουν τις συμβατικές κατασκευές, είναι γενικά ανεπαρκείς για να καλύψουν τη μοντελοποίηση των βιολογικών ιστών.

Στη μελέτη του μυϊκού και σκελετικού συστήματος, για παράδειγμα, αν και το οστό συμπεριφέρεται ως γραμμικά ελαστικό υλικό, με τη βοήθεια μιας λογικής προσέγγισης διαπιστώθηκε εντέλει ότι δεν είναι ισότροπο, εκδηλώνοντας ιδιότητες που εμφανίζουν ποικιλία, αν εξετάσουμε λεπτομερώς τη μικροδομή του. Πολλοί μαλακοί ιστοί, όπως οι καρδιαγγειακοί και οι ιστοί του μυϊκού και σκελετικού ομοίως, παρατηρήθηκε να ακολουθούν ανισότροπη συμπεριφορά. Συχνά υποβαλλόμενοι σε μεγάλες παραμορφώσεις κατά τη λειτουργία τους, παρουσιάζουν σημαντικές ιδιότητες ελαστικότητας. Αντίστοιχα, το αίμα και το αρθρικό υγρό, παρατηρήθηκε να μην ακολουθούν τη θεωρία των Νευτώνειων ρευστών. Αυτά τα χαρακτηριστικά των βιολογικών υλικών, υπό κανονικές συνθήκες φόρτισης, περιορίζουν σοβαρά τη δυνατότητα εφαρμογής των γνωστών Νόμων της Μηχανικής, όπως είναι η θεωρία της γραμμικής ελαστικότητας.

Αυτό αποτέλεσε μια πρόκληση και μια ευκαιρία για ανάπτυξη ειδικών προγραμμάτων σπουδών, έτσι ώστε να προετοιμαστεί η επόμενη γενιά να συνειδητοποιήσει το αντικείμενο και να οδηγήσει την επιστήμη σε πρόοδο.

Αυτές οι συμπεριφορές υλικών που απαιτούν την εφαρμογή των εξελιγμένων θεωρητικά πλαισίων της εφαρμοσμένης μηχανικής, βρίσκονται συχνά στην πρώτη γραμμή αυτού του τομέα. Σε πολλές περιπτώσεις, τα νέα σκευάσματα και τα πλαίσια που έχουν προταθεί για να επεξηγήσουν αυτά τα μοντέλα, ξεκινούν από παρατηρήσεις σε βιολογικούς ιστούς και οι εξελίξεις αυτές συνεχίζονται μέχρι σήμερα. Σχεδιασμός, μοντελοποίηση και ανάπτυξη σε βιολογικούς ιστούς έχει προκύψει για παράδειγμα, στον τομέα των καρδιακών και σκελετικών μυών σε φάση ενεργού συστολής .

Θεωρητικά μοντέλα υπαγορεύθηκαν από πειραματικές παρατηρήσεις, αλλά η ανάπτυξη νέων θεωριών έχει δημιουργήσει, επίσης, πειραματικές προκλήσεις για την πλήρη κατανόηση των ολοένα και πιο λεπτομερών δομών των υλικών, καθώς και των ιδιοτήτων τους, κάτω από ποικίλες συνθήκες. Σήμερα, η προηγούμενη θεωρία μετρήσεων στην Εμβιομηχανική επιστήμη είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τις σύγχρονες τεχνικές μέτρησης, που εκτείνονται σε κλίμακα από το μοριακό έως το επίπεδο οργάνων. Απαιτούνται συχνά υψηλής ευκρίνειας χωρομετρικά και χρονομετρικά δεδομένα για το μοντέλο ανάπτυξης, παραμετροποίησης και αξιολόγησης. Σύγχρονες μελέτες δείχνουν ότι η έρευνα συχνά απαιτεί ταυτόχρονες

μετρήσεις των βιολογικών αποκρίσεων, καθώς και πρόσφατες εξελίξεις στη Βιολογία έχουν τη δυνατότητα να συσχετίσουν τις μεταβολές στον φαινότυπο σε συγκεκριμένες γενετικές μεταβολές μέσω καταστροφής γονιδίων ή τεχνικών ύπνωσης.

Εξελιγμένες τεχνικές υπολογιστικής μηχανικής συμπληρώνουν αυτά τα θεωρητικά και πειραματικά εργαλεία, αναδεικνύοντας την Εμβιομηχανική ανάλυση κρίσιμη για πρακτικές εφαρμογές. Η ανάπτυξη της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και των μεθόδων επεξεργασίας εικόνας που έχουν σχεδιαστεί ειδικά για βιολογικές εφαρμογές, η χρήση των υπερυπολογιστών για την επίλυση εμβιομηχανικών προβλημάτων με έναν ελάχιστο αριθμό προσεγγίσεων, καθώς και η ανάπτυξη τεχνικών μοντελοποίησης του μορίου, παρέχει ένα ευρύ φάσμα ευκαιριών στη θεμελίωση των μετρήσεων στην Εμβιομηχανική επιστήμη στο πεδίο της κλινικής εφαρμογής.

Οι θεμελιώδεις αυτές εξελίξεις που βρίσκονται στη βάση της Εμβιομηχανικής, επιτρέπουν τη μετέπειτα έρευνα των βιολογικών διεργασιών των κυττάρων, ιστών και οργάνων. Ολοκληρωμένες τεχνικές δίνουν λύσεις σε βασικές κλινικές εφαρμογές της Ιστομηχανικής.

Οι κλινικές ασθένειες στο επίπεδο των ιστών και οργάνων, μπορούν να ξεκινήσουν από μια γονιδιακή μετάλλαξη, είτε από μια οξεία μεταβολή της λειτουργίας του οργάνου. Οι διάφορες καταστάσεις που εμπλέκονται στη διαδικασία της νόσου, είτε ταυτόχρονα, είτε διαδοχικά εκφράζονται σε πολλαπλά επίπεδα που εκτείνονται από ρύθμιση της γονιδιακής έκφρασης, μέχρι το γενικότερο έλεγχο. Η κανονική ομοιοστατική κατάσταση σχετίζεται με κυτταροσκελετική αναδιοργάνωση υπό πίεση και συστηματική ρύθμιση της πίεσης του αίματος. Έτσι, γενικά, και ειδικά για την Εμβιομηχανική έρευνα, μια ενιαία προσέγγιση είναι η φυσική προσέγγιση για την κατανόηση της ανθρώπινης φυσιολογίας. Πολλές πτυχές του ιστού κατά τη λειτουργία οργάνων, όπως η προσαρμογή, η αναδιαμόρφωση και η επισκευή, ρυθμίζονται από μηχανικές δυνάμεις.

Ας συμπληρώσουμε ότι πολλές ασθένειες προκαλούνται από αποτυχία αυτών των ενεργειών, όπως για παράδειγμα η κυστική ίνωση. Οφείλεται κατά κύριο λόγο στην ανεπάρκεια της μεταφοράς και της ροής του αίματος με τελικό αποτέλεσμα τη μειωμένη συσταλτικότητα του μυοκαρδίου. Η καλύτερη κατανόηση του ρόλου των

μηχανικών δυνάμεων στη διαμόρφωση των ιστών και στη λειτουργία των οργάνων θα οδηγήσει σε ορθολογιστικές βελτιώσεις στην πρόληψη των ασθενειών, την παρέμβαση και τέλος τη θεραπεία.

Μια ολοκληρωμένη Εμβιομηχανική έρευνα μπορεί να εντοπίσει σημαντικά άλματα προβλήματα στον τομέα της βιοφυσικής, και να μεταφραστεί σε αισθητή πρόοδο στην κλινική ιατρική. Για παράδειγμα, εδώ και πολύ καιρό εκτιμάται ότι οι μηχανικές δυνάμεις που εμπλέκονται στην αθηρογένεση (μια διαδικασία η οποία οδηγεί στο σχηματισμό λιπαρών πλακών που πιέζουν σταδιακά τις αρτηρίες) οδηγεί για παράδειγμα, σε απόρριψη μοσχεύματος. Αυτή η αντίληψη οδήγησε σε πολλές βασικές μελέτες των επιπτώσεων των μηχανικών ερεθισμάτων σε ενδοθηλιακά κύτταρα ή σε μυϊκά κύτταρα, καθώς και στην αντίστοιχη αντίδραση του ανοσοποιητικού συστήματος, ενώ ακολούθησε μελέτη σε μοριακό επίπεδο. Επιπλέον, η θρόμβωση που προκαλεί η καρδιακή βαλβίδα οδήγησε σε νέες έρευνες σχετικές με την ενεργοποίηση των αιμοπεταλίων, ενώ Εμβιομηχανική ανάλυση απαιτεί και η ανάπτυξη ανευρύσματος.

Οι μηχανικές δυνάμεις διαδραματίζουν επίσης σημαντικό ρόλο στη διαμόρφωση και λειτουργία των οστών, συμπέρασμα που χρονολογείται από τις κλινικές παρατηρήσεις στα τέλη του 19ου αιώνα.

Στο σκελετικό σύστημα, για παράδειγμα, η ευθραυστότητα των οστών που συνοδεύει την προχωρημένη ηλικία εμφανίζεται ως επίπτωση μιας νόσου και οδηγεί σε τεράστια επιβάρυνση του ανθρώπινου οργανισμού. Μια τεκμηριωμένη κατανόηση του ρόλου των οργανικών και ανόργανων συστατικών στα οστά, μέσω της μεταξύ τους αλληλεπίδρασης, μπορεί να οδηγήσει σε νέες θεραπευτικές προσεγγίσεις για την ενίσχυση του ανθρώπινου, κινηματικού μηχανισμού ή ακόμα και σε πρόληψη της αστάθειας. Έτσι, θα έχουμε επιτύχει καλύτερες συνθήκες διαβίωσης και αύξηση του μέσου όρου ζωής. Ας αναφέρουμε, ότι στον τομέα αυτό γίνονται επίπονες προσπάθειες στη μελέτη του σχεδιασμού και της κατασκευής των μοσχευμάτων με υψηλότερο στόχο τη δημιουργία τεχνητής καρδιάς (TAH).

Υπάρχουν ήδη πολλά δείγματα εφαρμογών της Εμβιομηχανικής, όπως συνοψίζονται παρακάτω, με κατά προσέγγιση χρονολογική σειρά:

### **Τεχνητό νεφρό**

Σε προγενέστερη εποχή, η νεφρική ανεπάρκεια σήμαινε βέβαιο θάνατο. Η έλευση της αιμοκάθαρσης, δηλαδή η τεχνητή διαδικασία καθαρισμού του αίματος λόγω αδυναμίας δράσης των νεφρών, οδήγησε σε σωτηρία των ασθενών. Επίσης, για ορισμένους έχει αποτελέσει ένα ασφαλές μέσο μέχρι την μακροπρόθεσμη και οριστική λύση της μεταμόσχευσης νεφρού. Αλλά ακόμα και σήμερα, η αιμοκάθαρση παραμένει μια χρονοβόρα διαδικασία, που απαιτεί ο ασθενής να είναι συνδεδεμένος με ένα σταθερό τμήμα του εξοπλισμού. Ο σχεδιασμός ενός δυιλιστή αίματος, ύστερα από τη μελέτη των αρχών της μεταφοράς και ροής ρευστών, καθώς και την κατανόηση της αρχιτεκτονικής και της λειτουργίας τους σε κυτταρικό επίπεδο μπορεί να οδηγήσει σε νέους τύπους αιμοκάθαρσης.

### **Αγγειακά μοσχεύματα και καρδιοαναπνευστική ανάκαμψη**

Η διαδικασία της χειρουργικής επέμβασης, για να αποτρέψει στένωση ή εμπλοκές στεφανιαίων αρτηριών, μέσω συνθετικών μοσχευμάτων ή υγιών αρτηριών ή φλεβών που προέρχονται από άλλα μέρη του σώματος, επεκτείνει και βελτιώνει την ποιότητα ζωής. Κατέστη δε δυνατή, με την ανάπτυξη μηχανικής υποστήριξης καρδιάς-πνευμόνων, η οποία επιτρέπει στην καρδιά να διακόψει τη λειτουργία της κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, και το μηχάνημα να αναλάβει την εργασία της παροχής και διακίνησης οξυγόνου στο αίμα.

### **Τεχνητές βαλβίδες καρδιάς**

Η ανάπτυξη των καρδιακών βαλβίδων αντικατάστασης ήταν ένα πρώιμο δείγμα συνεργασίας μηχανικών και ιατρών με σκοπό την αποκατάσταση της καρδιακής λειτουργίας. Με το πέρασμα του χρόνου, οι μηχανικοί έχουν αναπτύξει νέα σχέδια και υλικά που επιτρέπουν την κατασκευή βαλβίδων με συνθετικά ή με φυσικά υλικά για την αντικατάσταση κατεστραμμένων ή προβληματικών βαλβίδων.

Η βελτιστοποίηση των σχεδίων των βαλβίδων έχει στόχο να διατηρήσει ενεργή τη ροή μέσω της βαλβίδας, με παράλληλο έλεγχο ασφαλείας, έτσι ώστε να αποφευχθεί η απώλεια ερυθρών αιμοσφαιρίων από την εστία του τραύματος. Η πλήρης κατανόηση

των μηχανικών καταπονήσεων και των νόμων που διέπουν τη λειτουργία των βιολογικών ρευστών ενισχύει τα αποτελέσματα αυτών των εφαρμογών.

### **Κοινή αρθροπλαστική**

Πριν από την έλευση του τεχνητού ισχίου και της άρθρωσης του γόνατος, εκατομμύρια άνθρωποι – κυρίως ηλικιωμένοι – υπέφεραν από πόνο, ο οποίος συνοδευόταν από πολύ περιορισμένη κινητικότητα, ως αποτέλεσμα εκφυλιστικών ασθενειών ή απλά λόγω γήρατος.

Σήμερα, η κοινή αρθροπλαστική έχει επιτύχει την αποκατάσταση της κινητικής λειτουργίας με αξιοσημείωτη επιτυχία. Οι τεχνητές αντικαταστάσεις προκύπτουν σαν αποτέλεσμα συνεργασίας μεταξύ των μηχανικών και των ορθοπεδικών χειρουργών. Ωστόσο, τα εμφυτεύματα αυτά έχουν περιορισμένη διάρκεια ζωής (δέκα ή είκοσι έτη), φθείρονται και μπορούν να απορροφηθούν από τον οργανισμό. Λόγω της σημαντικής οστικής απώλειας, οι ασθενείς μπορούν να ανεχθούν το πολύ δύο αντικαταστάσεις σε ένα συγκεκριμένο σημείο, περιορίζοντας έτσι αυτό το είδος της χειρουργικής επέμβασης σε άτομα των οποίων το προσδόκιμο ζωής δεν υπερβαίνει εκείνη του εμφυτεύματος.

Κατά συνέπεια, οι νέες θεραπευτικές προσεγγίσεις πρέπει να αναπτυχθούν για τους νεότερους ασθενείς και να περιλαμβάνουν βελτιωμένες τεχνητές αρθρώσεις και διαδικασίες εμφύτευσης.

### **Χειρουργικές επεμβάσεις αρθρικών συνδέσμων**

Συχνά τραυματισμοί, για παράδειγμα πρόσθιου χιαστού συνδέσμου του γόνατος, που οδηγούν σε κοινή αστάθεια μπορούν να οδηγήσουν σε οστεοαρθρίτιδα. Μηχανικοί που ειδικεύονται στην Εμβιομηχανική σε συνεργασία με ορθοπεδικούς ιατρούς, χρησιμοποιώντας πιστά αντίγραφα ιστών και τεχνητά ή φυσικά μοσχεύματα μπορούν να δώσουν λύσεις σε τέτοιου είδους προβλήματα. Εμβιομηχανικές αναλύσεις είναι, επομένως, αναγκαίες για να κατανοήσουμε και να αξιοποιήσουμε τα αποτελέσματα της τοποθέτησης ενός μοσχεύματος με την πάροδο του χρόνου.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

### ΕΙΣΑΓΩΓΗ

#### ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΗΣ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑΣ

Όπως αναφέραμε, *Εμβιομηχανική είναι η επιστήμη που αναφέρεται στις δυνάμεις που δρουν στο ανθρώπινο σώμα και τα αποτελέσματα όπου αυτές οι δυνάμεις συμβάλλουν κατά τη διάρκεια μιας δραστηριότητας.*

Σε αυτό το σύγγραμμα, θα μελετήσουμε την ποδηλατική δραστηριότητα από τη σκοπιά της Εμβιομηχανικής και Κινηματικής Επιστήμης. Θα διερευνήσουμε πως το μήκος του ανθρώπινου μηρού επηρεάζει το ρυθμό περιστροφής των πεταλιών, ενώ θα δούμε πως κρίσιμα, κατασκευαστικά στοιχεία του ποδηλατικού εξοπλισμού επηρεάζουν την κίνηση.

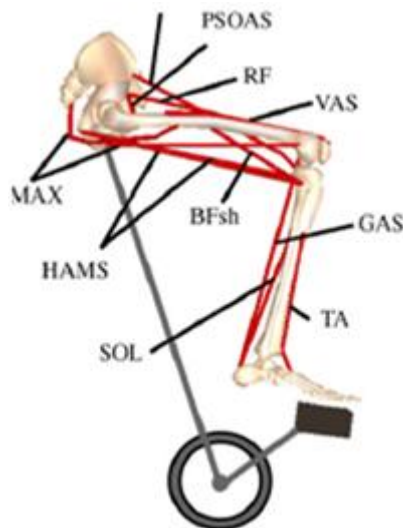
#### ΠΟΔΗΛΑΣΙΑ

Η πιο κοινή μηχανή μετακίνησης, με κινητήρια δύναμη τον άνθρωπο, το ποδήλατο, είναι επίσης από τις πιο αποδοτικές, βάσει της μετατροπής της ανθρώπινης μυϊκής ισχύος σε κίνηση. Επειδή ο αναβάτης είναι συνεχώς τοποθετημένος πάνω από το κέντρο βάρους της μηχανής, ο κύκλος του κινητικού προτύπου της μετακίνησης με το ποδήλατο δεν διαθέτει φάση πέδησης ή περιορισμού. Η συνεχής κυκλική κίνηση, σε συνδυασμό με τα συστήματα των πεταλιών και των ταχυτήτων, που βασίζονται στις αρχές λειτουργίας των τροχών και των αξόνων, παρέχουν ένα μηχανισμό, στον οποίο πολύ λίγη κινητική ενέργεια δεν αξιοποιείται



**ΜΥΕΣ ΠΟΥ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΥΝ ΣΤΗΝ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑ**

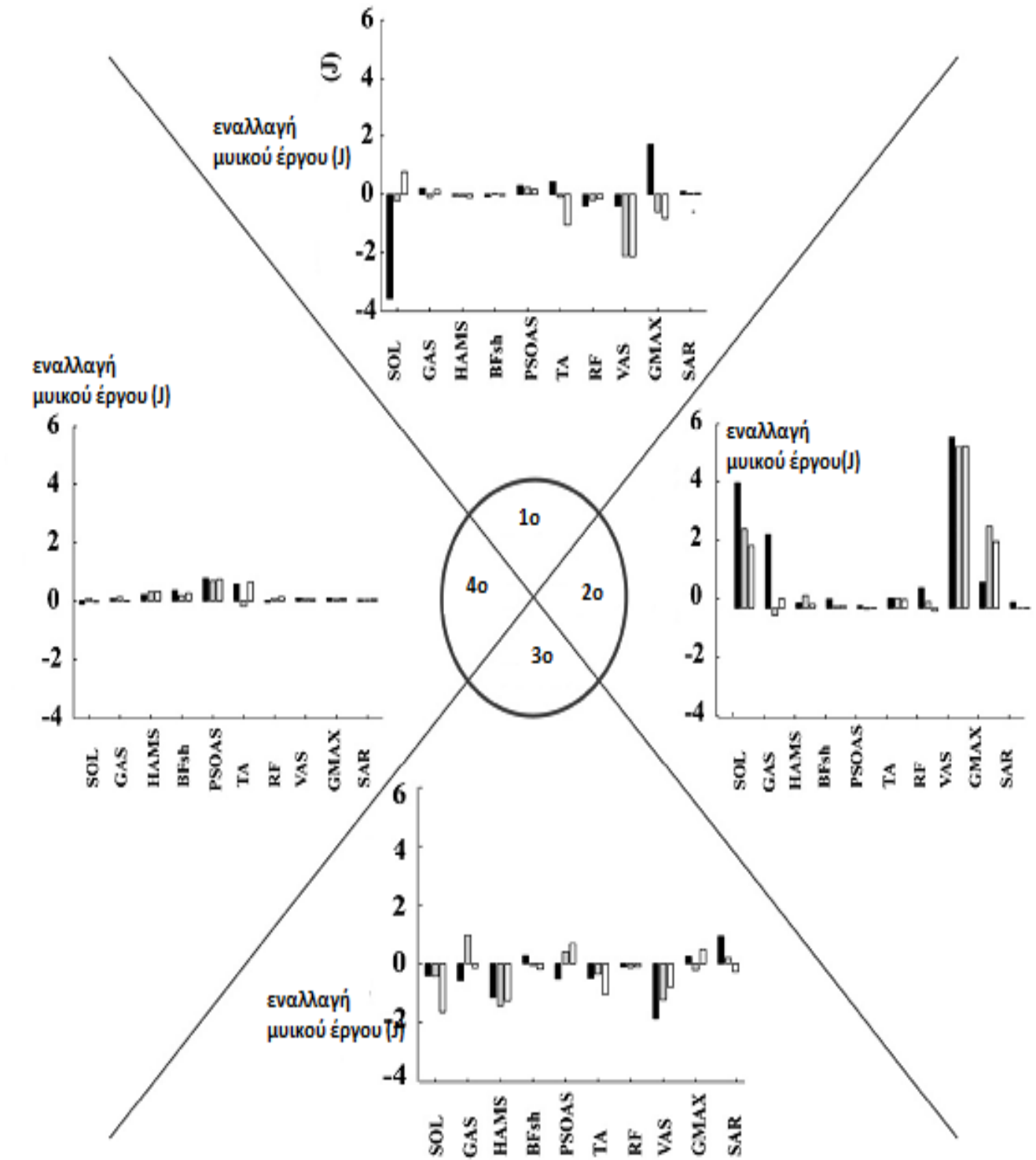
<b>Ραχιαίος καμπτήρας μυς σφυρού (ankle dorsi-flexor)</b>	Ορθός Κνημιαίος (Tibialis Anterior) TA
<b>Πελματικός καμπτήρας μυς σφυρού (ankle plantar-flexor)</b>	Γαστροκνήμιος μυς, μέσος και πλατύς (Gastrocnemius, medial and lateral head) G
<b>Καμπτήρες Γονάτου (knee flexors)</b>	Γαστροκνήμιος μυς, μέσος και πλατύς (Gastrocnemius, medial and lateral head) G
	Ημιϋμενώδης μυς ( Semimembranosous) SB
	Δικέφαλος μηριαίος μυς (Biceps Femoris) BF (έξω στροφή γονάτου, έσω στροφή γονάτου)
<b>Εκτείνοντες γονάτου (knee extensors)</b>	Έξω πλατύς μυς (Vastus medialis) VM
	Έσω πλατύς μυς (Vastus lateralis) VL
	Ενδιάμεσος πλατύς μυς (Vastus intermedius) VI
	Ορθός μηριαίος μυς (Rectus femoris) RF
<b>Καμπτήρες ισχίου (Hip flexors)</b>	Ορθός μηριαίος μυς (Rectus femoris) RF
	Λαγόνιος μυς (Psoas) P
	Λαγονοψοϊτής μυς (Iliacus) I
<b>Εκτείνοντες ισχίου</b>	Μείζων γλουτιαίος μυς (Gluteus maximus) GM
	Ημιϋμενώδης μυς ( Semimembranosous) SB
	Ημιτενοντώδης μυς (Semitendonosous) SI
	Δικέφαλος μηριαίος μυς (Biceps Femoris) BF



Η ταχύτητα, με την οποία κινείται το ποδήλατο, καθορίζεται από την επιλεγμένη ταχύτητα μετάδοσης (το μικρότερο γρανάζι στον οπίσθιο τροχό), όπου χρειάζεται μόνο μια περιστροφή του πεταλιού για να καλύψει την ίδια απόσταση με δέκα περιστροφές του πεταλιού στην δέκατη ταχύτητα, αλλά απαιτεί πολύ μεγαλύτερη δύναμη λόγω του μοχλοβραχίονα δύναμης στο σύστημα τροχών - αξόνων.

Η δύναμη που προκαλεί την περιστροφή του πεταλιού παρέχεται από την κυκλική κίνηση κάμψης και έκτασης των κάτω άκρων. Το μέγεθος της δύναμης, που πρέπει να ασκηθεί, εξαρτάται από την επιλογή της ταχύτητας μετάδοσης. Μια πιο χαμηλή ταχύτητα, με έναν βραχύτερο μοχλοβραχίονα δύναμης, απαιτεί μεγαλύτερη δύναμη από το πετάλι, αλλά καθιστά δυνατή τη διάνυση μεγαλύτερης απόστασης για κάθε περιστροφή του πεταλιού, από ότι οι υψηλότερες ταχύτητες με μακρύτερους μοχλοβραχίονες δύναμης. Ο κύκλος κίνησης του πεταλιού έχει μια φάση δύναμης ή έκτασης και μια φάση επαναφοράς ή κάμψης.

Κατά την εκκίνηση με το πόδι στην κορυφή του κύκλου του πεταλιού και στις πρώτες 90° της έκτασης, οι δραστήριοι μύες είναι ο μεγάλος γλουτιαίος και ο ορθός μηριαίος, ενώ οι τρεις πλατείς ενεργοποιούνται λίγο μετά από τον ορθό μηριαίο. Από τις 90° μέχρι τις 270° δραστηριοποιούνται οι οπίσθιοι μηριαίοι και ο γαστροκνήμιος. Από τις 270° μέχρι τη θέση εκκίνησης, η μυϊκή δραστηριότητα εντοπίζεται κυρίως στον πρόσθιο κνημιαίο και τον ορθό μηριαίο.



*Μυϊκή δραστηριότητα σε μια περιστροφή του πεταλιού*

# 1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ ΠΟΥ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΥΝ ΣΤΗΝ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑ

## ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟΥ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ

Την τελευταία δεκαετία όλο και περισσότεροι άνθρωποι ασχολούνται με την ποδηλασία, με ολοένα και πιο υψηλές απαιτήσεις απόδοσης σε ταχύτητα και αντοχή. Η αναπόφευκτη αύξηση του αριθμού των κακώσεων, κυρίως γύρω από την άρθρωση του γόνατος, αλλά και γύρω από την άρθρωση του ισχίου και την ποδοκνημική άρθρωση, αποτέλεσαν κίνητρο για περαιτέρω έρευνα της Εμβιομηχανικής στην ποδηλασία.

Το γόνατο, για παράδειγμα, είναι μία σύνθετη άρθρωση πολυλειτουργική με πολύπλοκους μηχανισμούς σταθερότητας. Οι χιαστοί σύνδεσμοι έχουν σκοπό τον έλεγχο της λειτουργικότητας αυτής της άρθρωσης. Οποιαδήποτε διαταραχή αυτού του στατικού μηχανισμού οδηγεί σε προοδευτική εκφύλιση και διαφοροποιεί την απόδοση όχι μόνο της άρθρωσης αλλά και ολόκληρου του κάτω άκρου.

Βασικό λοιπόν, αντικείμενο της Εμβιομηχανικής στην ποδηλασία αποτελεί η πλήρη γνώση των δυνάμεων και ροπών που ασκούνται στις αρθρώσεις καθώς ακόμα και ανάλυση των μηχανικών τους ιδιοτήτων. Ακόμα, η δραστηριότητα των μυών μεταβάλλεται ανάλογα με τη ταχύτητα και το είδος της συστολής και οι προπονητικές ασκήσεις του ποδηλάτη επιλέγονται ανάλογα με το επίπεδο φυσιολογίας του.

## Α) ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΙ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ

### ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ

Η διάρθρωση του γόνατος σχηματίζεται από το περιφερικό άκρο του μηριαίου οστού, το κεντρικό άκρο της κνήμης και την επιγονατίδα. Το ύψος των μηριαίων κονδύλων είναι ασύμμετρο, με τον έσω μηριαίο κόνδυλο να προβάλλει περιφερικότερα από τον έξω. Ο έσω μηριαίος κόνδυλος έχει μεγαλύτερο μέγεθος ενώ ο έξω προβάλλει περισσότερο προς τα εμπρός. Οι δύο κόνδυλοι στην πρόσθια επιφάνεια χωρίζονται από τη μηριαία τροχαλία ενώ κεντρικότερα από το μεσοκονδύλιο βόθρο.

Ο έξω μηριαίος κόνδυλος αναγνωρίζεται επίσης από τη μεσοκονδύλιο γραμμή και το βοθρίο του ιγνυακού μυός. Στην άρθρωση παρεμβάλλονται οι δύο μηνίσκοι που βοηθούν στο να υπάρχει καλύτερη επαφή των σφαιρικών μηριαίων κονδύλων με τη σχετικά επίπεδη επιφάνεια που σχηματίζουν οι κνημιαίες γλίνες.

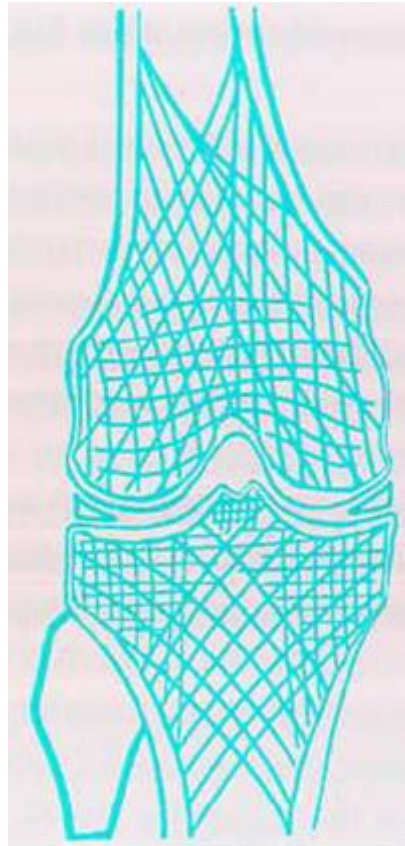
Η επιφάνεια των κνημιαίων έχει κλίση προς τα πίσω  $10^{\circ}$  περίπου. Το μεσοκονδύλιο έπαρμα της κνήμης χωρίζει τις κνημιαίες γλίνες σε έσω και έξω. Στο πρόσθιο χείλος του μεσοκονδυλίου επάρματος προσφύονται το πρόσθιο του έσω μηνίσκου, ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος (Π.Χ.Σ) και το πρόσθιο κέρασ του έξω μηνίσκου. Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος (Ο.Χ.Σ) και τα οπίσθια κέρατα του έσω και έξω μηνίσκου προσφύονται στο οπίσθιο χείλος του μεσοκονδυλίου επάρματος. Η επιγονατίδα είναι το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό στο ανθρώπινο σώμα με διάμετρο περίπου 5 cm.

Η αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας έχει το μεγαλύτερο πάχος στο ανθρώπινο σώμα και αυτό οφείλεται στις μεγάλες δυνάμεις που ασκούνται φυσιολογικά μεταξύ του μηριαίου οστού και της επιγονατίδας. Αποτελείται από την έσω και έξω αρθρική επιφάνεια που διαχωρίζονται από ακρολοφία που διανύει την επιγονατίδα κατά το κατακόρυφο άξονα.

Το σχήμα της επιγονατίδας είναι τριγωνικό και εξυπηρετεί τρεις λειτουργίες:

1. Προσφέρει υπομόχλιο στον τετρακέφαλο μυ
2. Προστατεύει την άρθρωση του γόνατου
3. Βελτιώνει αισθητικά την πρόσθια επιφάνεια του

Η επιγονατίδα είναι το μεγαλύτερο, σησαμοειδές οστό. Έχει σχήμα τριγωνικό, με την βάση προς τα πάνω και την κορυφή προς τα κάτω. Εμφανίζει πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια καθώς και δύο πλάγια χείλη.

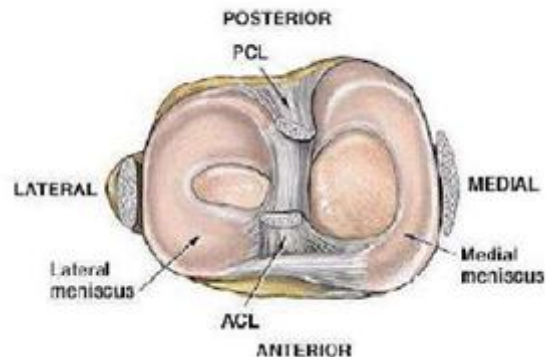


*γόνατο*

Η βάση και η πρόσθια επιφάνεια χρησιμεύει κυρίως για την πρόσφυση του τένοντα του τετρακέφαλου μηριαίου μυός και η οπίσθια επιφάνεια συντάσσεται με τη μηριαία τροχαλία. Από τα πλάγια χείλη και από την κορυφή της εκφύεται ο επιγονατιδικός σύνδεσμος μηνίσκος.



Πάνω στις κνημιαίες γλήνες είναι τοποθετημένοι οι δύο μηνίσκοι, ο έσω και ο έξω μηνίσκος. Οι μηνίσκοι χωρίζουν τις αρθρώσεις του γόνατος και δίνουν καλύτερο σχήμα στις κνημιαίες γλήνες για τη στήριξη των μηριαίων κονδύλων. Απορροφούν τις διάφορες πιέσεις που δέχεται το γόνατο και με την κινήσή τους επιτρέπουν τις ελεύθερες κινήσεις στην άρθρωση. Τα άκρα τους προσφύονται στους μεσογλήνιους βόθρους. Οι μηνίσκοι, σε κάθετη διατομή, παρουσιάζουν το σχήμα σφήνας με τη βάση της στην περιφέρεια και ενώνονται μεταξύ τους, όπως και με τον αρθρικό θύλακα. Βοηθούν στην ομοιόμορφη κατανομή των πιέσεων, αυξάνουν την ελαστικότητα στην άρθρωση και συμβάλλουν στη λίπανσή της.



### *επιγονατίδα*

Ο έσω μηνίσκος έχει σχήμα C. Το άνοιγμά του είναι  $90^{\circ}$  -  $100^{\circ}$  και η περιφέρειά του διαγράφει τόξο  $250^{\circ}$  -  $270^{\circ}$ . Το πρόσθιο κέρασ του προσφύεται στον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο, λίγο μπροστά από την πρόσφυση του έξω μηνίσκου, και η περιφέρειά του προσφύεται με κάθετες ίνες στην άνω επιφάνεια της έσω κνημιαίας γλήνης. Οι ίνες αυτές είναι γνωστές σαν στεφανιαίος σύνδεσμος. Το οπίσθιο κέρασ του προσφύεται στον πίσω μεσογλήνιο βόθρο, μεταξύ της κνημιαίας άκανθας και της έκφυσης του οπίσθιου χιαστού, ενώ διασταυρώνεται με προσφυτικές ίνες του οπίσθιου κέρατος του έξω μηνίσκου. Ο έσω μηνίσκος ενώνεται με τις βαθιές ίνες του

έσω πλάγιου συνδέσμου του γόνατος. Ο έξω μηνίσκος έχει σχήμα κλειστού C και το άνοιγμά του είναι  $20^{\circ} - 30^{\circ}$ , η δε περιφέρεια διαγράφει τόξο  $330^{\circ} - 340^{\circ}$ .

Ο έξω μηνίσκος είναι περισσότερο ευκίνητος από τον έσω και τραυματίζεται δυσκολότερα. Οι μηνίσκοι αποτελούνται από ελαστικό συνδετικό ιστό μέσα σε χονδρώδες υπόστρωμα. Η αγγείωση τους γίνεται με δύο ζώνες, μία κεντρική που στερείται αγγείων και μία περιφερική που αγγειώνει το μηνίσκο από τον αρθρικό υμένα και διατρέφεται από το προσαγόμενο αίμα. Η διατροφή της κεντρικής ζώνης εξασφαλίζεται από το ενδοαρθρικό υγρό.

### EMBIOMΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΥ

Το γόνατο μεταφέρει το βάρος του σώματος, συμμετέχει στην κίνηση, βοηθάει στη διατήρηση της ορμής και παρέχει ζεύγος δυνάμεων στην κίνηση του πεταλιού.

Το ανθρώπινο γόνατο είναι η μεγαλύτερη και ίσως η πιο σύνθετη άρθρωση του σώματος. Το γεγονός ότι υφίσταται μεγάλες δυνάμεις και ότι βρίσκεται ανάμεσα στους δύο μακρύτερους μοχλοβραχίονες του σώματος το κάνει ιδιαίτερα ευαίσθητο σε κακώσεις.

Η κατασκευή του γονάτου επιτρέπει την εύκολη εμβιομηχανική ανάλυση της άρθρωσης γιατί μπορεί να απλοποιηθεί στο γόνατο αλλά παράλληλα να προσφέρει χρήσιμες πληροφορίες. Η κίνηση του γονάτου συμβαίνει ταυτόχρονα σε τρία επίπεδα, άρα παρουσιάζει λειτουργικά τρεις βαθμούς ελευθερίας. Παρά ταύτα η πιο εμφανής κίνηση γίνεται σ' ένα και για αυτόν τον λόγο από ανατομικής απόψεως θεωρείται μονοαξονική άρθρωση.

Στο οβελιαίο επίπεδο είναι τόσο μεγάλη ώστε να δείχνει ότι κινείται μόνο σε αυτό το επίπεδο. Αν και είναι πολλοί οι μύες που παράγουν δυνάμεις στο γόνατο, σε κάθε ιδιαίτερη στιγμή μία μυϊκή ομάδα είναι αυτή που υπερισχύει και παράγει μια δύναμη τόσο μεγάλη, η οποία αποδίδει για τις περισσότερες μυϊκές δυνάμεις του γόνατος. Έτσι, η εμβιομηχανική ανάλυση μπορεί να περιοριστεί στην κίνηση σ' ένα επίπεδο και στη δύναμη που παράγεται από μία μόνο μυϊκή ομάδα και να βοηθήσει στην κατανόηση της κίνησης του γονάτου και στον καθορισμό του μεγέθους των κυριότερων δυνάμεων και στοιχείων του γόνατος.



Η ανάλυση της κίνησης σε κάθε άρθρωση, απαιτεί τη χρήση πληροφοριών από την κινηματική. Η κινηματική είναι το κεφάλαιο της Μηχανικής που αναφέρεται στην κίνηση του σώματος λαμβάνοντας το σαν υλικό σημείο.

Η ανάλυση των δυνάμεων και των ορμών που επιδρούν στην άρθρωση, κάνει απαραίτητη τόσο τη χρήση της κινητικής όσο και γνώσεων της κινηματικής.

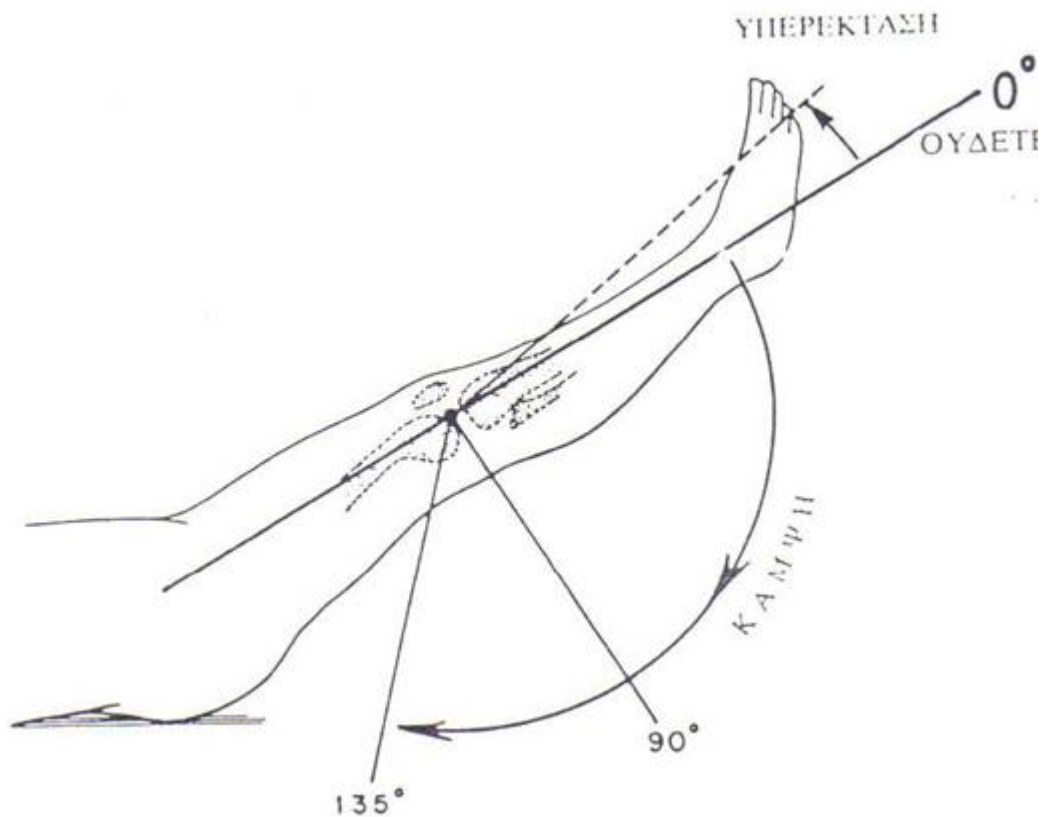
### **Κινηματική**

Η κινηματική ορίζει το εύρος της κίνησης και περιγράφει την επιφάνεια κίνησης της άρθρωσης σε τρία επίπεδα, το οβελιαίο, το μετωπιαίο και το οριζόντιο. Από τις δύο αρθρώσεις που σχηματίζουν το γόνατο η κνημομηριαία προσφέρεται ιδιαίτερος καλά στην ανάλυση του εύρους της αρθρικής κίνησης. Η ανάλυση της επιφάνειας της κίνησης μπορεί να εκτελεστεί εύκολα και για τις δύο αρθρώσεις, την κνημομηριαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση.

### **Εύρος κίνησης (ROM)**

Το εύρος κίνησης, οποιασδήποτε άρθρωσης, μπορεί να μετρηθεί σε οποιοδήποτε επίπεδο. Μεγάλες μετρήσεις μπορούν να γίνουν με γωνιόμετρο, αλλά ειδικές μετρήσεις απαιτούν τη χρήση μεθόδων με περισσότερη ακρίβεια, όπως η ηλεκτρογωνιομέτρηση, η ακτινογραφία, η φωτογραφία, και η βιντεοσκόπηση.

Στην κνημομηριαία άρθρωση, η κίνηση λαμβάνει χώρα σε τρία επίπεδα. Από αυτά, το οβελιαίο είναι αυτό που εμφανίζει το μεγαλύτερο εύρος κίνησης. Η κίνηση σ' αυτό το επίπεδο από την πλήρη έκταση μέχρι την πλήρη κάμψη του γόνατος είναι 0 -140° μοίρες.



Η κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο, η έσω και η έξω στροφή, επηρεάζεται από τη θέση της άρθρωσης στο οβελιαίο επίπεδο. Με το γόνατο στην πλήρη έκταση, η στροφή περιορίζεται σχεδόν ολοκληρωτικά, από την σύνδεση των μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων, καθώς ο μέσος κνημιαίος κόνδυλος είναι μεγαλύτερος από τον πλάγιο κόνδυλο. Το εύρος της κίνησης αυξάνεται όταν το γόνατο κάμπτεται.

Φθάνοντας το ανώτερο στις 90° κάμψης σε αυτή τη θέση του γόνατος, το εύρος της έξω στροφής φτάνει τις 0-45° και της έσω στροφής 0-30°. Πάνω από τις 90° κάμψης το εύρος των στροφών μειώνεται εξαιτίας του ότι οι μαλακοί ιστοί περιορίζουν την στροφή.

Η κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο, η απαγωγή και η προσαγωγή, παρομοίως επηρεάζονται από το εύρος της κάμψης της άρθρωσης. Η πλήρη έκταση της άρθρωσης εμποδίζει σχεδόν όλες τις κινήσεις στο μετωπιαίο επίπεδο. Η παθητική απαγωγή και προσαγωγή αυξάνονται όταν το γόνατο είναι σε κάμψη πάνω από 30°, αλλά καθεμία φτάνει ένα μέγιστο μόνο λίγων μοιρών. Με το γόνατο σε κάμψη πάνω από 30° η κίνηση μειώνεται ξανά εξαιτίας της περιοριστικής λειτουργίας των μαλακών ιστών.

Το εύρος της κνημομηριαίας άρθρωσης απαιτείται για την εκτέλεση ποικίλων φυσικών δραστηριοτήτων, οι οποίες μπορούν να καθοριστούν από την κινηματική ανάλυση. Έχει μετρηθεί η κίνηση της άρθρωσης κατά τη διάρκεια της βάρδισης σ' όλα τα επίπεδα. Το εύρος της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο κατά την επίπεδη βάρδιση έχει μετρηθεί με ηλεκτρογωνιομέτρηση από τους Murray και Coworkens (1964). Κατά τη διάρκεια όλων των φάσεων της βάρδισης το γόνατο δεν είναι ποτέ σε πλήρη έκταση. Σχεδόν πλήρη έκταση (με 5° κάμψη) έχει σημειωθεί στην αρχή της φάσης του χτύπηματος της φτέρνας και της φάσης πριν την ανύψωση των δακτύλων. Το μεγαλύτερο εύρος κάμψης (75°) έχει παρατηρηθεί στη μέση της φάσης αιώρησης. Κίνηση στο οριζόντιο επίπεδο κατά τη διάρκεια της βάρδισης έχει μετρηθεί από πολλές έρευνες.

Χρησιμοποιώντας την τεχνική φωτογραφίας που περιλαμβάνει και τοποθέτηση σκελετικών pins δια μέσου του μηριαίου οστού και της κνήμης ο Levens και οι συνεργάτες του (1948) βρήκαν ότι η πλήρη στροφή της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο διέφερε από 4° -13° στα 12 άτομα. Το μεγαλύτερο εύρος στροφής (13.3°) έχει σημειωθεί από τον Kettelkamp (1970) που χρησιμοποίησε την ηλεκτρογωνιομέτρηση σε είκοσι δυο ασθενείς και στις δύο μελέτες η έξω στροφή ξεκίνησε κατά τη διάρκεια της έκτασης στη στατική φάση και έφτανε στη μέγιστη τιμή της στο τέλος της φάσης αιώρησης πριν το χτύπημα της πτέρνας. Η έσω στροφή έχει σημειωθεί κατά τη διάρκεια της κάμψης στη φάση αιώρησης.

Έχει επίσης μετρηθεί και η κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τη διάρκεια της βάρδισης, με ηλεκτρογωνιομέτρηση από την ομάδα του Kettelkamp's. Σχεδόν και στους 22 ασθενείς, η μεγαλύτερη απαγωγή της κνήμης έχει παρατηρηθεί κατά τη διάρκεια της έκτασης στο χτύπημα της πτέρνας και στην αρχή της στατικής φάσης.

Η μεγαλύτερη προσαγωγή συμβαίνει καθώς το γόνατο κάμπτεται κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης. Το συνολικό ποσό απαγωγής-προσαγωγής ανέρχεται στις 11°. Η μεγαλύτερη κάμψη στο γόνατο συμβαίνει κατά τη διάρκεια της ανασήκωσης. Κάθε περιορισμός της κίνησης του γόνατος, αντικαθίσταται από την αύξηση της κίνησης σ' άλλες αρθρώσεις. Στη μελέτη του εύρους κίνησης της κνημομηριαίας άρθρωσης κατά τη διάρκεια ποικίλων δραστηριοτήτων ο Kettelkamp και οι συνεργάτες του (1970) σημείωσαν τη σημαντική σχέση μεταξύ του μήκους των κάτω άκρων και του εύρους κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο. Όσο μεγαλύτερο είναι το κάτω άκρο τόσο μεγαλύτερο είναι και το εύρος κίνησης. Η κίνηση με μεγαλύτερη ταχύτητα απαιτεί μεγαλύτερο

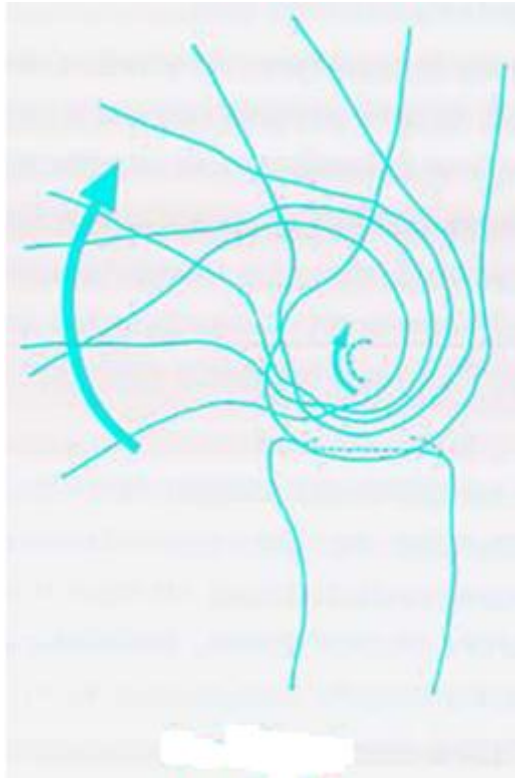
εύρος κίνησης στην κνημομηριαία άρθρωση (Perry 1977) καθώς το άτομο επιταχύνει από το αργό ρυθμό ποδηλασίας στο γρηγορότερο και προοδευτικά θα χρειαστεί μεγαλύτερη κάμψη του γόνατος κατά τη διάρκεια της στατικής φάσης.

### **Κίνηση αρθρικής επιφάνειας**

Η κίνηση της αρθρικής επιφάνειας, η κίνηση μεταξύ των αρθρικών επιφανειών μιας άρθρωσης, μπορεί να περιγραφεί για οποιαδήποτε άρθρωση σε οποιοδήποτε επίπεδο, με τη χρήση της στερεοφωτογραμμικής μεθόδου.

Επειδή αυτές οι μέθοδοι είναι υψηλής τεχνικής και σύνθετες, μια απλούστερη μέθοδος βρέθηκε τον 19ο αιώνα, η οποία χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα (Reuleaux 1876). Αυτή η μέθοδος ονομάζεται τεχνική του στιγμιαίου κέντρου και επιτρέπει την κίνηση της αρθρικής επιφάνειας να αναλυθεί στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο, αλλά όχι στο οριζόντιο. Η τεχνική του στιγμιαίου κέντρου παρέχει την περιγραφή της μονοεπίπεδης κίνησης δύο γειτονικών τμημάτων του σώματος καθώς και την κατεύθυνση της μετακίνησης των σημείων που βρίσκονται μεταξύ αυτών των τμημάτων. Η σκελετική μοίρα του τμήματος του σώματος ονομάζεται σύνδεσμος. Καθώς ένας σύνδεσμος στρέφεται γύρω από έναν άλλο, οποιαδήποτε στιγμή υπάρχει ένα σημείο που δεν κινείται. Αυτό το σημείο έχει ταχύτητα ίση με το μηδέν. Το σημείο αυτό αποτελεί ένα στιγμιαίο κέντρο της κίνησης ή ένα στιγμιαίο κέντρο. Το στιγμιαίο κέντρο εντοπίζεται με την αναγνώριση της μετακίνησης δύο σημείων σ' ένα σύνδεσμο, καθώς αυτός κινείται από μία θέση σε μια άλλη, σε σχέση μ' έναν άλλο κοντινό σύνδεσμο, ο οποίος θεωρείται ότι είναι στατικός. Τα σημεία στον κινούμενο σύνδεσμο όσο αφορά την αρχική και την θέση μετακίνησής τους, απεικονίζονται σε μία γραφική παράσταση και οι συντεταγμένες σχεδιάζονται με ενωμένα αυτά τα δύο σημεία. Στη συνέχεια σχεδιάζεται η κατακόρυφη διχοτόμος αυτών των δύο συντεταγμένων. Η διχοτόμηση από την κατακόρυφο διχοτόμο αποτελεί το στιγμιαίο κέντρο.

Κλινικά, ο καθορισμός του στιγμιαίου κέντρου για μια άρθρωση, επιτυγχάνεται με τη λήψη διαδοχικών ακτινογραφιών της άρθρωσης αυτής, σε διαφορετικές θέσεις κάθε φορά (συνήθως με διαφορά  $10^\circ$ ) καθ' όλο το εύρος της κίνησης, σ' ένα επίπεδο και εφαρμόζοντας την Reuleaux μέθοδο, εντοπίζεται το στιγμιαίο κέντρο σε κάθε διακοπή της κίνησης.



*περιστροφή αρθρικής επιφάνειας γονάτου*

Μόλις καθοριστεί η πορεία του στιγμιαίου κέντρου σ' ένα επίπεδο κίνησης, μπορεί να περιγραφεί η επιφάνεια της κίνησης της άρθρωσης. Σε κάθε διακοπή της κίνησης, το σημείο στο οποίο οι αρθρικές επιφάνειες έρχονται σε επαφή, εντοπίζεται από τις ακτινογραφίες που χρησιμοποιούνται για την ανάλυση του στιγμιαίου κέντρου και από τη γραμμή που σχεδιάζεται από το στιγμιαίο κέντρο προς το σημείο επαφής. Η δεύτερη γραμμή σχεδιάζεται κάθετα προς την πρώτη δείχνοντας την κατεύθυνση της μετακίνησης των σημείων επαφής.

Η κατεύθυνση της μετατόπισης αυτών των σημείων σε όλο το εύρος της κίνησης περιγράφει την κίνηση της επιφάνειας της άρθρωσης. Στις περισσότερες αρθρώσεις τα άμεσα κέντρα βρίσκονται σε απόσταση από την επιφάνεια της άρθρωσης και η γραμμή που δείχνει την κατεύθυνση της μετατόπισης των σημείων επαφής είναι τριγωνική στις επιφάνειες που φορτίζονται δείχνοντας, ότι η μία άρθρωση κινείται πάνω στην άλλη. Στις σπάνιες περιπτώσεις, στις οποίες τα άμεσα κέντρα βρίσκονται στην επιφάνεια, η άρθρωση έχει μία κυκλική κίνηση και δεν υπάρχει λειτουργία ολίσθησης. Στο γόνατο, η κίνηση της αρθρικής επιφάνειας συμβαίνει μεταξύ των κνημιαίων και μηριαίων κονδύλων και μεταξύ των μηριαίων κονδύλων και της επιγονατίδας. Στην κνημομηριαία άρθρωση η κίνηση της επιφάνειας

πραγματοποιείται και στα τρία επίπεδα ταυτόχρονα, αλλά είναι μικρότερη στο οριζόντιο και το μετωπιαίο επίπεδο. Η κίνηση της επιφάνειας της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης πραγματοποιείται σε δυο επίπεδα ταυτόχρονα, το μετωπιαίο και το οριζόντιο, αλλά είναι κατά πολύ μεγαλύτερη στο μετωπιαίο.

### **Κνημομηριαία άρθρωση**

Ένα παράδειγμα θα απεικονίσει τη χρήση της τεχνικής του στιγμιαίου κέντρου, περιγράφοντας την επιφάνεια κίνησης της κνημομηριαίας άρθρωσης στο οβελιαίο επίπεδο.

Για να καθοριστεί η πορεία του στιγμιαίου κέντρου αυτής της άρθρωσης κατά τη διάρκεια της κάμψης, λαμβάνεται μία ακτινογραφία με το γόνατο σε πλήρη έκταση καθώς και διαδοχικές φωτογραφίες με διαφορά κάμψης  $10^\circ$ . Θα πρέπει να δοθεί προσοχή, ώστε η κνήμη να διατηρηθεί σε παράλληλη θέση με το ακτινολογικό τραπέζι, καθώς και να αποτραπεί η στροφή της σε σχέση με το μηριαίο. Όταν ο ασθενής έχει περιορισμένη την κίνηση του γόνατος, το γόνατο κάμπτεται ή εκτείνεται τόσο όσο το ανέχεται. Δύο σημεία στο μηριαίο οστό είναι εύκολο να αναγνωριστούν σ' όλες τις ακτινογραφίες και επιλέγονται και καθορίζονται σε κάθε μία από αυτές. Στη συνέχεια, οι φωτογραφίες συγκρίνονται ανά δύο με την εικόνα της μίας κνήμης πάνω στην άλλη. Ακτινογραφίες με μεγάλες διαφορές στην ευθυγράμμιση της κνήμης δεν χρησιμοποιούνται. Ακολουθεί ο σχεδιασμός των γραμμών μεταξύ των δυο σημείων του μηριαίου και η κάθετη διχοτόμος αυτών των γραμμών.

Το σημείο στο οποίο τέμνονται οι διχοτόμοι, αποτελεί το στιγμιαίο κέντρο της κνημομηριαίας άρθρωσης για κάθε  $10^\circ$  κίνησης. Η πορεία του στιγμιαίου κέντρου διαμέσου όλου του εύρους της κάμψης και έκτασης του γόνατος μπορεί να απεικονιστεί με γραφική παράσταση. Σε ένα φυσιολογικό γόνατο, η πορεία του στιγμιαίου κέντρου της κνημομηριαίας άρθρωσης είναι ημικυκλική. Μετά από τον καθορισμό της πορείας του στιγμιαίου κέντρου, μπορεί να περιγραφεί η επιφάνεια κίνησης.

Κάθε φορά που η μία ακτινογραφία τοποθετηθεί πάνω στην άλλη, το σημείο επαφής των αρθρικών επιφανειών της κνημομηριαίας άρθρωσης καθορίζεται καθώς ακόμα και η γραμμή που σχεδιάζεται συνδέει αυτό το σημείο με το στιγμιαίο κέντρο. Η δεύτερη γραμμή σχεδιάζεται κάθετα στην πρώτη δείχνοντας την κατεύθυνση της

μετακίνησης των σημείων επαφής. Σ' ένα φυσιολογικό γόνατο η γραμμή είναι εφαπτόμενη στην επιφάνεια της κνήμης για κάθε διακοπή εσωτερικά της κίνησης από την πλήρη έκταση έως την πλήρη κάμψη αποδεικνύοντας ότι το μηριαίο κινείται πάνω στους κνημιαίους κονδύλους. Ο Frankel και οι συνεργάτες του καθόρισαν την πορεία του στιγμιαίου κέντρου και ανέλυσαν την επιφάνεια κίνησης της κνημομηριαίας

Η κνημομηριαία άρθρωση δεν είναι απλή άρθρωση, αλλά εκτελεί σπειροειδή ελικοειδή κίνηση. Η σπειροειδής κίνηση της κνήμης σε σχέση με το μηριαίο κατά τη διάρκεια της κάμψης ή της έκτασης, είναι αποτέλεσμα της ανατομικής διαμόρφωσης του μεσαίου μηριαίου κονδύλου. Σε ένα φυσιολογικό γόνατο, αυτός ο κόνδυλος είναι περίπου 1,7 cm μεγαλύτερος από τον πλάγιο κόνδυλο. Καθώς η κνήμη κινείται σε σχέση με το μηριαίο από την πλήρη κάμψη στην πλήρη έκταση, κατεβάζει και στη συνέχεια ανεβάζει την καμπύλη του μεσαίου μηριαίου κονδύλου και ταυτόχρονα στρέφεται προς τα έξω. Αυτή η κίνηση αντιστρέφεται καθώς η κνήμη κινείται προς την πλήρη κάμψη. Αυτή η κίνηση προσφέρει περισσότερη σταθερότητα στο γόνατο σε οποιαδήποτε θέση από ότι θα μπορούσε μια απλή ανύψωση της κνημομηριαίας άρθρωσης.

Ένα κλινικό test, το Helfet test, χρησιμοποιείται συχνά για να καθορίσει εάν η έξω στροφή της κνημομηριαίας άρθρωσης λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος.

Ένα φυσιολογικό γόνατο κινείται πλαγίως κατά τη διάρκεια της έκτασης και ευθυγραμμίζεται με το πλάγιο μισό της επιγονατίδας σε πλήρη έκταση. Η στροφική κίνηση σ' ένα φυσιολογικό γόνατο μπορεί να είναι τόσο μεγάλη όσο το μισό από το πλάτος της επιγονατίδος. Σε παθολογία του γόνατος η κνήμη μπορεί κατά τη διάρκεια της έκτασης να μη στρέφεται προς τα έξω στην έκταση. Επειδή σε τέτοιο γόνατο αλλάζει η επιφάνεια της κίνησης, η κνημομηριαία άρθρωση μπορεί να συμπιεστεί μη φυσιολογικά αν το γόνατο αναγκαστεί να εκταθεί και οι αρθρικές επιφάνειες μπορεί να φθαρούν.

### **Επιγονατιδομηριαία άρθρωση**

Η επιφάνεια κίνησης της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης στο μετωπιαίο επίπεδο μπορεί επίσης να περιγραφεί με την τεχνική του στιγμιαίου κέντρου. Αυτή η

άρθρωση, φαίνεται να έχει κίνηση σαν γλίστρημα. Από την πλήρη έκταση στην πλήρη κάμψη του γόνατος, η επιγονατίδα γλιστράει σχεδόν 7 cm πάνω στους μηριαίους κονδύλους. Και οι δύο μαζί, η μέση και πλάγια αρθρικές επιφάνειες του μηριαίου συνδέονται με την επιγονατίδα από την πλήρη έκταση μέχρι τις 90° κάμψη. Πάνω από τις 90° κάμψης, η επιγονατίδα στρέφεται προς τα έξω και μόνο η μέση μηριαία αρθρική επιφάνεια συνδέεται με αυτήν. Στην πλήρη κάμψη η επιγονατίδα βυθίζεται στη μεσοκονδύλια αύλακα.

### **Κινητική**

Η κινητική απαιτεί τη στατική και τη δυναμική ανάλυση των δυνάμεων και των ροπών που ενεργούν σε μια άρθρωση. Στατική είναι η μελέτη των δυνάμεων και των στοιχείων που δρουν στο σώμα όταν αυτό ισορροπεί (σώμα σε ακινησία ή σε κίνηση με συνεχή ταχύτητα). Όταν αυτό ισορροπεί, πρέπει να δρουν σε αυτό δύο αντίθετες δυνάμεις οι οποίες θα αλληλοαναιρούνται. Δυναμική, είναι η μελέτη των ροπών και των δυνάμεων που δρουν στο σώμα, όταν αυτό κινείται (σε επιτάχυνση ή επιβράδυνση).

Σε αυτή την περίπτωση οι δυνάμεις δεν έχουν άθροισμα μηδέν και το σώμα μετακινείται και στρέφεται γύρω από έναν κάθετο άξονα στο επίπεδο των δυνάμεων που παράγουν τη ροπή. Η κινητική ανάλυση επιτρέπει τον καθορισμό του ποσού της ροπής και των δυνάμεων σε μία άρθρωση, που παράγονται από το βάρος του σώματος, από τη μυϊκή δράση, από την αντίσταση των συνδέσμων και την εξωτερική εφαρμογή φορτίων προς οποιαδήποτε κατάσταση, είτε στη στατική ή στη δυναμική και την αναγνώριση αυτών των καταστάσεων που παράγουν υπερβολικά μεγάλη ροπή.

### **Λειτουργία της επιγονατίδας**

Η επιγονατίδα παρέχει δύο βασικές βιομηχανικές λειτουργίες στο γόνατο. Αρχικά, βοηθάει στην έκταση του γόνατος με την παραγωγή της πρόσθιας παρεκτόπισης του τένοντα του τετρακεφάλου σ' όλο το εύρος της κίνησης. Επομένως, επιμηκύνει το μοχλοβραχίονα δύναμης του τετρακεφάλου., επιτρέπει μία ευρύτερη συνεισφορά συμπιεστικής τάσης στο μηριαίο, με την αύξηση της περιοχής επαφής μεταξύ του επιγονατιδικού συνδέσμου και του μηριαίου. Η συνεισφορά της επιγονατίδας στο



μήκος του μοχλοβραχίονα δύναμης του τετρακεφάλου ποικίλει από την πλήρη κάμψη και την πλήρη έκταση του γόνατος.

Στην πλήρη κάμψη, όταν η επιγονατίδα βρίσκεται στη μεσοκονδύλιο αύλακα, παράγει μικρή πρόσθια παρεκτόπιση του τένοντα του τετρακεφάλου και συνεισφέρει λιγότερο στο μήκος του μοχλοβραχίονα δύναμής του (περίπου το 10% ολόκληρου του μήκους). Όταν το γόνατο εκτείνεται, η επιγονατίδα ανυψώνεται από τη μεσοκονδύλια αύλακα και εκτελεί σημαντική πρόσθια παρεκτόπιση του τένοντα.

Το μήκος του μοχλοβραχίονα δύναμης του τετρακεφάλου αυξάνεται γρήγορα, με έκταση πάνω από  $45^\circ$ , σημείο στο οποίο η επιγονατίδα επιμηκύνει το μοχλοβραχίονα δύναμης κατά 30%. Με το γόνατο σε έκταση πάνω από  $45^\circ$ , το μήκος του μοχλοβραχίονα ελαφρώς μειώνεται. Με τη μείωση αυτή, πρέπει να μειωθεί και η δύναμη του μυ, ώστε η ροπή γύρω από την άρθρωση να παραμείνει η ίδια. Στη μελέτη *in vitro* για φυσιολογικά γόνατο οι Lieb and Perry (1968) έδειξαν ότι η δύναμη του τετρακεφάλου που απαιτείται για την έκταση του γόνατος στις τελευταίες  $15^\circ$  αυξάνεται περίπου 60%

Αν η επιγονατίδα αφαιρεθεί από το γόνατο ο επιγονατιδικός τένοντας μένει πιο κοντά στο κέντρο της κίνησης της κνημομηριαίας άρθρωσης σε σχέση μ' ένα ανέπαφο γόνατο. Συγκρίνοντας με πιο κοντό μοχλοβραχίονα, ο τετρακέφαλος πρέπει να παράγει ακόμα περισσότερη δύναμη, από ότι απαιτείται φυσιολογικά, ώστε να διατηρηθεί η ροπή γύρω από το γόνατο κατά τις τελευταίες  $45^\circ$  της έκτασης.

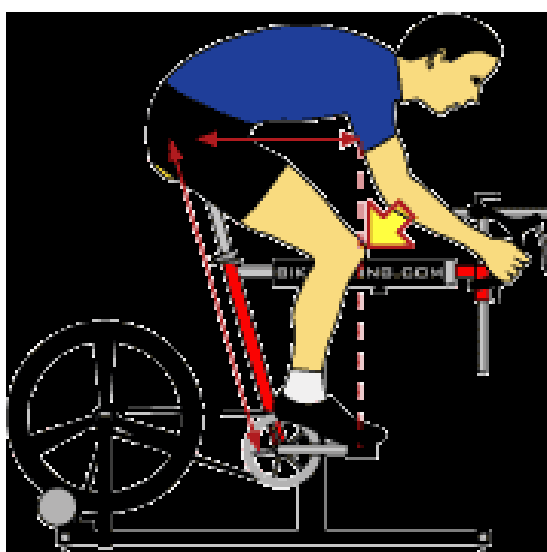
Σε πλήρη ενεργητική έκταση τέτοιου γόνατος η δύναμη του τετρακεφάλου που απαιτείται είναι μεγαλύτερη από το 30% σε σύγκριση μ' αυτή που απαιτείται φυσιολογικά.

Μια σέλα ποδηλάτου σε λανθασμένο ύψος, μπορεί να προκαλέσει τραυματισμούς ιδιαίτερα στο σημείο όπου η επιγονατίδα και ο μηρός εφάπτονται. Μια σέλα που είναι ρυθμισμένη πολύ ψηλά προκαλεί μια δύναμη που κινεί την επιγονατίδα πλευρικά. Όταν το πόδι τεντώνεται, η επιγονατίδα ωθείται εν μέρει πλευρικά και τελικά οδηγεί σε πόνο την εξωτερική επιφάνεια της επιγονατίδας. Εάν η σέλα είναι τοποθετημένη υπερβολικά μπροστά, η γωνία της άρθρωσης του γόνατου θα είναι τόσο μικρή και θα έχει την ίδια επίδραση που θα έχει μια σέλα πολύ χαμηλά τοποθετημένη.

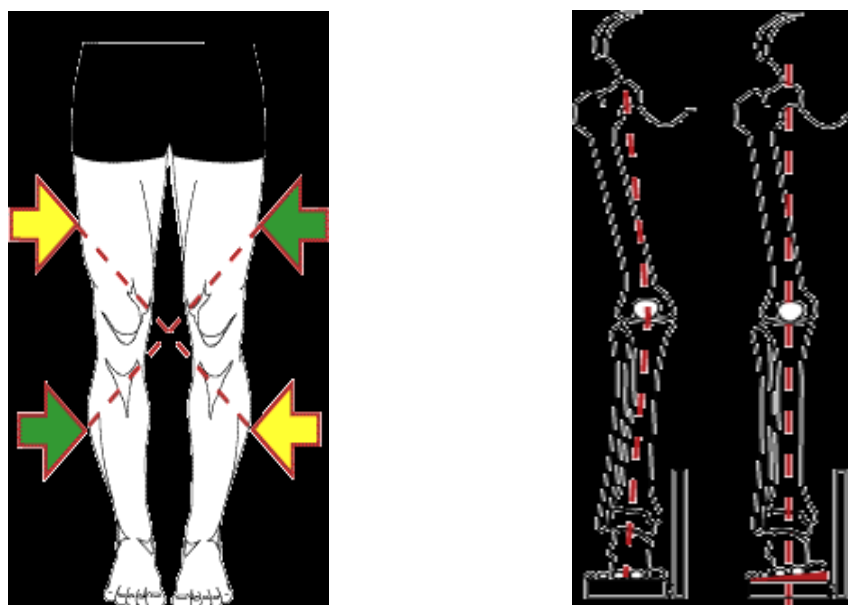
Η διαμήκης τοποθέτηση του πέλματος επηρεάζει την αποδοτικότητα του αθλητή στο πετάλι. Η θέση του κάτω άκρου επιβάλλεται να είναι τέτοια ώστε ο νοητός φορέας -

της δύναμης που διατρέχει το πόδι από το ανώτερο προς το κατώτερο άκρο, να περνάει και από τη μέση του γονάτου. Αυτό σημαίνει ότι η εσωτερική πλευρά του πέλματος διατρέχει παράλληλα τον κύκλο που διαγράφει το πετάλι. Εάν τα «*σχαράκια*» των υποδημάτων είναι στραμμένα προς το εσωτερικό, τα «*τακούνια*» στρέφονται προς το εξωτερικό. Αυτό παρατηρείται όταν ο αστράγαλος του αθλητή κινείται πολύ κοντά με το δισκοβραχίονα. Η ποδηλασία σε αυτή τη θέση μπορεί να οδηγήσει σε τραυματισμούς αφού άνω και κάτω τμήμα του ποδιού δεν ευθυγραμμίζονται. Η θέση του προς τα έσω και προς τα έξω χιαστών συνδέσμων, παρεκκλίνει πλευρικά το γόνατο από την ευθεία γραμμή και αυξάνει τον κίνδυνο τραυματισμών στο γόνατο.

Σε περίπτωση διαφοράς στο μήκος των ποδιών, υπάρχει συνήθως περισσότερη πίεση στο κοντότερο από ότι στο μακρύτερο πόδι. Συνεπώς, το γόνατο δεν παραμένει σε μια γραμμική, δυναμική τροχιά και η πίεση δεν θα είναι εξίσου κατανεμημένη έχοντας σαν συνέπεια, αυτός ο τύπος ποδηλάτη να παρουσιάζει ασύμμετρη ανάπτυξη των μυών. Το ανώτερο τμήμα του κοντότερου ποδιού αναπτύσσεται εντονότερα, και αυτή η ασυμμετρία τρέχει διαγώνια μέσω του κινούμενου συστήματος του σώματος επειδή το χαμηλότερο τμήμα του μακρύτερου ποδιού είναι ισχυρότερο. Αυτή η ασύμμετρη διαδικασία οδηγεί συχνά στον τραυματισμό γονάτου του κοντότερου ποδιού. Συχνά ο τύπος ποδηλάτη που έχει αυτήν την απόκλιση πάσχει επίσης από τον πόνο στο χαμηλότερο τμήμα της πλάτης επειδή δεν υιοθετεί μια όρθια θέση στο ποδήλατό του.



Σε αντίθεση, το μακρύτερο πόδι δέχεται μερικές φορές μεγαλύτερη πίεση, ενώ αυτός ο τύπος ποδηλάτη διορθώνει ασυναίσθητα τη διαφορά στο μήκος των ποδιών από την πλάτη του. Κατορθώνει να διατηρήσει μια όρθια θέση στο ποδήλατό του, αλλά είναι μόνο ικανός να ασκήσει τη δύναμη μέσω του μακρύτερου ποδιού του . Οι ποδηλάτες με σχήμα Ο-διαμορφωμένα ή Χ-διαμορφωμένα πόδια αντιμετωπίζουν το πρόβλημα ότι η δύναμη δεν διέρχεται από το κέντρο του γονάτου και έτσι καταλήγουν σε βλάβες στις αρθρώσεις. Η ορθοπεδική υποστήριξη επιβάλλεται.



*X διαμορφωμένα πόδια*

### **Προσθोπίσθια Σταθερότητα του Γόνατος**

Η προσθοπίσθια σταθερότητα του γόνατος διασφαλίζεται κυρίως από τους χιαστούς συνδέσμους. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος αποτελείται από δέσμες ινών με την πρόσθια έσω δέσμη να διατείνεται όταν το γόνατο βρίσκεται σε κάμψη και την οπίσθια έξω δέσμη που είναι πιο κυρτή να διατείνεται όταν το γόνατο έρχεται σε έκταση.

Το μήκος του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου είναι από 3-38 mm. Η διαδρομή του είναι ενδοαρθρική αλλά διαθέτη τη δική του υμενώδη μεμβράνη. Νεκρώνεται από μηχανικούς υποδοχείς του κνημιαίου νεύρου που συμβάλλουν στον ιδιοδεκτικό του ρόλο. Στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο δεν υπάρχουν νευρικές ίνες για να γίνει αντιληπτό ο πόνος.

### **Εγκάρσια Σταθερότητα του Γόνατος**

Η έσω σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατου επιτυγχάνεται από τον έσω πλάγιο σύνδεσμο που ευθύνεται κυρίως για τη σταθεροποίηση του γόνατος όταν σε αυτό ασκούνται δυνάμεις βλαισότητας. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος ευθύνεται κυρίως για την έξω σταθερότητα και δευτερογενώς αντιστέκεται στην έξω στροφή του γόνατος. Όταν διατείνεται στρέφει τη κνήμη προς τα έσω βοηθώντας με την ενέργεια αυτή το ξεκλείδωμα του γόνατος από τη θέση πλήρους έκτασης ενώ παθητικά αποτρέπει την υπερβολική έξω στροφή της κνήμης.

Ο τοξοειδής ιγνυακός σύνδεσμος εκτείνεται από το οπίσθιο χείλος της κεφαλής της περόνης ως τον τένοντα του ιγνυακού μυός, συνδέοντας την οπίσθια επιφάνεια της κεφαλής της περόνης με τον έξω μηριαίο κόνδυλο. Ο μεγάλος αυτός σύνδεσμος έχει ιδιαίτερη σημασία για της κακώσεις που παρατηρούνται στην οπίσθια έξω γωνία του γόνατος. Αποτρέπει την οπίσθια μετατόπιση, έξω στροφή και τάση ραιβότητας του γόνατος.

### **B) Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ**

Το κάτω άκρο χρησιμεύει για την όρθια στάση και την κίνηση του σώματος, για την κατανομή του βάρους και για τη διατήρηση της ισορροπίας. Το ισχίο είναι ένα από τα κύρια μέρη του και στην άρθρωση του, με τα οστά της λεκάνης, συνδέει τον κορμό και τη σπονδυλική στήλη με τον σκελετό των κάτω άκρων. Συνδέεται απόλυτα με την έννοια της άνεσης στη σέλα και αποτελεί και αυτή πιθανή εστία τραυματισμών και κακώσεων.

#### **Ο σκελετός της άρθρωσης του ισχίου**

Οι αρθρικές επιφάνειες της διάρθρωσης του ισχίου είναι η μηνοειδής επιφάνεια της κοτύλης στο ανώνυμο οστό και η κεφαλή του μηριαίου οστού.

#### **Το ανώνυμο οστό**

Αυτό το μεγάλο με ακανόνιστο σχήμα οστό σχηματίζεται από τρία επιμέρους οστά:

- το λαγόνιο,

- το ισχιακό και
- το ηβικό.

Πριν από την ήβη αυτά τα οστά χωρίζονται από αρθρικό χόνδρο. Η συνοστέωση τους γίνεται στην κοτύλη και αρχίζει στο 15ο με 17ο έτος σχηματιζόμενου έτσι του ανώνυμου οστού, περίπου στο 23ο έτος της ηλικίας. Για το λόγο αυτό στον ενήλικα τα τρία οστά είναι δυσδιάκριτα. Το ανώνυμο οστό φέρει στην έξω επιφάνεια του μια κυπελλοειδούς σχήματος υποδοχή, την κοτύλη, για την άρθρωση με την κεφαλή του μηριαίου οστού.

Το λαγόνιο οστό έχει σχήμα βεντάλιας. Ο λαγόνιος βόθρος είναι η έσω επιφάνεια της πτέρυγας του λαγόνιου οστού και παριστάνει τμήμα του οπίσθιου κοιλιακού τοιχώματος. Το λαγόνιο οστό αποτελεί τα άνω 2/3 του ανώνυμου οστού και τα άνω 2/5 της κοτύλης. Όταν τοποθετεί κανείς το χέρι του πάνω στο ισχίο αυτό ακουμπάει στο άνω χείλος του λαγόνιου οστού που ονομάζεται λαγόνια ακρολοφία. Η λαγόνια ακρολοφία καταλήγει μπροστά στη σφαιρική πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα ενώ προς τα πίσω καταλήγει στην οξεία οπίσθια άνω λαγόνια άκανθα. Το οπίσθιο τμήμα της έσω επιφάνειας του λαγονίου οστού σχηματίζει με το ιερό οστό την ιερολαγόνια άρθρωση και ακριβώς κάτω από αυτή βρίσκεται η μείζων ισχιακή εντομή από την οποία διέρχεται το ισχιακό νεύρο και άλλα σημαντικά ανατομικά στοιχεία.

Το ισχιακό οστό σχηματίζει το οπίσθιο κάτω τριτημόριο του ανώνυμου οστού και τα οπίσθια 2/5 της κοτύλης. Είναι το τραχύ τμήμα του ανώνυμου οστού που έχει σχήμα L, περνά κάτω από την κοτύλη και στη συνέχεια στρέφεται προς τα μπροστά για να ενωθεί με το ηβικό οστό. Το ισχιακό οστό αποτελείται από δυο τμήματα, το σώμα και τον κλάδο. Το σώμα αποτελεί το άνω παχύ τμήμα του και συνοστεώνεται με το λαγόνιο και το ηβικό στην κοτύλη. Το κάτω άκρο του έχει μια σκληρή αμβλεία προεκβολή που ονομάζεται ισχιακό κύρτωμα.

Το ισχιακό κύρτωμα καλύπτεται από τον μείζονα γλουτιαίο όταν ο μηρός βρίσκεται σε έκταση, αλλά είναι ακάλυπτο όταν ο μηρός βρίσκεται σε κάμψη. Στο ισχιακό κύρτωμα στηρίζομαστε κατά την καθιστή θέση, η οποία μελετάται ιδιαίτερος στην ποδηλασία. Η ισχιακή άκανθα προβάλλει εσωτερικά και χωρίζει τη μείζονα ισχιακή εντομή που βρίσκεται προς τα άνω από την ελάσσονα ισχιακή εντομή που βρίσκεται προς τα κάτω. Ο κλάδος του ισχιακού οστού είναι μια λεπτή ράβδος του οστού κάτω από το σώμα του. Ο κλάδος εκτείνεται εσωτερικά από το σώμα και συνδέεται με τον

κάτω κλάδο του ηβικού οστού για να σχηματίσει τον ηβοισχιακό κλάδο ο οποίος συμπληρώνει το θυροειδές τμήμα.

Το ηβικό οστό με σχήμα L σχηματίζει το κάτω πρόσθιο τμήμα του ανώνυμου οστού και το πρόσθιο εσωτερικό 1/5 της κοτύλης. Αποτελείται από τρία τμήματα, ένα σώμα και δυο κλάδους. Το επίπεδο σώμα βρίσκεται εσωτερικά. Ο άνω κλάδος του ηβικού περνά πάνω και έξω από την κοτύλη όπου συνοστεώνεται με το λαγόνιο και το ισχιακό οστό. Ο κάτω κλάδος του ηβικού οστού περνάει πίσω, κάτω και έξω, συνδέεται με τον κλάδο του ισχιακού οστού και σχηματίζει το μισό του ηβικού τόξου. Το σώμα του ηβικού οστού συνδέεται με το σώμα του αντίθετου ανώνυμου οστού στο μέσο επίπεδο με την ηβική σύμφυση. Τα άνω όρια του σώματος διαστέλλονται και σχηματίζουν την ηβική ακρολοφία. Στο έξω άκρο της υπάρχει προεκβολή το ηβικό φύμα.

### **Το μηριαίο οστό**

Το μηριαίο οστό είναι το επιμηκότερο, το ισχυρότερο και το βαρύτερο οστό του σώματος. Το ύψος ενός ατόμου είναι το τετραπλάσιο του μήκους του μηριαίου οστού. Ο ρόλος του στην ποδηλασία είναι βασικός, καθώς αποτελεί και μια από τις πέντε «ράβδους» στο εκτενές, αλλά και στο απλοποιημένο μαθηματικό μοντέλο όπου και μελετάται η κίνηση του ποδιού. Εκτείνεται από την άρθρωση του ισχίου, όπου η σφαιρική κεφαλή διαρθρώνεται με την κοτύλη, μέχρι την άρθρωση του γόνατος, όπου οι κόνδυλοι αρθρώνονται με την κνήμη.

Το μηριαίο οστό αποτελείται από το σώμα (διάφυση) και τα δυο άκρα (επιφύσεις). Το άνω άκρο αποτελείται από την κεφαλή, τον αυχένα, το μείζονα και ελάσσονα τροχαντήρα. Η κεφαλή του μηριαίου οστού είναι λεία και αποτελεί τα 2/3 σφαίρας. Φέρεται προς τα έσω, πάνω και ελαφρώς προς τα εμπρός και συντάσσεται με την κοτύλη του ανώνυμου οστού. Λίγο πιο κάτω και πίσω από το κέντρο της βρίσκεται το βοθρίο της κεφαλής όπου καταφύεται ο στρογγύλος σύνδεσμος. Η κεφαλή μερικές φορές μπορεί να ψηλαφηθεί, ειδικά σε αδύνατους άντρες, όταν το μηριαίο οστό βρίσκεται σε έξω στροφή.

Ο ανατομικός αυχένας του μηριαίου οστού συνδέει την κεφαλή με το σώμα. Φέρεται λοξά προς τα κάτω και έξω και σχηματίζει με το σώμα μια γωνία περίπου 125° μοίρες. Ο αυχένας εκτείνεται προς τα έξω μέχρι το μείζονα τροχαντήρα και έχει

στενότερη διάμετρο στο κέντρο του. Μια τραχεία γραμμή φέρεται μέχρι τον ελάσσονα τροχαντήρα. Ο μείζων τροχαντήρας είναι μια μεγάλη και σχεδόν τετράπλευρη απόφυση που δημιουργείται από τη συνένωση του αυχένα με το σώμα του μηριαίου οστού. Χρησιμεύει για την πρόσφυση πολλών μυών του γλουτού. Ο μείζων τροχαντήρας βρίσκεται κάτω από το δέρμα και μπορεί να ψηλαφηθεί στην έξω επιφάνεια του μηρού. Στην ανατομική θέση, η γραμμή η οποία συνδέει τους δυο μείζονες τροχαντήρες φυσιολογικά περνάει από τα κέντρα των μηριαίων κεφαλών και τα ηβικά φύματα. Ο ελάσσων τροχαντήρας προβάλλει από την οπίσθια,εσωτερική επιφάνεια του μηριαίου οστού στο κατώτερο άκρο της οπίσθιας μεσοτροχαντήριας γραμμής. Βρίσκεται στη γωνία που σχηματίζεται από τον ανατομικό αυχένα και το σώμα του μηριαίου οστού.

### **Επικουρικά Στοιχεία Άρθρωσης του Ισχίου:**

Στα επικουρικά στοιχεία της άρθρωσης του ισχίου αναφέρονται ο κοτυλιαίος δακτύλιος, ο αρθρικός θύλακος και οι σύνδεσμοι της άρθρωσης του ισχίου.

Ο κοτυλιαίος δακτύλιος. Στην άρθρωση του ισχίου, η επιφάνεια της κοτύλης συμπληρώνεται περιφερικά με επιχείλιο χόνδρο, τον κοτυλιαίο δακτύλιο, που είναι ινοχόνδρινος. Η μηνοειδής επιφάνεια μαζί με τον κοτυλιαίο δακτύλιο καλύπτουν τα 2/3 της κεφαλής του μηριαίου. Ο δακτύλιος προσφύεται κατά μήκος της οφρύος της κοτύλης και φερόμενος πάνω από την κοτυλιαία εντομή σχηματίζει τον εγκάρσιο σύνδεσμο της κοτύλης.

Ο αρθρικός θύλακος. Προσφύεται γύρω από την οφρύ της κοτύλης έτσι ώστε αυτή και ο κοτυλιαίος δακτύλιος προβάλλουν ελεύθερα στο εσωτερικό του θυλακικού χώρου. Η πρόσφυση του θυλάκου επί του μηριαίου οστού γίνεται σε ίση απόσταση από το χείλος του αρθρικού χόνδρου της κεφαλής του μηριαίου.

Οι σύνδεσμοι της διάρθρωσης του ισχίου. Στους συνδέσμους της διάρθρωσης του ισχίου ανήκουν τέσσερις εξωθυλακικοί σύνδεσμοι και ένας ενδοθυλακικός.

## ΜΥΪΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ

Το μυϊκό σύστημα της άρθρωσης του ισχίου αποτελείται από ογκώδεις και ισχυρούς μύες, οι οποίοι διατάσσονται σε τρεις κύριες ομάδες (πρόσθια, έσω και οπίσθια) ανάλογα με τη θέση, την ενέργεια και τη νεύρωση τους. Οι μυϊκές ομάδες του μηρού χωρίζονται με τρία διαφράγματα διαμέσου των μυών, τα οποία ξεκινούν από το εν τω βάθει πέταλο της πλατείας περιτονίας και καταφύονται στην τραχεία γραμμή του μηριαίου οστού.. Η ομάδα των πρόσθιων μυών αποτελείται από τον λαγονοψοΐτη, τον τείνοντα την πλατεία περιτονία μυ, τον ραπτικό και τον τετρακέφαλο μηριαίο μυ.

Ο λαγονοψοΐτης είναι ο ισχυρότερος κάμπτηρας του μηρού προς την κοιλιά, είναι σημαντικός για τη διατήρηση της στάσης και ενεργεί ενάντια στη βαρύτητα. Ενεργώντας προς τα κάτω με ακίνητη την πύελο, κάμπτει τον κορμό ή τον ανυψώνει από την ύπτια στην καθιστή θέση. Ο τείνων την πλατεία περιτονία μυς απάγει, στρέφει προς τα έξω και κάμπτει το μηρό, βοηθάει στη συγκράτηση του γόνατος σε έκταση και σταθεροποιεί τον κορμό στον μηρό. Όπως δηλώνει και το όνομα του αυτός τείνει την πλατεία περιτονία επιτρέποντας έτσι στους μηριαίους μυς να ενεργούν με μεγάλη δύναμη. Επίσης, τείνει την λαγονοκνημιαία ταινία επιτρέποντας στο μέσο γλουτιαίο μυ να διατηρεί την άρθρωση του γόνατος σε έκταση. Ο ραπτικός μυς κάμπτει, απάγει και στρέφει προς τα έξω το μηρό στην άρθρωση του ισχίου και στην άρθρωση του γόνατος κάμπτει την κνήμη. Ο τετρακέφαλος μηριαίος μυς είναι ισχυρός εκτείνων την κνήμη, ενώ ο ορθός μηριαίος σταθεροποιεί την άρθρωση του ισχίου και βοηθάει τον λαγονοψοΐτη στην κάμψη του μηρού. Ο συνδυασμός των παραπάνω μυϊκών ομάδων εκτελεί την κίνηση στο πετάλι.

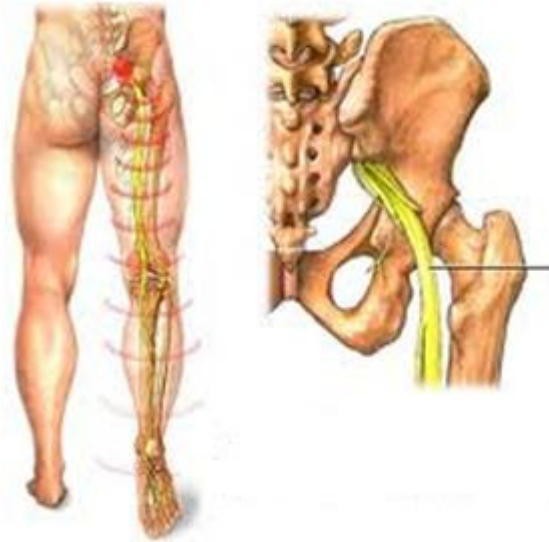
Η ομάδα των οπίσθιων μυών αποτελείται από τον δικέφαλο μηριαίο, τον ημιϋμενώδη και τον ημιτενοντώδη και τους μύες της γλουτιαίας χώρας. Ο ημιτενοντώδης και ο ημιϋμενώδης μυς εκτείνουν το μηρό κάμπτουν την κνήμη και τη στρέφουν προς τα έσω, ενώ όταν ο μηρός και η κνήμη είναι σε κάμψη εκτείνει τον κορμό. Ο δικέφαλος μηριαίος μυς κάμπτει την κνήμη και την στρέφει προς τα έξω. Όπως και οι άλλο οπίσθιοι μηριαίοι μύες η μακρά κεφαλή του δρα και στην άρθρωση του ισχίου και εκτείνει το μηρό. Οι γλουτιαίοι μύες είναι ο μείζων γλουτιαίος, ο μέσος γλουτιαίος και ο μικρός γλουτιαίος οι οποίοι είναι κυρίως απαγωγοί εκτός του μείζονα γλουτιαίου που είναι ισχυρός εκτείνων και μια εν τω βάθει ομάδα μικρότερων μυών (αποιοειδής, έσω θυρεοειδής, δίδυμοι και τετράγωνος μηριαίος μυς) οι οποίοι είναι κυρίως έξω στροφεείς του μηρού.



Η ομάδα των έσω μυών αποτελείται από τον ισχνό προσαγωγό, τον κτενίτη, τον μακρύ προσαγωγό, το βραχύ προσαγωγό, τον μεγάλο προσαγωγό και τον έξω θυρεοειδή. Η δράση τους είναι κυρίως η προσαγωγή του μηρού , αλλά μερικοί κάμπτουν την κνήμη και βοηθούν στην έσω στροφή της.

#### Η ΚΙΝΗΣΗ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ

Οι κινήσεις που γίνονται στην άρθρωση του ισχίου είναι η κάμψη και η έκταση, η απαγωγή και η προσαγωγή, έσω και έξω στροφή και περιαγωγή. Η κάμψη και η έκταση γίνονται γύρω από εγκάρσιο άξονα που διέρχεται από την κεφαλή του μηριαίου. Το εύρος της κίνησης κάμψης έκτασης είναι  $120^{\circ}$  με το γόνατο σε κάμψη και  $90^{\circ}$  με το γόνατο σε έκταση. Η κάμψη περιορίζεται από την επαφή της άνω μοίρας της πρόσθιας επιφάνειας του μηρού με το πρόσθιο χείλος της κοτύλης, ενώ η έκταση περιορίζεται από την τάση του λαγονομηρικού συνδέσμου. Η απαγωγή και η προσαγωγή γίνονται γύρω από προσθοπίσθιο άξονα που διέρχεται από την κεφαλή του μηριαίου. Το εύρος τροχιάς της απαγωγής- προσαγωγής είναι  $45^{\circ}$  , αλλά η προσαγωγή μπορεί να προχωρήσει ακόμα . Η απαγωγή περιορίζεται από την τάση του ηβομηρικού συνδέσμου και η προσαγωγή περιορίζεται από την τάση του στρογγυλού και του λαγονομηρικού συνδέσμου. Η στροφή του μηρού γίνεται γύρω από κάθετο άξονα που διέρχεται από την κεφαλή του μηριαίου και από τον έσω μηριαίο κόνδυλο. Το εύρος τροχιάς της στροφής είναι  $45^{\circ}$  και η προς τα έξω στροφή περιορίζεται από την τάση του στρογγυλού και του ηβομηρικού, ενώ η προς τα έσω στροφή περιορίζεται από την τάση του ισχιομηρικού συνδέσμου. Η περιαγωγή είναι σύνθετη κίνηση κατά την οποία το κάτω άκρο διαγράφει την επιφάνεια ενός ανώμαλου κώνου, η κορυφή του οποίου αντιστοιχεί στην κεφαλή του μηριαίου.



## Γ) Η ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗ ΑΡΘΡΩΣΗ

### ΑΝΑΤΟΜΙΚΗ ΤΗΣ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ

#### Γωνιώδης μονοαξονική διάρθρωση

Αλλιώς, η συγκεκριμένη άρθρωση λέγεται και αστραγαλοκνημική, παρόλο που στο σχηματισμό της συγκεκριμένης άρθρωσης παίρνει μέρος εκτός από την κνήμη και τον αστράγαλο και η περόνη. Επομένως, καταλαβαίνουμε τον σκοπό της συγκεκριμένης άρθρωσης που είναι η σύνταξη του σκελετού της κνήμης με τον σκελετό του άκρου ποδός.

Οι αρθρικές επιφάνειες είναι αφενός η περονοκνημική γλήνη και αφετέρου η τροχιλία του αστραγάλου (συντάσσεται με το άνω τοίχωμα της περονοκνημικής γλήνης) και οι σφυρίτιδες επιφάνειες του σώματός του (συντάσσονται με το έσω και έξω σφυρό).

Οι επιφάνειες αυτές καλύπτονται από υαλοειδή αρθρικό χόνδρο που είναι παχύτερος στην έσω πλευρά της τροχιλίας και λεπτότερος προς τα έξω. Ο ινώδης αρθρικός θύλακας έχει σχήμα περιχειρίδας που προσφύεται κοντά στις αρθρικές επιφάνειες της άρθρωσης. Το πρόσθιο και το οπίσθιο τμήμα του ινώδη θύλακα είναι λεπτό και χαλαρό, ώστε να διευκολύνονται οι κινήσεις κάμψης – έκτασης στην άρθρωση. Τα πλάγια τμήματα είναι παχύτερα και ισχυρότερα.

-Ο αρθρικός υμένας απαλείφει την προς τα έσω στραμμένη επιφάνεια του ινώδη θύλακα, καθώς και τις επιφάνειες των οστών που βρίσκονται μέσα στην άρθρωση αλλά δεν είναι αρθρικές. Αυτός σχηματίζει στην οπίσθια επιφάνειά του πολλές μικρές θυλακοειδείς προεκβολές ανάμεσα στις ίνες του ινώδη θύλακα που επικοινωνούν με τα ορογόνα έλυτρα των τενόντων που έρχονται σε επαφή με την άρθρωση. Αυτό λοιπόν εξηγεί γιατί όταν φλεγμαίνει η άρθρωση και αυξάνει σε αυτήν το αρθρικό υγρό, εμφανίζεται ως οίδημα στην περιοχή του αχίλλειου τένοντα.

Οι σύνδεσμοι που κυρίως ενισχύουν της άρθρωση είναι ο έσω και ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, αλλά υπάρχουν και ο πρόσθιος και οπίσθιος σύνδεσμος της ποδοκνημικής διάρθρωσης που ουσιαστικά απλά αποτελούν παχύνσεις του ινώδη θύλακα της άρθρωσης στο πρόσθιο και οπίσθιο τμήμα του.

### **Σύνδεσμοι:**

Οι ταινίες από παχύ, συνδετικό ιστό που προσφύονται μεταξύ των οστών και της άρθρωσης, είναι:

A) Ο έσω πλάγιος ή δελτοειδής σύνδεσμος, τριγωνικού σχήματος με ισχυρό ινώδες πέταλο που προσφύεται στο πρόσθιο και οπίσθιο χείλος του έσω σφυρού και έπειτα διαχωρίζεται σε 3 δεσμίδες :

- 1) πρόσθιος αστραγαλοκνημικός σύνδεσμος
- 2) πτερνοκνημικός σύνδεσμος
- 3) οπίσθιος αστραγαλοκνημικός σύνδεσμος

B) Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος έχει 3 ανεξάρτητες ινώδεις δεσμίδες που προσφύονται στο έξω σφυρό και είναι:

- 1) πρόσθιος αστραγαλοπερονικός σύνδεσμος
- 2) πτερνοπερονικός σύνδεσμος
- 3) οπίσθιος αστραγαλοπερονικός σύνδεσμος



### **Σημασία και λειτουργική των συνδέσμων**

Η κύρια ενέργεια του έσω πλάγιου συνδέσμου είναι ο έλεγχος της διάσπασης του έσω χείλους του ακραίου ποδιού. Βίαιη υπέρμετρη διάσπαση του έσω χείλους (ή ανάσπαση του έξω χείλους) του άκρος ποδιού μπορεί να προκαλέσει ρήξη του έσω συνδέσμου, αν και εξαιτίας της έντασης του είναι δυνατόν να προηγηθεί του κάταγμα του έσω σφυρού.

Κύρια λειτουργία του έξω πλάγιου συνδέσμου είναι η παρεμπόδιση της υπέρμετρης ανάσπασης του έσω χείλους του ακραίου ποδιού, την οποία και επιτελεί διά του πτεροπερονιακού συνδέσμου.

Σε αυτή την άρθρωση, οι τραυματισμοί προβληματίζουν τον αθλητή ποδηλάτη. Όταν το υποδήμα τοποθετείται σε πολύ μπροστινή θέση αυξάνει την αστάθεια του πέλματος και πιέζει υπερβολικά τον Αχιλλέιο τένοντα. Η αποφυγή αυτού του προβλήματος προϋποθέτει τα σχαράκια να ρυθμιστούν με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε το κέντρο βάρους της πτέρνας να τοποθετείται ακριβώς επάνω από τον άξονα του πεταλιού. Ο πόνος στο συγκεκριμένο τένοντα και στους χιαστούς συνδέσμους της ποδοκνημικής μπορεί να είναι ένδειξη μιας πολύ χαμηλής θέσης της σέλας, η οποία πρέπει να επανατοποθετηθεί. Ακόμα, το κάψιμο που αισθάνονται οι περισσότεροι αθλητές στα πέλματα είναι συνηθισμένο φαινόμενο. Αυτό, συχνά προκύπτει σαν αιτία της ακαμψίας της σύνδεσης μεταξύ υποδήματος και πεταλιού, η οποία είναι στην πραγματικότητα απαραίτητη.

Η πίεση, κάτω από το πέλμα δεν κατανέμεται ομοιόμορφα εφόσον αυτή είναι συγκεντρωμένη κάτω από το κέντρο βάρους του ποδιού ενώ ταυτόχρονα πτέρνα και άκαμπτη σόλα υποδήματος δεν εφάπτονται εξολοκλήρου. Μια λύση είναι η

αντικατάσταση της εσωτερικής επένδυσης του υποδήματος με κατάλληλο υλικό, ακριβώς σχεδιασμένο στο σχήμα του πέλματος ή ένα άλλο ορθοπεδικά σχεδιασμένο. Ας προσθέσουμε ότι τα υποδήματα ποδηλασίας, πρέπει να αφήνουν στα μπροστινά δάχτυλα του ποδιού χώρο για να κινηθούν λίγο . Επιπλέον, μικρού μήκους κνήμη μπορεί να είναι αιτία κακώσεων στον Αχίλλειο τένοντα και η διάταση της (τέντωμα) προτείνεται σαν λύση.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

### **1. ΚΙΝΗΣΗ ΠΟΔΙΟΥ – ΕΚΤΕΝΕΣ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΣΤΗΝ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑ**

Η εκτενής εμβιομηχανική ανάλυση που έλαβε χώρα στο προηγούμενο κεφάλαιο σχετικά με τη φυσιολογία του κάτω άκρου, είχε σκοπό να μας εισάγει στην πληρέστερη κατανόηση της σύνθετης κίνησης μυϊκών και αρθρικών ομάδων κατά την ποδηλατική δραστηριότητα.

Την τελευταία δεκαετία έχει παρατηρηθεί μια μεγάλη άνοδος στη δημοτικότητα της ποδηλασίας, τόσο ως ψυχαγωγική δραστηριότητα αλλά και ως αγωνιστικό άθλημα. Παράλληλα, με την αυξημένη συμμετοχή αθλητών και ερασιτεχνών, παρατηρήθηκε αύξηση των κακώσεων των αναφερόμενων αρθρώσεων και κυρίως του γονάτου και σαν αποτέλεσμα, ένα μεγαλύτερο ενδιαφέρον για τις φορτίσεις κατά τη διάρκεια της ποδηλασίας.

Κατανοώντας την εμβιομηχανική ανάλυση της κίνησης πέλματος - ποδομοχλού, οδηγούμαστε σε σημαντικά συμπεράσματα σχετικά με την εκτίμηση των τραυματισμών στο γόνατο. Αναπτύσσονται λοιπόν νέες μέθοδοι φυσικοθεραπείας και νέες τεχνικές σε επίπεδο διαγωνισμού. Οι πληροφορίες που απαιτούνται για να κατανοηθεί η συγκεκριμένη αυτή κίνηση, όπως προείπαμε, περιλαμβάνει την αναγνώριση των μυών του ποδιού που συμμετέχουν, τις ακριβείς φορτίσεις του πεταλιού και γενικότερα την κινηματική του ποδιού.

Αρκετές μελέτες έχουν συντελεστεί σχετικά με την κινηματική του ποδιού. Οι Houtz και Fischer το 1959μ.Χ χρησιμοποίησαν ένα στατικό ποδήλατο ασκήσεων για να κάνουν τη μελέτη της κίνησης σε 14 επιφάνειες μυών. Ο Despires το 1974μ.Χ, πειραματίστηκε πάνω σε ένα κινούμενο με το ένα πόδι ποδήλατο και κυρίως στο ύψος του καθίσματος και στα φορτία που δέχονται οι μυϊκές επιφάνειες του κάτω άκρου. Στο σύγγραμμά τους, οι Faria και Cavanagh το 1978 μ.Χ , αναφέρουν εκτενώς τις μυϊκές ομάδες και τις αρθρώσεις που συμμετέχουν στην ποδηλασία. Ο Cregor το 1982 μ.Χ χρησιμοποίησε ένα υψηλώς τροποποιημένο εργόμετρο ασκήσεων με τεχνητά μέλη που φορούσαν ανάλογα υποδήματα για να καθιερώσει τις βέλτιστες τεχνικές ίππευσης. Επιπλέον, οι Jorge και Hull μελέτησαν την κίνηση από οχτώ μύες

του ποδιού σε τροχήλατο ποδήλατο. Τέλος, ο Goto το 1976 μ.Χ, μελέτησε τη σχέση μεταξύ μυϊκής κόπωσης και συχνότητας περιστροφής του πεταλιού.

Όλα τα αποτελέσματα των μελετών έδειξαν ότι η ταυτόχρονη μυϊκή δραστηριότητα δρώσας και αντιδρώσας ομάδας είναι η ελάχιστη. Στον αστράγαλο (σφυρό), ο πρόσθιος κνημιαίος (TA) έχει δραστηριότητα σε γωνίες της ποδοκνημικής άρθρωσης μεταξύ  $45^\circ$  και  $270^\circ$ , όταν ο γαστροκνήμιος είναι μεταξύ  $270^\circ$  και  $45^\circ$ . Διαπιστώθηκε συνεπώς ότι οι δυνάμεις που ασκούνται στα πετάλια είναι ασύμμετρες, με το δεξί να αναπτύσσει μεγαλύτερες από το αριστερό και 0 μοίρες να αντιστοιχούν σε κάθετο δισκοβραχίονα.

Ο τετρακέφαλος μυς δραστηριοποιείται μεταξύ  $315^\circ$  και  $90^\circ$ , ενώ ο δικέφαλος μηριαίος και ο ημιμυενώδης μεταξύ  $60^\circ$  και  $270^\circ$ . Τέλος, στο ισχίο ο μείζων γλουτιαίος μεταξύ 0 και  $135^\circ$ , ενώ ο ορθός μηριαίος μεταξύ  $270^\circ$  και  $360^\circ$ .

Τα φορτία στην άρθρωση του γονάτου κατά τη διάρκεια της ποδηλασίας, μπορούν να προσδιοριστούν από ένα εμβιομηχανικό μοντέλο. Εμβιομηχανικά, τρισδιάστατα μοντέλα που έχουν αναπτυχθεί στο παρελθόν για το ποδήλατο μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες. Αρχικά, είναι αυτά που εξετάζουν την κίνηση του ποδιού στο οβελιαίο επίπεδο (επίπεδο παράλληλο στο επίπεδο του ποδηλάτου) και εκείνα που μελετούν την κίνηση έξω από το οβελιαίο επίπεδο.

Οι τεχνικές μέτρησης που χρησιμοποιούνται για τα εισερχόμενα δεδομένα, οι μετατροπές από το ένα μοντέλο στο άλλο με κινηματικές θεωρίες ρομπότ. Ο Ericsson, για παράδειγμα, ερευνώντας την κίνηση της άρθρωσης του γονάτου, χρησιμοποίησε μόνο τις κάθετες και οριζόντιες δυνάμεις που επενεργούν στον ποδομοχλό και τη θέση του γονάτου σε σχέση με το φορτίο στο μετωπιαίο επίπεδο, για να διατυπώσει τη θεωρία του. Κρίθηκε, λοιπόν, αναγκαίο, να αναπτυχθεί ένα μοντέλο που θα συνδύαζε τη μηχανική σε μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο των τρισδιάστατων φορτίων του ποδομοχλού, έτσι ώστε να γίνουν κατανοητές και οι φορτίσεις των αρθρώσεων.

Προερχόμενη από το έργο των Hull και Jorge (1985μ.Χ), η αντιστοιχία του μοντέλου στο επίπεδο αποτελείται από τη σύνθεση πέντε δοκών σε οβελιαίο επίπεδο με σταθερά σημεία περιστροφής στην άρθρωση του ισχίου και στον άξονα του δισκοβραχίονα (πεταλιέρα). Ας σημειώσουμε ότι:

## Α) ΑΝΑΛΥΤΙΚΟ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ

### Πίνακας Συμβολισμών:

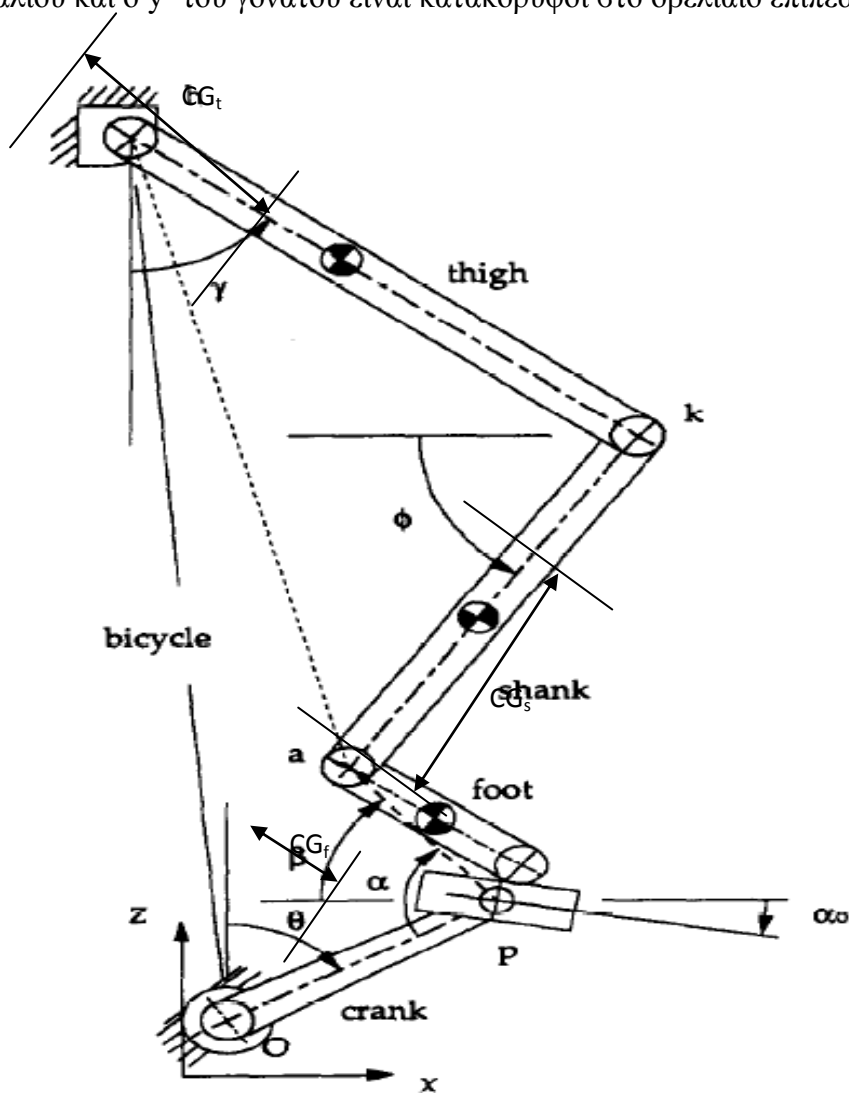
<p><math>X, \Psi, Z</math>: άξονες αδρανειακού συστήματος συντεταγμένων με τους <math>X, Z</math> να ορίζουν επίπεδο παράλληλο προς αυτό του ποδηλάτου (οβελιαίο επίπεδο) και <math>Y</math> αμοιβαία κάθετος στους άξονες <math>X, Z</math></p>	<p><math>axs, azs</math>: γραμμική επιτάχυνση από το κέντρο βάρους της κνήμης κατά μήκος των <math>X</math> και <math>Z</math> αξόνων με θετική φορά πρόσθια και κάθετα προς τα επάνω</p>
<p><math>X, \Psi, Z</math>: άξονες του τοπικού συστήματος συντεταγμένων στην περιοχή του ποδομοχλού με θετικό <math>x</math> να κατευθύνεται προς τα εμπρός της επιφάνειας του πεταλιού και <math>\psi</math> ομοίως κάθετος στους <math>x</math> και <math>z</math></p>	<p><math>g</math>: επιτάχυνση της βαρύτητας</p>
<p><math>x', \psi', z'</math>: άξονες του τοπικού συστήματος αναφοράς στην περιοχή της άρθρωσης του γόνατος, με κέντρο το μέσο μεταξύ μηριαίων κονδύλων. Ο <math>z'</math> άξονας συμπίπτει με μια νοητή γραμμή που συνδέει το μέσο με τον πλάγιο μυ του σφυρού, όταν το πόδι είναι σε πλήρη έκταση. Είναι θετικός όταν κατευθύνεται προς τα έσω</p>	<p><math>C, p, f, s, t, b</math> : δεσμοί σχετικοί με το δισκοβραχίονα, τον ποδομοχλό, το πέλμα, την κνήμη, το μηρό και το σκελετό του ποδηλάτου</p>
<p><math>A, B, C</math>: κατάλληλες γωνίες μετατροπής από το ένα τοπικό σύστημα ποδομοχλού στο άλλο τοπικό σύστημα της άρθρωσης του γόνατου</p>	<p><math>O, p, a, k, h</math>: άξονες περιστροφής, δισκοβραχίονα, πεταλιού, ποδοκνημικής άρθρωσης, άρθρωσης γόνατου και άρθρωσης ισχίου</p>
<p><math>\theta, \theta, \theta''</math>: γωνιακή θέση, γωνιακή ταχύτητα, γωνιακή επιτάχυνση του βραχίονα με θετική φορά την ωρολογιακή από την κατακόρυφο</p>	<p><math>Le, Lf, Ls, Lt</math>: μήκη δισκοβραχίονα, πέλματος, κνήμης και μηρού</p>
<p><math>\alpha o</math>: απόλυτη γωνιακή θέση του πεταλιού</p>	<p><math>L\kappa\psi</math> : οριζόντια θέση του κέντρου του</p>



	γονάτου σε σχέση με το κέντρο πεταλιού σε μετωπιαίο επίπεδο
$\alpha, \alpha', \alpha''$ : γωνιακή θέση, γωνιακή ταχύτητα γωνιακή επιτάχυνση του πέλματος σε σχέση με το βραχίονα, με θετική φορά την ωρολογιακή	$CGf, CGs, CGt$ : θέσεις κέντρου βάρους, πέλματος, κνήμης και μηρού σε οβελιαίο επίπεδο, τοποθετημένες στο κοντινότερο τέλος του αντίστοιχου συνδέσμου
$B, \beta', \beta''$ : γωνιακή θέση, γωνιακή ταχύτητα, γωνιακή επιτάχυνση του πέλματος με θετική φορά την ωρολογιακή από την οριζόντια	$CGs\psi$ : οριζόντια θέση του κέντρου βάρους της κνήμης σε μετωπιαίο επίπεδο σε σχέση με το κέντρο της άρθρωσης του γονάτου
$\Phi, \phi', \phi''$ : γωνιακή θέση, γωνιακή ταχύτητα, γωνιακή επιτάχυνση της κνήμης με θετική την ωρολογιακή φορά από την οριζόντια.	$Mf, ms, mt$ : μάζες πέλματος, κνήμης, μηρού
$F_{xa}, F_{\psi a}, F_{za}$ : δυνάμεις ποδοκνημικής άρθρωσης στο αδρανειακό σύστημα αναφοράς	$M_{xa}, M_{\psi a}, M_{za}$ : στιγμιαίες τιμές ροπής της ποδοκνημικής άρθρωσης σε αδρανειακό σύστημα αναφοράς
$\gamma, \gamma', \gamma''$ : γωνιακή θέση, γωνιακή ταχύτητα, γωνιακή επιτάχυνση του μηρού με θετική φορά την ωρολογιακή από την κάθετη	$I_s$ : στιγμιαία αδράνεια της κνήμης σε σχέση με το κέντρο βαρύτητας σε οβελιαίο επίπεδο $I_f$ : στιγμιαία αδράνεια του πέλματος σε σχέση με το κέντρο βαρύτητας σε οβελιαίο επίπεδο $I_t$ : στιγμιαία αδράνεια του μηρού σε σχέση με το κέντρο βαρύτητας σε οβελιαίο επίπεδο

Μια διάταξη με πέντε ράβδους χρησιμοποιήθηκε για να περιγράψει την κίνηση σε **οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο** ενός συστήματος ποδηλάτη - ποδήλατου. Αυτό το μοντέλο μελέτης μπορεί να θεωρηθεί σαν δυο ξεχωριστά αλληλοεξαρτώμενα μοντέλα, έτσι ώστε να δοθεί ολοκληρωμένη περιγραφή του συστήματος. Μια αναλογία του μοντέλου ήταν η αναπαράσταση του ποδηλάτη - ποδήλατου, χρησιμοποιώντας κινηματική ανάλυση σε οβελιαίο επίπεδο.

Η άλλη διάσταση του μοντέλου ήταν **η ημιστατική ανάλυση σε μετωπιαίο επίπεδο**. Σε αυτή την ανάλυση, χρησιμοποιήθηκαν τρία ορθογώνια συστήματα συντεταγμένων. Το πρώτο είναι το αδρανειακό σύστημα αναφοράς όπου οι X,Z άξονες ορίζουν το οβελιαίο επίπεδο, το δεύτερο τοποθετημένο στο κέντρο του πεταλιού και το τρίτο στο μέσο της νοητής γραμμής που ενώνει τον πλάγιο με το μέσο μηριαίο επικονδύλιο. Σημειώνουμε, ότι στα δυο τοπικά συστήματα ο y άξονας του πεταλιού και ο y' του γονάτου είναι κατακόρυφοι στο οβελιαίο επίπεδο.



Προερχόμενη από το έργο των Hull και Jorge (1985), η επίπεδη αναλογία του μοντέλου αποτελείται από τη σύνδεση πέντε δοκών σε οβελιαίο επίπεδο με σταθερά σημεία περιστροφής στην άρθρωση του ισχίου και στον άξονα του δισκοβραχίονα (πεταλιέρα). Η άρθρωση του ισχίου καθορίζεται σε σχέση με την πεταλιέρα. Για να καθορισθεί πλήρως το μοντέλο, απαιτούνται έξι κινηματικές είσοδοι και ένας γεωμετρικός περιορισμός. Οι κινηματικές είσοδοι αποτελούνται από τη γωνιακή θέση, τη γωνιακή ταχύτητα και τη γωνιακή επιτάχυνση της πεταλιέρας - πεταλιού.

Το μοντέλο περιορίστηκε γεωμετρικά μη επιτρέποντας στην άρθρωση του γόνατος να λάβει την προηγούμενη ευθεία θέση του. Εξισώσεις, για το οβελιαίο επίπεδο, σχετικές με τα φορτία των αρθρώσεων θεωρήθηκαν οι εξισώσεις κίνησης για κάθε στοιχείο χωριστά στα διαγράμματα ελευθέρου σώματος. Επομένως, το οβελιαίο επίπεδο δράσης των στιγμιαίων δυνάμεων στην άρθρωση του γόνατος στο τοπικό σύστημα συντεταγμένων λαμβάνει τη μορφή:

$$F_{x'} = (F_{xa} + m_s a_{xs}) \sin \phi - \left[ F_{za} + m_s (g + a_{zs}) \right] \bar{c} \cos \phi$$

$$F_{z'} = (F_{xa} + m_s a_{xs}) \cos \phi - \left[ F_{za} + m_s (g + a_{zs}) \right] \bar{s} \sin \phi$$

$$M_{\psi'} = I_{\gamma_s} \ddot{\phi} + M_{\gamma_s} - m_s g CG_s \cos \phi + m_s \left[ \alpha_{zs} CG_s \sin \phi - \alpha_{zs} CG_s \cos \phi \right] + F_{xa} L_s \sin \phi - F_{za} L_s \cos \phi$$

Οι ορισμοί των συμβολισμών στις παραπάνω τρεις εξισώσεις επεξηγούνται στον πίνακα.

Για κάθε στοιχείο, σπουδαίο ρόλο διαδραμάτισαν ανθρωπομετρικοί παράμετροι όπως το μήκος, η μάζα και τα στιγμιαία κέντρα βαρυτικής αδράνειας των διαφόρων μελών - δοκών.

Το μήκος του πέλματος ορίστηκε ως η απόσταση από την άκρη του πέμπτου μετατάρσιου συνδέσμου μέχρι την πλάγια όψη του αστραγάλου. Το μήκος του δισκοβραχίονα (πεταλιέρας) μετρήθηκε από τον πλάγια μηριαία επικονδύλια απόφυση, στην πλάγια όψη του σφυρού μέχρι το μεγαλύτερο τροχαντήριο θύλακα.

Οι πειραματικές μεταβλητές που χρειάστηκαν για να επιλύσουν τα φορτία της άρθρωσης του γόνατος σε οβελιαίο επίπεδο, στις παραπάνω τρεις εξισώσεις, περιλαμβάνουν τη γωνία της πεταλιέρας, τη σχετική γωνία της πεταλιέρας σε σχέση με το πετάλι, την ολική δύναμη που ασκείται στο πετάλι καθώς ακόμα και την εφαπτομενική της συνιστώσα. Οι παραπάνω γωνίες υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας

ποτενσιόμετρα συνεχής περιστροφής ( Hull και Davis, 1981). Η επίδραση των γωνιών αυτών στο κινηματικό μοντέλο θα εξηγηθεί εκτενέστερα παρακάτω. Συγκεκριμένα, οι κάθετες και εφαπτομενικές συνιστώσες της δύναμης του ποδομοχλού μετρήθηκαν με ποτενσιόμετρο έξι στοιχείων.

Ένα ημιστατικό μοντέλο για το σύστημα ποδηλάτη - ποδήλατου, σε μετωπιαίο επίπεδο χρησιμοποιήθηκε για να υπολογιστούν οι παραμένουσες τάσεις στην άρθρωση του γόνατος. Αυτό το μοντέλο, συγκεκριμένα θεωρεί ότι οι αδρανειακοί διαχωρισμοί σε μετωπιαίο επίπεδο στα ολικά φορτία της άρθρωσης, αποτελούν δεύτερης σειράς προτεραιότητα. Επομένως, χρησιμοποιώντας συμβολισμούς των παρακάτω εικόνων , τα φορτία της άρθρωσης του γόνατος γίνονται:

$$\begin{aligned}
 F_{\psi}' &= F_{\psi} \\
 M_{\chi}' &= -M_{\chi}(\cos A \cos B + \sin A \sin B) \\
 &+ M_z(\sin A \cos B - \cos A \sin B) \\
 &- F_{\psi}(L_f \sin B + L_s) \\
 &- F_x L_{\kappa\psi} \sin C \\
 &+ F_z L_{\kappa\psi} \sin C \\
 &- m_s g C G_{s\psi} \sin \varphi \\
 &- m_f g L_{\kappa\psi} \sin \varphi
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 M_z' &= M_x(\cos A \sin B - \sin A \cos B). \\
 &- M_z(\cos A \cos B + \sin A \sin B) \\
 &- F_{\psi} g L_f \cos B - F_x L_{\kappa\psi} \cos C \\
 &- F_z L_{\kappa\psi} \sin C \\
 &- m_s g C G_{s\psi} \cos \varphi \\
 &- m_f g L_{\kappa\psi} \cos \varphi,
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \acute{o}\pi\omicron\upsilon : A &= \beta - \alpha_o, \\
 B &= \beta + \varphi - \pi / 2 \\
 C &= \alpha_o + \varphi - \pi / 2
 \end{aligned}$$

Τα φορτία της άρθρωσης του γόνατου, μπορούν να υπολογιστούν με τις παρακάτω εξισώσεις:

$$M_x' = M_x'(M_x) + M_x'(M_z) + M_x'(F_x) + M_x'(F_\psi) + M_x'(F_z) + M_x'(m_s g + m_f g),$$

$$M_z' = M_z'(M_x) + M_z'(M_z) + M_z'(F_x) + M_z'(F_\psi) + M_z'(F_z) + M_z'(m_s g + m_f g)$$

Αυτές, μπορούν να λάβουν τη μορφή:

$$M_x'(M_x) = -M_x(\cos A \cos B + \sin A \sin B), M_x'(F_x) = -F_x L_{\kappa\psi} \sin C$$

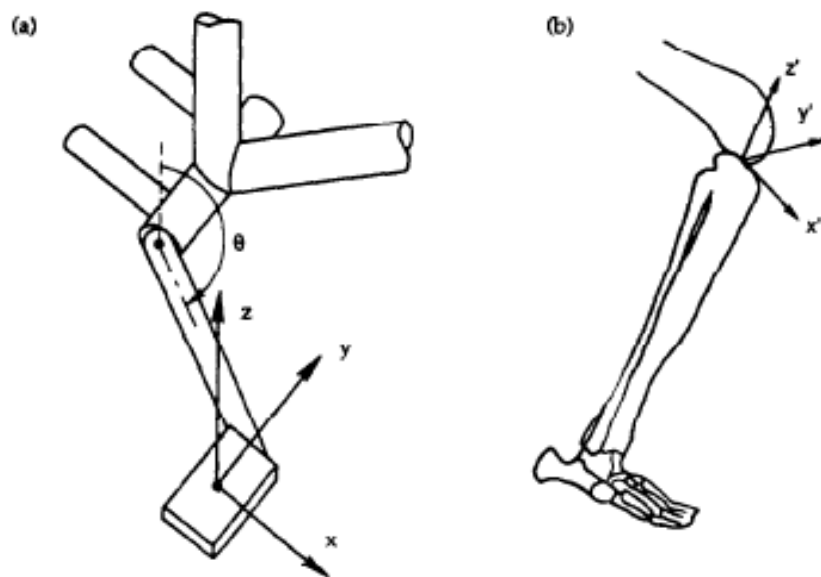
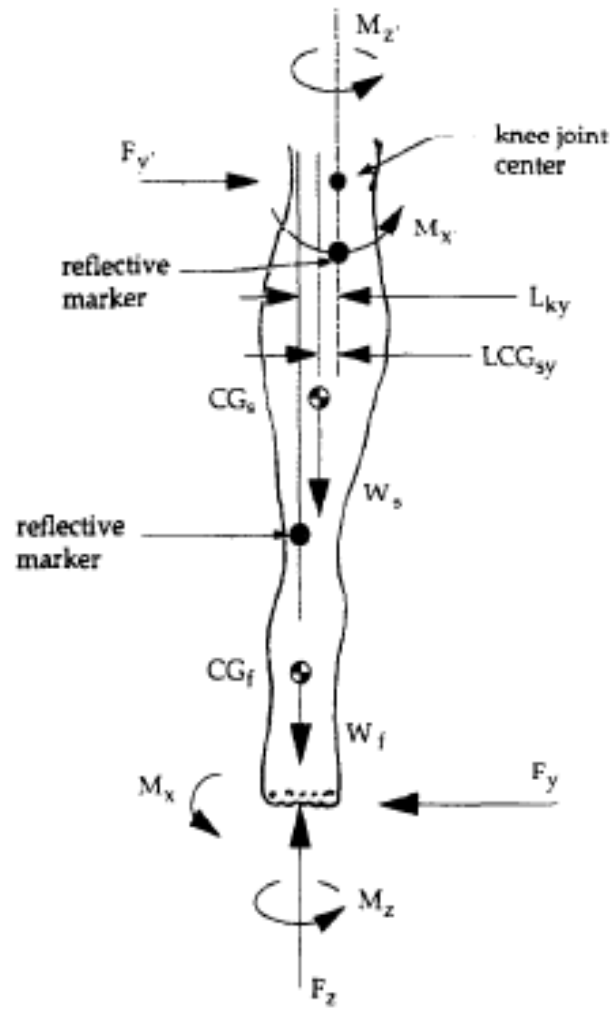
$$M_z'(M_z) = -M_z(\cos A \cos B + \sin A \sin B),$$

$$M_z'(F_z) = -F_z L_{\kappa\psi} \sin C,$$

Δόθηκε ιδιαίτερη σημασία στην εμβιομηχανική ανάλυση της άρθρωσης του γονάτου εξαιτίας του ενδιαφέροντος που παρουσιάζει στους τραυματισμούς και τις κακώσεις κατά τη διάρκεια της ποδηλατικής δραστηριότητας.

Οι μεταβλητές που χρησιμοποιήθηκαν, για να λύσουν το πρόβλημα της φόρτισης της άρθρωσης του γονάτου, σε μετωπιαίο επίπεδο ήταν η θέση του γονάτου σε σχέση με το πετάλι, η θέση των κέντρων βάρους της κνήμης και του πέλματος σε σχέση με το γόνατο, οι κανονικές, εφαπτόμενες και κάθετες δυνάμεις του ποδομοχλού, καθώς και στιγμιαίες θέσεις του παραπάνω στο τοπικό σύστημα συντεταγμένων x και z.

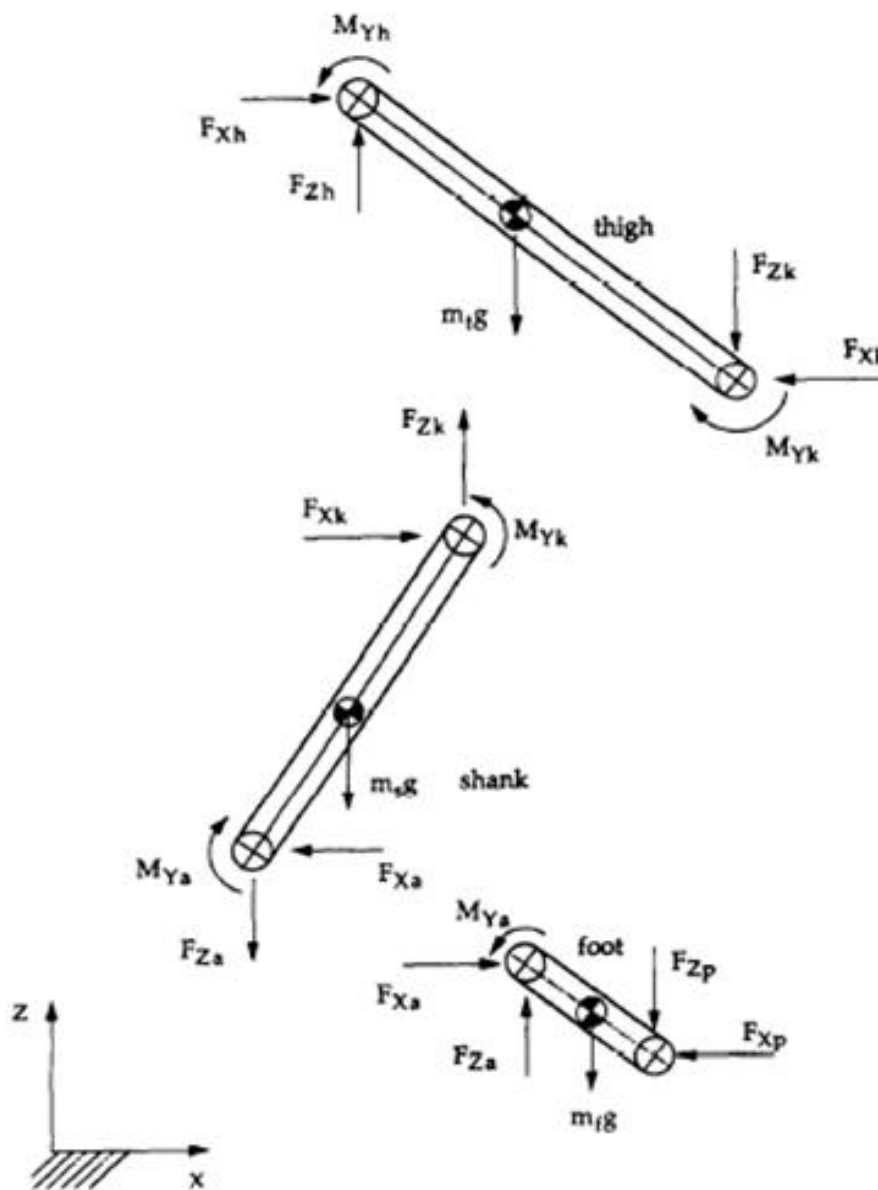
Η θέση του γονάτου, σε μετωπιαίο επίπεδο και σε σχέση με το εφαρμοσμένο φορτίο στον ποδομοχλό κατά μήκος του αδρανειακού άξονα Y μετρήθηκε με τη βοήθεια δύο νοητών σημείων. Το πρώτο θεωρήθηκε σε μικρή απόσταση κάτω από την άρθρωση του γονάτου και το δεύτερο στο κέντρο του πεταλιού. Τα σημεία αυτά τοποθετήθηκαν στις παραπάνω θέσεις χρησιμοποιώντας μια βιντεοσκοπημένη ανάλυση της κίνησης του συστήματος. Στο μετωπιαίο επίπεδο το κέντρο βάρους της κνήμης τοποθετήθηκε κατά μήκος της γραμμής που συνδέει την άρθρωση του γονάτου με το πρώτο, νοητό σημείο (1o reflective marker) όπως παρατηρούμε και στην παρακάτω εικόνα:



Ας συμπληρώσουμε τις εμβιομηχανικές εξισώσεις που μας δίνουν τις ροπές στρέψης της ποδοκνημικής άρθρωσης και της άρθρωσης του ισχίου:

$$M_a = -I_f * \ddot{\beta} + m_f * (a_{xf} * CG_f * \sin \beta + \alpha_{\psi_f} * CG_f * \cos \beta) + m_f * CG_f * \cos \beta + L_f * F_{xp} * \sin \beta + L_f * F_{zp} * \cos \beta$$

$$M_h = M_{\psi'} + I_t * \gamma + m_t * (a_{xt} * CG_t * \cos \gamma + a_{\psi_t} * CG_t * \sin \gamma) + F_{xk} * L_t * \cos \gamma + F_{\psi k} * L_t * \sin \gamma + m_t * g * CG_t * \sin \gamma$$



Η δύναμη που ασκείται στα πετάλια δίνεται από τον τύπο:

$$F_p = (F_{xp} * \cos\theta - F_{zp} * \sin\theta) \quad \text{ή} \quad F_{av}$$

Η μέτρηση αυτής της δύναμης, όπως πραγματοποιήθηκε από τους Hull και Jorge, απαιτεί ένα δυναμόμετρο με έξι άξονες ιδανικό για υπολογισμό φορτίων σε πετάλια. Η εξειδίκευση στη μέτρηση προϋποθέτει συγκεκριμένη πειραματική διάταξη για αυτό και οι τιμές που δίνονται πιο κάτω είναι επιλεγμένες από πίνακες.

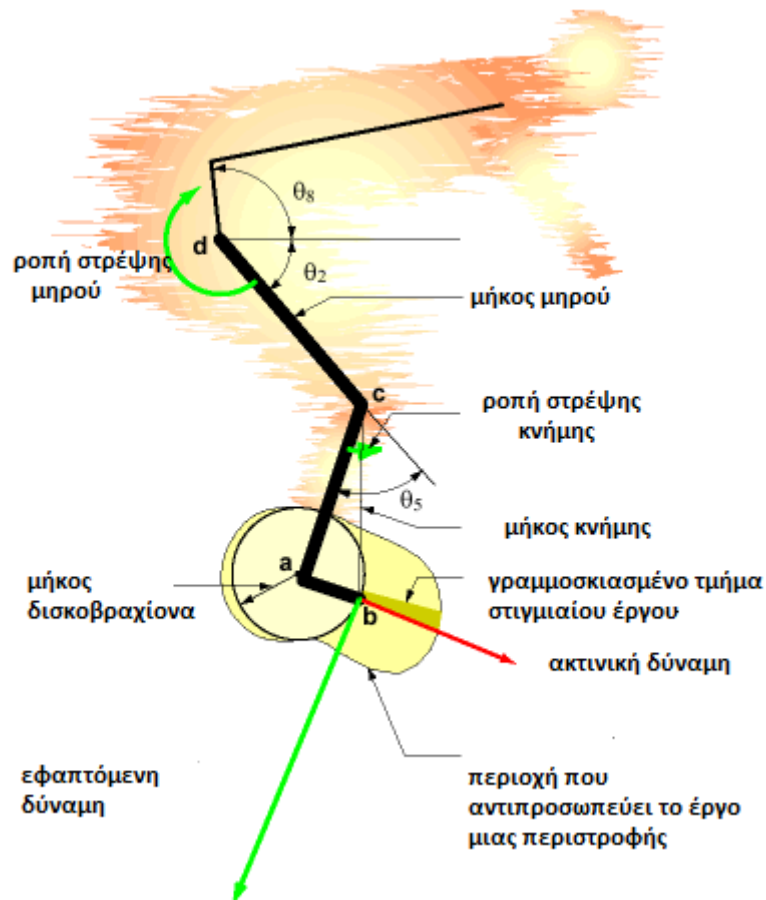


### *Κατάλληλο μετρητικό όργανο*

Η πολυπλοκότητα του εκτενούς κινηματικού μοντέλου που περιγράφηκε παραπάνω, εξαιτίας των πολλών παραμέτρων που απαιτούνται σαν είσοδοι, μας οδήγησε σε μια πιο κατανοητή και λειτουργική μορφή, την παρακάτω:

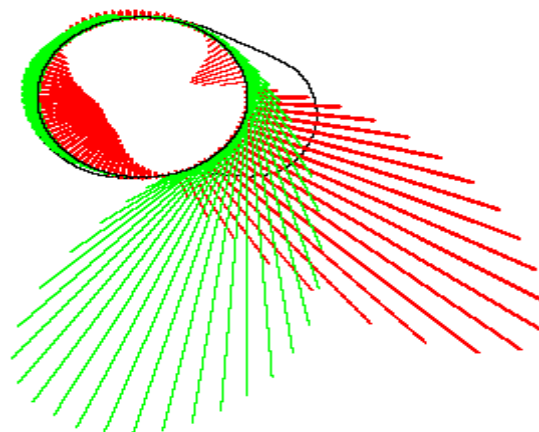


## Β) ΑΠΛΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ

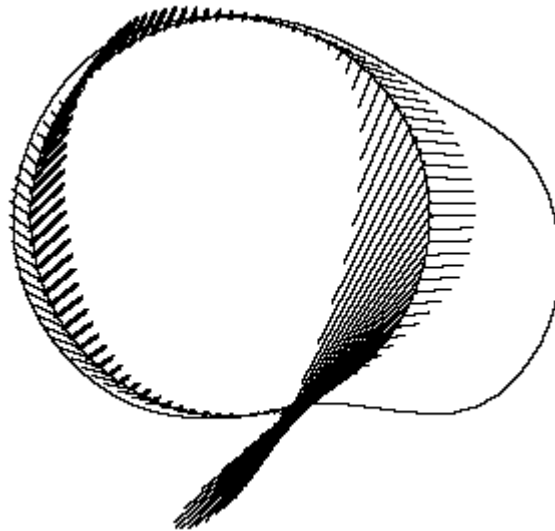


Ζητούμενο μας πάντα είναι η δύναμη που τελικά ασκείται στο πετάλι και παράγει την κίνηση. Η δύναμη αυτή είναι η βασική για την κίνηση, αποτέλεσμα της συνεργασίας μυϊκών ομάδων και αρθρώσεων που αναλύθηκαν εκτενώς στο εμβιομηχανικό μοντέλο:

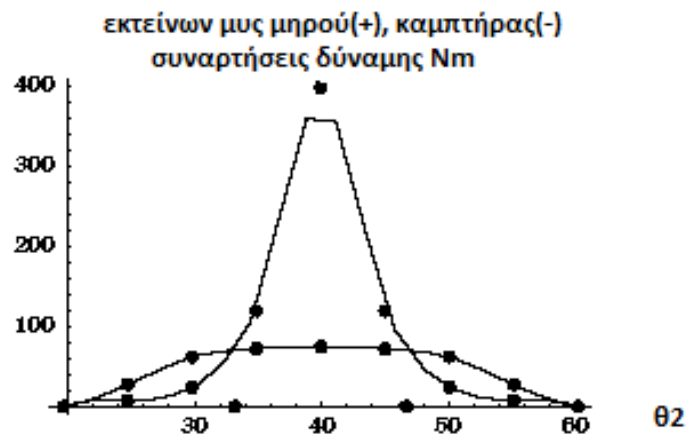
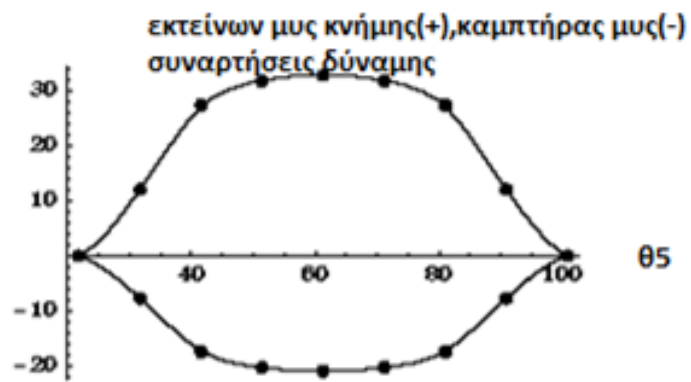
### Προσομοιωμένες δυνάμεις στο δισκοβραχίονα



*Ακτινικές και εφαπτόμενες δυνάμεις στα πετάλια*



A  
*Δυνάμεις στα πετάλια που ασκούνται από μηρό και κνήμη*



<b><u>ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΠΕΤΑΛΙΟΥ</u></b>		
Μήκος του μηρού	56.0	cm
Μήκος της κνήμης	44.5	cm
Μήκος του δισκοβραχίονα (πεταλιέρας)	170.	mm
Σημείο της περιστροφής μηρού από ισχίο	{ -30.0, 76.0}	cm
Έργο της περιστροφής του ενός ποδιού	157.6	kg m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup>
Έργο της μισής , αντιωρολογιακής περιστροφής (back half of revolution), του ενός ποδιού	28.9	kg m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup>
Ρυθμός περιστροφής	100.	rev/min
Ισχύς για τα δυο πόδια	525.4	kg m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup>
Κατά μέσο όρο η δύναμη που ασκείται στα πετάλια	295.1	kg m/s <sup>2</sup>
Ελάχιστη δύναμη μεταξύ μηρού και κνήμης, θ <sub>5</sub>	22°	
Μέγιστη δύναμη μεταξύ μηρού και κνήμης, θ <sub>5</sub>	101°	
Εύρος της γωνίας μεταξύ μηρού και κνήμης θ <sub>5</sub>	79°	
Ελάχιστη γωνία μεταξύ του μηρού και της οριζόντιας θ <sub>2</sub>	20°	
Μέγιστη γωνία μεταξύ του μηρού και της οριζόντιας θ <sub>2</sub>	60°	
Εύρος της γωνίας μεταξύ μηρού και οριζόντιας	40°	
Γωνία που σχηματίζει ο γλουτιαίος μυς θ <sub>8</sub>	82°	

**Σημεία που χρησιμοποιούνται στο μοντέλο του πεταλιού**

Εκτείνοντος μύος ισχίου σημεία	{ 0.0, 88.0, 200.0, 232.0, 240.0, 232.0, 200.0, 88.0, 0.0}
Καμπτήρος μύος ισχίου σημεία	{ 0.0, 12.5, 28.3, 32.9, 34.0, 32.9, 28.3, 12.5, 0.0}
Εκτείνοντος μύος κνήμης σημεία	{ 0.0, 12.1, 27.5, 31.9, 33.0, 31.9, 27.5, 12.1, 0.0}
Καμπτήρος μύος κνήμης σημεία	{ 0.0, 7.7, 17.5, 20.3, 21.0, 20.3, 17.5, 7.7, 0.0}

*Στα παραπάνω έγινε χρήση του Web Mathematica.*

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

### **1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΙΣΩΣΕΙΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΠΟΛΗΛΑΤΗ - ΠΟΔΗΛΑΤΟΥ**

#### **α) Κυριότερες συνιστώσες:**

- 1) Η πυκνότητα του αέρα (Air Density)  $\rho$ : μετριέται σε χιλιόγραμμα ανά κυβικό μέτρο ενώ εξαρτάται από τη θερμοκρασία, τη βαρομετρική πίεση, το υψόμετρο ενώ μερικές φορές και από τον υδρατμό της ατμόσφαιρας, δηλαδή την υγρασία του αέρα. Ωστόσο, αρκετά συχνά η υγρασία αμελείται και αυτή θεωρήθηκε συνάρτηση θερμοκρασίας, πίεσης και υψομέτρου. Ας αναφέρουμε ότι η αντίσταση του αέρα που ενεργεί σε έναν αναβάτη είναι άμεσα συνδεδεμένη με την πυκνότητα του αέρα, και όσο μεγαλύτερη είναι η πυκνότητα, τόσο μεγαλύτερη είναι η δύναμη.

Υπό κανονικές συνθήκες, η πυκνότητα του αέρα σε μεγάλο υψόμετρο είναι μικρότερη από αυτή στην επιφάνεια της θάλασσας. Ο ακόλουθος πίνακας παρουσιάζει τυπικές τιμές:

#### Μονάδες πυκνότητα του αέρα:

- Επίπεδο της θάλασσας:  $1,226 \text{ kg/m}^3$
- Σε υψόμετρο 1500 m:  $1,056 \text{ kg/m}^3$
- Σε υψόμετρο 3000 m:  $0,905 \text{ kg/m}^3$

Αν και οι ανωτέρω τιμές είναι τυπικές, σε κάποια δεδομένη ημέρα η πυκνότητα του αέρα μπορεί να είναι πολύ διαφορετική από τις τιμές που δίνονται στον παραπάνω πίνακα.

Για παράδειγμα, στο Denver του Colorado, σε υψόμετρο 1500 μέτρων με θερμοκρασία  $24^\circ \text{C}$  και βαρομετρική πίεση 29,01 ίντσες του υδραργύρου θα μπορούσαμε να έχουμε πυκνότητα του αέρα  $0,960 \text{ kg/m}^3$  (χαμηλότερη από την κανονική πίεση). Ταυτόχρονα, στο Wilmington, DE, στο επίπεδο της θάλασσας με θερμοκρασία  $12^\circ \text{C}$  και βαρομετρική πίεση 30,29 ίντσες του υδραργύρου θα μπορούσαμε να έχουμε πυκνότητα του αέρα των  $1,253 \text{ kg/m}^3$  (υψηλότερα από το κανονικό). Λόγω των διαφορών στην πυκνότητα του αέρα θα χρειαζόμαστε 28%

περισσότερη ενέργεια για να οδηγήσουμε την ίδια ώρα στο Wilmington, σε σχέση με το Ντένβερ.

Η κατά μέσο όρο δύναμη που ασκείται στα πετάλια  $F_{av}$  (Force Average), ως η μέση δύναμη που ασκείται στα πετάλια κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής και συνδέεται με την ισχύ και την ταχύτητα των πεταλιών  $V_p$ .

- 2) Ο ρυθμός περιστροφής των πεταλιών ανά λεπτό (Cadence)
- 3) Ο συντελεστής της αντίστασης κύλισης  $C_{rr}$  (Coefficient of Rolling Resistance). Αποτελεί αδιάστατη παράμετρο που περιγράφει την ασκούμενη retarding δύναμη σε σχέση με το βάρος του αναβάτη.
- 4) Ο συντελεστής της αντίστασης των τροχών  $C_{xo}$  (Coefficient of Wheel Drag). Αποτελεί, και αυτός αδιάστατη παράμετρο που περιγράφει την αεροδυναμική αντίσταση των τροχών ενώ η διάμετρος ποικίλει.
- 5) Ο συντελεστής της αντίστασης αέρα  $C_w$  (Coefficient of Wind Resistance). Αποτελεί με τη σειρά του αδιάστατη παράμετρο που περιγράφει τη δύναμη που ασκείται από τον αέρα όσο ο αναβάτης κινείται.

Όπως αναφέραμε και εκτενέστερα προηγουμένως η αντίσταση του ανέμου, η αντίσταση κύλισης, και η βαρύτητα είναι οι δυνάμεις που ενεργούν σε έναν αναβάτη. Η δύναμη που ασκούμε είναι απαραίτητη για να υπερνικήσουμε αυτές τις αντιστάσεις και να προχωρήσει ο αναβάτης με δεδομένη ταχύτητα.

Δύναμη του ανέμου,  $F_{air}$ , είναι η δύναμη σε Newton για τον αναβάτη και το ποδήλατο και προκαλείται από την αντίσταση του αέρα. Μεταβλητές που επηρεάζουν την έλξη είναι αποτελεσματικά η μετωπική επιφάνεια της μοτοσικλέτας και του αναβάτη,  $A$ , ο συντελεστής οπισθέλκουσας,  $C_w$ , η πυκνότητα αέρα,  $\rho$ , και η ταχύτητα,  $v$ .

Ας σημειώσουμε ότι η μετωπική επιφάνεια,  $A$ , είναι δύσκολο να μετρηθεί με ακρίβεια. Συχνά υπολογίζεται από κάποια μορφή δοκιμής «coastedown». Τυπικές τιμές είναι περίπου  $0,5 \text{ m}^2$ . Ένα ψηλότερος αναβάτης μπορεί να έχει μια μεγαλύτερη μετωπική επιφάνεια.

Αντίσταση κύλισης,  $F_{rr}$ , είναι η δύναμη σε Newton για τον αναβάτη και το ποδήλατο που προκαλείται από την τριβή του τροχού πάνω στο δρόμο. Μεταβλητές που

επηρεάζουν την αντίσταση κύλισης είναι οι συντελεστές αντίστασης κύλισης,  $C_{rr}$ , και το βάρος του αναβάτη και του ποδήλατου,  $W$  σε kg.

Δυνάμεις Βαρύτητας,  $F_w$ , οι οποίες ωθούν τον αναβάτη και το ποδήλατο προς τα πίσω στην περίπτωση ανηφορικής πλαγιάς. Η πλαγιά ενός λόφου, αυτές ορίζονται ως αύξηση διαιρείται με οριζόντια λειτουργία. Αυτή εκφράζεται ως δεκαδικός αριθμός.

Ισχύς ( Power) είναι η ενέργεια που απαιτείται ανά μονάδα του χρόνου για να υπερνικήσει τις δυνάμεις που ενεργούν στον αναβάτη και το ποδήλατο.

Η ταχύτητα του ποδομοχλού,  $V_p$ , εξαρτάται από το ρυθμό,  $C_d$ , και το μήκος της πεταλιέρας (crank length),  $C_l$ .

Η μέση δύναμη στα πετάλια,  $F_{av}$ , κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής σχετίζεται με την ταχύτητα του πεντάλ,  $V_p$ .

Η πραγματική δύναμη που επιδρά αποτελεσματικά στην ποδηλασία,  $F_{eff}$ , δίνει τη δύναμη σε καθένα από τα δυο πεταλια που απαιτείται για να δώσει την ίδια μέση ισχύ,  $F_{av}$ , ανά πετάλι κατά τη διάρκεια μιας πλήρους περιστροφής.

Αντίσταση Αέρα:  $F_{air} = \frac{1}{2} \cdot A \cdot C_w \cdot \rho \cdot v^2$

Αντίσταση Κύλισης:  $F_{rr} = (m_r + m_b + m_{fw} + m_{rw}) \cdot C_{rr} \cdot g \cdot \cos \phi$

Αντίσταση εξαιτίας της βαρύτητας:  $F_w = (m_r + m_b + m_{fw} + m_{rw}) \cdot g \cdot \sin \phi$

Ισχύς του ποδηλάτη:  $P = (F_{air} + F_w + F_{rr}) \cdot v$

Ταχύτητα πεταλιών:  $V_p = C_d \cdot C_l \cdot 2 \cdot \frac{\pi}{60000}$

Κατά μέσο όρο δύναμη των πεταλιών:  $F_{av} = \frac{P}{v_p}$

Η δύναμη σε καθένα από τα δυο πόδια που δίνει το ίδιο αποτέλεσμα με μια πλήρη περιστροφή των πεταλιών:

$$F_{eff} = F_{av} \cdot \frac{180}{E_{ff}}$$

Μια διαφορική εξίσωση κίνησης, η οποία εκφράζει το θεμελιώδη Νόμο της Μηχανικής, ορίζει την ταχύτητα και την επιτάχυνση του αναβάτη σαν συνάρτηση του χρόνου, του σημείου εκκίνησης και της στοιχειώδους ταχύτητας:

$$\Sigma F = m a$$

Πιο αναλυτικά:

Δύναμη στο πετάλι - Αντίσταση του αέρα - Αντίσταση κύλισης - Βαρυτική δύναμη - Αντίσταση στον πρόσθιο τροχό - Αντίσταση στον οπίσθιο τροχό =

Άθροισμα: (Μάζα του ποδηλάτη + μάζα του ποδήλατου + μάζα των τροχών + περιστροφική αδράνεια των τροχών) επί επιτάχυνση

$$\begin{aligned} & \frac{P}{d'(t)} - \left(\frac{1}{2} \cdot A \cdot C_w \cdot \rho \cdot d'(t)^2\right) - (m_r + m_b + m_{f_w} + m_{r_w}) \cdot g \cdot \sin \phi - (m_r + m_b + m_{f_w} + m_{r_w}) \cdot C_{rr} \cdot g \cdot \cos \phi - \\ & \frac{1}{8} \cdot C_{xofw} \cdot \rho \cdot d'(t)^2 \cdot \pi \cdot d_{f_w}^2 - \frac{1}{8} \cdot C_{xorw} \cdot \rho \cdot d'(t)^2 \cdot \pi \cdot d_{r_w}^2 = \\ & (m_r + m_b + m_{f_w} + m_{r_w} + 4 \cdot \frac{I_{f_w}}{d_{f_w}^2} + 4 \cdot \frac{I_{r_w}}{d_{r_w}^2}) \cdot d''(t) \end{aligned}$$

### Αποδοτική Δύναμη που ασκείται στο πετάλι (Effective Pedaling Force)

**Eff**, είναι η δύναμη για καθένα από τα δύο πόδια που απαιτείται για να δώσει το ίδιο αποτέλεσμα της μέσης δύναμης σε μια πλήρη περιστροφή των πεταλιών.

### Αποδοτικό Τμήμα της πορείας του πεταλιού (Effective Portion of Pedal Stroke)

**Eff**, είναι το τμήμα στο οποίο το πόδι ασκεί στο πετάλι το μεγαλύτερο μέρος της δύναμης.

### Μετωπική Επιφάνεια (Frontal Area)

**A**, είναι η επιφάνεια σε τετραγωνικά μέτρα που απεικονίζει ποδήλατο και αναβάτη. Είναι δύσκολο να μετρηθεί ενώ συνηθισμένη τιμή είναι περίπου 0,5 m<sup>2</sup>. Ένας μεγαλόσωμος αναβάτης μπορεί να έχει μεγαλύτερη μετωπική επιφάνεια.

## B) Διάγραμμα Γραναζιών

Δίνει τη σχέση μεταξύ της προς τα εμπρός κίνησης του ποδηλάτου με μία περιστροφή των πεταλιών. Προέρχεται από την εποχή των απλών ποδηλάτων με τους πολύ μεγάλους μπροστινούς τροχούς που μπορούσαν να κινηθούν κατευθείαν μέσω των πεταλιών χωρίς τα πλεονεκτήματα του κιβωτίου μετάδοσης. Οι τιμές στον πίνακα δίνονται σε συνάρτηση με τη διάμετρο του μπροστινού τροχού. Υπολογίζονται με βάση τη σχέση: *(Chainring οδόντες/Cog οδόντες)/ διάμετρος του τροχού*, ενώ οι μονάδες είναι σε inches.

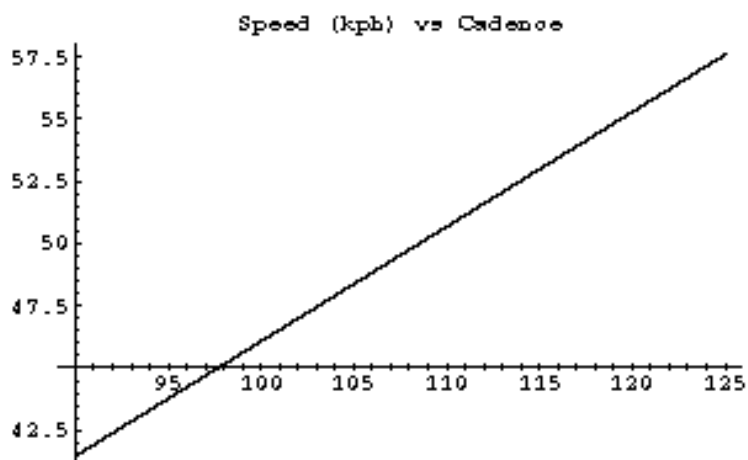
Μεταβαλλόμενες συνθήκες για την επιλογή γραναζιών: οι τροχοί, πυκνότητα του αέρα, ταχύτητα του αέρα. Σκοπός μας είναι ένα γρανάζι που θα ανταποκρίνεται στις εκάστοτε συνθήκες. Για μια κούρσα ταχύτητας, το γρανάζι επιβάλλεται να είναι κατάλληλο με ένα νέο ζεύγος τροχών με βάση πρωινές και απογευματινές συνθήκες και την πλέον ευνοϊκή πυκνότητα του ανέμου. Οι δίσκοι της πεταλιέρας, το πίσω γρανάζι και η διάμετρος του τροχού θα πρέπει να υπακούν στους μικρούς περιορισμούς που επιβάλουν τα γραναζία. Γρανάζι με κοντή σχέση μετάδοσης επιλέγεται για μακριά ανάβαση ενώ ένα με μακριά σχέση για γρήγορη κατάβαση.

### Παράδειγμα

- Προτεινόμενο, κοντινότερο γρανάζι: 51\*14
- Διάσταση γραναζιού σε ίντσες (gear inch): 96.2
- Κοντινότερο ανάπτυγμα πατημάτων (rollout closest): 7.679
- Μέγιστη ταχύτητα: 16m/s
- Διάμετρος τροχού: 671 mm
- Επιθυμητό γρανάζι σε ίντσες: 96.2 mm
- Επιθυμητό ανάπτυγμα πατημάτων (desired rollout): 7.680m
- Μετωπική επιφάνεια: 0.5 m<sup>2</sup>
- Συντελεστής Αντίστασης Αέρα (coefficient wind drag): 0.5
- Πυκνότητα Αέρα (air density): 1.226 kg/m<sup>3</sup>



- Βάρος ποδηλάτη-ποδήλατου: 75 kg
- Συντελεστής κύλισης: 0.004
- Αποδοτική γωνία ισχίου-μηρού (stroke): 70°
- Κλίση δρόμου: 0
- Αντίσταση Αέρα (Wind Resistance): 39.2 kg m/s<sup>2</sup>
- Αντίσταση Κύλισης (Rolling Resistance): 2.9 kg m/s<sup>2</sup>
- Βαρυτική Δύναμη λόγω κλίσης: 0 kg m/s<sup>2</sup>
- Μήκος δισκοβραχίονα (crank length): 170mm
- Μέγιστος Ρυθμός περιστροφών (max cadence): 125 στροφές /λεπτό
- Ταχύτητα πεταλιού (pedal speed): 2.2 m/sec
- Κατά μέσο όρο δύναμη που ασκείται στο πετάλι: 303 kg m/s<sup>2</sup>
- Αποδοτική δύναμη που ασκείται στο πετάλι: 780kg m/s<sup>2</sup>
- Ισχύς: 675W



### Πίνακες Αναπτυγμάτων Γραναζιών

Δεν υπάρχουν αρκετά είδη γραναζιών όπου ο ποδηλάτης να μπορεί να επιταχύνει αρκετά. Μικρές αλλαγές σε αυτά κάνουν τη διαφορά, ενώ σε αυτή την ενότητα δίνεται μια ποσοτική βάση για το πώς ένα γρανάτζι προτιμάται σε σχέση με ένα δεύτερο.

### Διάγραμμα Γραναζιών

Δίνει τη σχέση ανάμεσα στην προς τα εμπρός κίνηση του ποδηλάτου και στη μια περιστροφή των πεταλιών. Προέρχεται από την εποχή των απλών, συνηθισμένων ποδηλάτων (τα παλιά ποδήλατα με τους πολύ μεγάλους μπροστινούς τροχούς που κινούνταν κατευθείαν από τα πετάλια χωρίς τα οφέλη που δίνει ένα κιβώτιο ταχυτήτων). Οι τιμές του πίνακα δίνονται με βάση τη σχέση: (δόντια μπροστινών γραναζιών/ δόντια πίσω γραναζιών)\*διάμετρος τροχού ενώ οι μονάδες είναι σε ίντσες.

<u>Γρανάζια σε ίντσες</u>								
	46	47	48	49	50	51	52	53
13	93.6	95.7	97.7	99.7	101.8	103.8	105.8	107.9
14	86.9	88.8	90.7	92.6	94.5	96.4	98.3	100.2
15	81.1	82.9	84.7	86.4	88.2	90.0	91.7	93.5
16	76.1	77.7	79.4	81.0	82.7	84.3	86.0	87.6

Ο παρακάτω πίνακας δείχνει την απόσταση σε μέτρα όπου διανύει το ποδήλατο σε μια περιστροφή των πεταλιών με δεδομένα τα μπροστινά και πίσω γρανάζια, καθώς και τη διάμετρο των τροχών:

<u>Αναπτύγματα γραναζιών</u>								
	46	47	48	49	50	51	52	53
13	7.470	7.633	7.795	7.957	8.120	8.282	8.445	8.607
14	6.937	7.087	7.238	7.389	7.540	7.691	7.841	7.992
15	6.474	6.615	6.756	6.896	7.037	7.178	7.319	7.459
16	6.070	6.202	6.333	6.465	6.597	6.729	6.861	6.993

Η διάμετρος του τροχού ποικίλει σύμφωνα με την ποιότητα των ελαστικών και την πίεση που προκαλεί η υπερφύσηση τους. Μπορούμε να εκτιμήσουμε τη διάμετρο εμπειρικά μετρώντας την απόσταση που καλύπτει ο πίσω τροχός κατά την κύλισή του, διαιρεμένη στη συνέχεια με τον άρρητο αριθμό  $\pi$  ( $\pi = 3,14159$ ).

- **Επιλογή κατάλληλων γρاناζιών σε στίβο**

Ας υποθέσουμε ότι ένας ποδηλάτης θέλει να επιλέξει τον κατάλληλο τύπο γρاناζιών για να διακριθεί σε αγώνα ταχύτητας μεταξύ των ανταγωνιστών του. Ο αθλητής εκτιμά ότι θα έχει τα επιθυμητά αποτελέσματα με επιδόσεις, 55 kph, 15.3 m/s. Οι προβλέψεις του αυτές στηρίζονται σε προηγούμενες μετρήσεις του ενώ ο ρυθμός που κάνει πετάλι κυμαίνεται από 90 σε 125 στροφές ανά λεπτό. Το προτεινόμενο γρανάζι σε αυτή την περίπτωση είναι 49x14.

- **Κλίση (Grade).**

Είναι η κλίση της διαδρομής που ακολουθεί ο ποδηλάτης και θεωρείται θετική σε ανηφόρα και αρνητική στην κατηφόρα. Εκφράζεται σαν συνάρτηση επί τοις εκατό.

- **Βαρυτικές Δυνάμεις, (Gravity Forces)  $F_w$ ,**

Εξαρτώνται από τη συνολική μάζα ποδηλάτη-ποδήλατου και την επιτάχυνση της βαρύτητας  $g$

- **Οριζόντια Απόσταση του γλουτιαίου μυ, (Hip's Horizontal Distance).**

Οριζόντια απόσταση από την κάθετη γραμμή που εκτείνεται μεταξύ του τελευταίου προς τα κάτω σημείου μέχρι το σημείο περιστροφής του. Η προς τα πίσω πορεία θεωρείται θετική και η προς τα εμπρός αρνητική.

- **Κάθετη Απόσταση του γλουτιαίου μυ, (Hip's Vertical Distance).**

Είναι η κάθετη απόσταση από τη γραμμή κατά μήκος του τελευταίου σημείου μέχρι την οριζόντια στο σημείο περιστροφής του.

*Σημεία Μοντελοποίησης του πεταλιού, (Pedal Model Points) είναι το πλήθος των τμημάτων που διαιρείται μια πλήρης περιστροφή του πεταλιού. Η τιμή των 12 τμημάτων δίνει καλά αποτελέσματα στις περισσότερες περιπτώσεις. Ωστόσο, εάν η ροπή στο τελευταίο σημείο αντιστοιχεί σε μικρό μέρος της ολικής, μια διαμέριση σε περισσότερα τμήματα από 12 δίνει καλύτερα αποτελέσματα.*

- Απεικόνιση της θέσης (Plot Position),

Είναι η αποτύπωση των γεωμετρικών σχέσεων της κίνησης του ποδομοχλού στο σημείο περιστροφής του. Είναι ένας θετικός ακέραιος αριθμός μικρότερος ή ίσος των τμημάτων που χωρίστηκε η κυκλική πορεία του πεταλιού .

### Γ) Συναρτήσεις Ισχύος-Δύναμης

*Ισχύς (Power) είναι το έργο που απαιτείται ανά μονάδα χρόνου για να υπερνικήσει τις δυνάμεις που επιδρούν σε αναβάτη και ποδήλατο.*

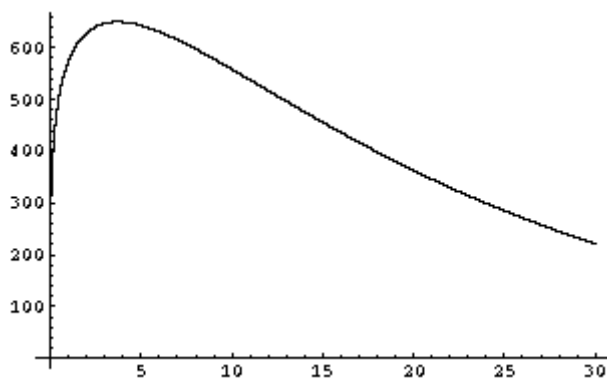
- Συνάρτηση ισχύος (Power Profile Function),

Σε αυτή η ισχύς δίνεται σαν συνάρτηση μικρού χρονικού διαστήματος και αυτή τη συνάρτηση χρησιμοποιούμε στις παρακάτω αναλύσεις.

Όταν ο ποδηλάτης επιταχύνεται, η ισχύς αυξάνεται γρήγορα μέχρι να φθάσει σε ένα μέγιστο σημείο και μετά μειώνεται. Το σχήμα της καμπύλης ισχύος είναι περίπου το ίδιο για τους περισσότερους αναβάτες.

Τα δεδομένα για την καμπύλη ισχύος μπορούμε να τα λάβουμε από ένα Wingate Test όπου το φορτίο εφαρμόζεται ξαφνικά σε ένα εργόμετρο ποδηλάτου και η ισχύς μετριέται κάθε 30 δευτερόλεπτα.

Οι μετρήσεις αυτές τοποθετούνται στη Συνάρτηση Ισχύος και χρησιμοποιούνται σε ποσοτικούς υπολογισμούς. Η μέγιστη ισχύς πρέπει να είναι μεγαλύτερη από τη μέση ενώ σαν είσοδο επιλέγουμε κάτι μεγαλύτερο από μηδέν. Ένα τέτοιο παράδειγμα απεικονίζεται παρακάτω:



- **«Ρύθμιση προς τα πίσω» (Rear Shelter),**

Σε αυτή ο πίσω τροχός ρυθμίζεται από το λάστιχο και τον ποδηλάτη έτσι ώστε να δημιουργεί λιγότερη αεροδυναμική αντίσταση από τον μπροστινό

- **Αντίσταση Κύλισης (Rolling Resistance),**

$F_{rl}$ , είναι η δύναμη σε newtons που ασκείται στον αναβάτη και το ποδήλατο κατά την κύλιση στο δρόμο. Οι μεταβλητές που επηρεάζουν την αντίδραση αυτή είναι ο συντελεστής αντίστασης κύλισης,  $C_{rr}$ , καθώς και το βάρος ποδηλάτη-ποδηλάτου,  $W_{kg}$ .

- **Οπισθέλκουσα λόγω περιστροφής (Rotational Drag),**

Αναπτύσσεται στον τροχό λόγω περιστροφής. Δεν αλλάζει αισθητά με την αλλαγή στην ταχύτητα και είναι περίπου η ίδια για όλους τους τροχούς.

- **Αδράνεια λόγω περιστροφής (Rotational Inertia),**

Εκφράζει τη δυσκολία περιστροφής του τροχού ενώ ασκείται η δύναμη. Όσο μεγαλύτερη είναι η αδράνεια αυτή τόσο περισσότερο έργο κι επομένως ισχύς απαιτείται για να κινηθεί το ποδήλατο.

- **Shin Length**

Από το σημείο περιστροφής του γονάτου μέχρι το κέντρο του πεταλιού.

- **Δύναμη λόγω κλίσης (Slope Force),**

Η δύναμη που προέρχεται από τη βαρύτητα και 'σπρώχνει' τον ποδηλάτη προς τα κάτω.

- **Ταχύτητα του πεταλιού (Speed of the pedal)**

$V_p$  εξαρτάται από το ρυθμό,  $Cd$ , και το μήκος της πεταλιέρας,  $Cl$ .

- **Συναρτήσεις Δύναμης (Strength Functions),**

Προμηθεύουν με ροπή το μοντέλο του πεταλιού. Ο μηριαίος στρέφεται με βάση το γλουτιαίο μυ και η κνήμη με βάση το γόνατο. Η δύναμη και η ταχύτητα των κινήσεων μηρού και κνήμης, σε δυο κατευθύνσεις, ενεργοποιούν τα πετάλια. Ο μύς περιστρέφει την κνήμη μέσω του γονάτου και το μηρό μέσω του ισχίου. Οι μύες που συστρέφουν το μηρό και την κνήμη σε σχέση με τον κορμό λέγονται καμπτήρες και αυτοί που κάνουν το ίδιο ως προς την αντίθετη κατεύθυνση ονομάζονται εκτείνοντες

μύες. Η ροπή που παράγεται από την κνήμη ή το μηρό μπορεί να είναι διαφορετική σε κάθε τμήμα κατά τη διάρκεια της κίνησης ενώ εξαρτάται από την ταχύτητα της κίνησης.

- **Μήκος μηρού (Thigh Length),**

Η απόσταση από το σημείο της περιστροφής του γοφού μέχρι το κέντρο περιστροφής του γονάτου.

- **Βάρος (Weight)  $W_{kg}$ ,**

Το συνολικό βάρος αναβάτη και ποδήλατου.

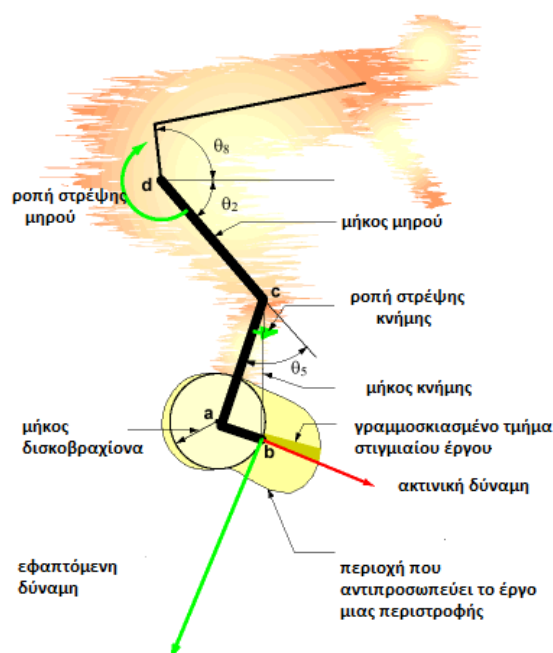
- **Δύναμη του Αέρα (Wind Resistance),**

$F_{air}$ , είναι η δύναμη σε newtons που ασκείται σε αναβάτη και ποδήλατο και προκύπτει εξαιτίας της αντίστασης του αέρα. Οι μεταβλητές που την επηρεάζουν είναι η μετωπική επιφάνεια ποδηλάτη-ποδηλάτου  $A$ , ο συντελεστής αντίστασης  $C_w$ , η πυκνότητα του αέρα  $\rho$ , και η ταχύτητα  $v$ .

- **Έργο της περιστροφής (Work of Revolution),**

Το έργο που παράγεται από το ένα πετάλι με μια περιστροφή των πεταλιών.

Το έργο της περιστροφής είναι ένας δεδομένος ρυθμός που σχετίζεται με την ισχύ εξόδου. Η περιοχή κάτω από την καμπύλη αυτού του έργου δείχνει σε ποια γωνία κινείται ο ποδομοχλός.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

### 1.ΑΝΤΙΣΤΑΣΕΙΣ ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΠΟΔΗΛΑΤΟΥ

Αν και το ποδήλατο είναι μια αποδοτική μορφή μετακίνησης, όταν το σύστημα κινείται, σταματά ή ξεκινά έχουμε απώλειες στην κινητική ενέργεια. Κάθε φορά, που το ποδήλατο σταματά, η κινητική ενέργεια μεταφέρεται στο σύστημα πέδησης. Για να τεθεί το ποδήλατο σε κίνηση, πρέπει να υπερνικηθεί η αδράνεια από την παραγόμενη μυϊκή δύναμη. Μαζί με την αδράνεια, πρέπει να υπερνικούνται συνεχώς η τριβή κύλισης και οι αεροδυναμικές αντιστάσεις. Η τριβή κύλισης είναι αντιστρόφως ανάλογη με τη διάμετρο του τροχού, το οποίο εξηγεί γιατί τα ποδήλατα είναι πολύ πιο αποδοτικά από άλλες κατασκευές όπως τα τροχοπέδιλα.

Τα τελευταία χρόνια, όλο και περισσότερη προσοχή στην ποδηλασία έχει δοθεί στη φυσιολογία του ποδηλάτη. Τόσο πολύ έχει σημειωθεί πρόοδος, ιδιαίτερα στον τομέα της κατάρτισης και της διατροφής, έτσι ώστε η σωματική απόδοση έφθασε σχεδόν το βέλτιστο.

Προκειμένου να βελτιωθεί περαιτέρω η αποτελεσματικότητα της επίδοσης στην ποδηλασία, η προσοχή μας επικεντρώνεται στη θέση του ποδηλάτη σχετικά με το ποδήλατο. Ο απώτερος στόχος είναι να επιτευχθεί μια θέση του ποδηλάτη με το ποδήλατό του, έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθούν οι αεροδυναμικές αντιστάσεις. Εάν η αποδοτικότητα ήταν ο μοναδικός παράγοντας που απαιτούσε προσοχή, η μελέτη θα ήταν αρκετά απλή. Όμως, κατά τη διάρκεια αυτής της τελευταίας δεκαετίας, η ποδηλασία έχει εξελιχθεί σε άθλημα αντοχής. Η επιρροή της Εμβιομηχανικής και η αεροδυναμική έρευνα αποκτούν μεγάλη σημασία. Ο στόχος είναι να βρεθεί η κατάλληλη σχετική θέση ποδηλάτη-ποδήλατου έτσι ώστε το μεγαλύτερο ποσοστό της μυϊκής ενέργειας να μετατρέπεται σε κίνηση.

Συμπεραίνουμε, λοιπόν, ότι η κατανόηση των μηχανισμών της εμβιομηχανικής στην ποδηλασία επιτρέπει σε ποδηλάτες που ασχολούνται επαγγελματικά ή απλά για αναψυχή να βρουν τη βέλτιστη ως προς την άνεση, θέση ενώ για τους αθλητές ποδηλάτες να βελτιώσουν τις επιδόσεις τους σε αγώνες. Επίσης, βοηθά τα άτομα που υποβάλλονται σε φυσικοθεραπεία, μέσω του ποδηλάτου, να αποκομίσουν τα μέγιστα οφέλη από τη χρήση ενός σταθερού ποδήλατου.

Μια σημαντική δύναμη που καλείται κάθε ποδηλάτης (ερασιτέχνης ή αθλητής) να υπερνικήσει, έτσι ώστε να κινηθεί το ποδήλατο, είναι η δύναμη της αντίστασης. Πρέπει, να είσαι σε θέση να εφαρμόζει δυνάμεις αποτελεσματικά στο πετάλι, ενώ η σωστή τοποθέτηση του σώματος είναι ζωτικής σημασίας για την επιτυχή απόδοση και την πρόληψη των τραυματισμών.

Η αντίσταση που αντιμετωπίζει ένας ποδηλάτης αποτελείται από τρία στοιχεία:

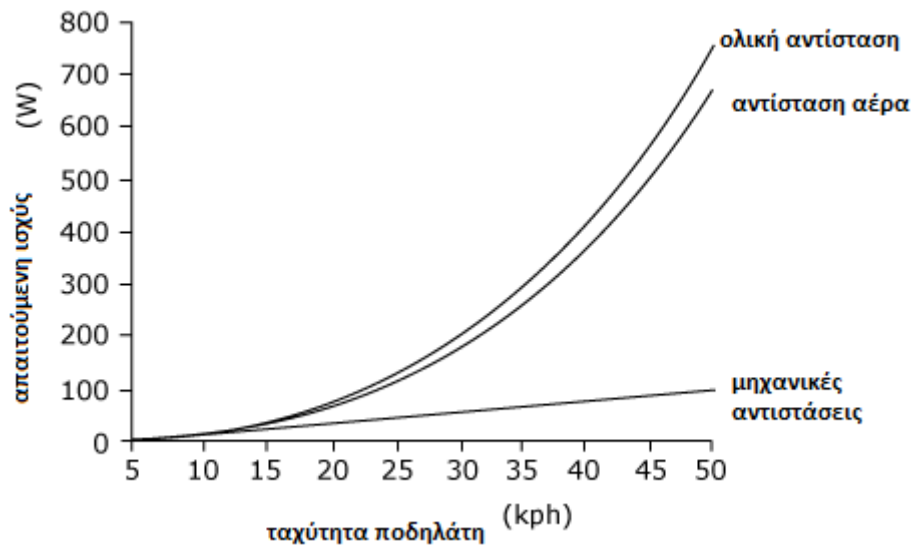
➤ **Αντίσταση λόγω κύλισης**

Αυτή είναι η αντίσταση που προκύπτει ως αποτέλεσμα της παραμόρφωσης των ελαστικών. Η παραμόρφωση στα λάστιχα προκύπτει ως αποτέλεσμα του βάρους του ποδηλάτη και του ποδήλατου και ως αποτέλεσμα των ανωμαλιών της επιφάνειας του δρόμου. Η ενέργεια αυτή που χάνεται λόγω τριβών, αποτελεί σημαντική απώλεια για το σύστημα. Η αντίσταση λόγω κύλισης αυξάνεται γραμμικά με την ταχύτητα. Με ταχύτητα των 44 χλμ/ώρα σε οδικές, ομαλές συνθήκες, οι απώλειες ανέρχονται στο 12% της συνολικής ισχύος. Η τριβή κύλισης είναι μέγιστη στην αρχή της κίνησης. Καθώς αυξάνεται η ταχύτητα των τροχών, αυτή ελαττώνεται.

➤ **Αεροδυναμική αντίσταση**

Αυτή είναι η πιο σημαντική μορφή αντίστασης που έχει ένας ποδηλάτης να υπερνικήσει επειδή αυξάνεται με το τετράγωνο της ταχύτητας του αέρα. Η αυξημένη ταχύτητα του ποδηλάτου συνεπάγεται και αυξημένη αντίσταση του αέρα, που δρα ενάντια στον ποδηλάτη. Η οπισθέλκουσα τάση αυξάνεται με την αύξηση της ροής του αέρα. Συχνά, ο ποδηλάτης προσαρμόζει τη θέση του σώματος του σε μια προσπάθεια να ελαττώσει την οπισθέλκουσα τάση. Στο παρακάτω παράδειγμα, της αντίστασης αέρα αυτή ανέρχεται στο 88% της ολικής αντίστασης. Το διάγραμμα, κατωτέρω, υποθέτει ότι ένας ποδηλάτης ζυγίζει 75 χιλιόγραμμα, η επιφάνεια του σώματος του, καλύπτει 1.8 τετραγωνικά μέτρα, με 0.48 τετραγωνικά μέτρα της μετωπικής επιφάνειας του σε ορθή θέση και το ποδήλατο ζυγίζει 9 κιλά.





Ο τύπος για τον υπολογισμό της αντοχής αέρα είναι:

$$F_w = \frac{1}{2} \cdot A \cdot C_w \cdot \rho \cdot v^2$$

όπου:

$\rho$  = πυκνότητα αέρα

$C_w$  = συντελεστής αεροδυναμικής αντίστασης

$A$  = μετωπική επιφάνεια

$V$  = ταχύτητα κίνησης του ποδηλάτου

Επαρκώς γρασαρισμένα ρουλεμάν σε συνδυασμό με μια λιπασμένη αλυσίδα δίνουν τις λιγότερες δυνατές απώλειες. Η αντίσταση μετάδοσης παραμένει σταθερή, όταν η ταχύτητα αυξάνεται.

#### ➤ Αντίσταση λόγω μετάδοσης

Είναι η αντίσταση που προκαλείται από τα μηχανικά μέρη του ποδηλάτη τα οποία μετατρέπουν την ταχύτητα σε ισχύ. Τα μηχανικά αυτά μέρη περιλαμβάνουν την αλυσίδα του ποδηλάτου, τα μπροστινά και πίσω γρανάζια καθώς ακόμα και τα σφαιρικά ρουλεμάν. Τα ρουλεμάν που έχουν περαστεί με γράσο και μια αλυσίδα που έχει υποστεί πρόσφατα λίπανση προκαλούν και τη μικρότερη αντίσταση. Μεταξύ 3% και 5% της ικανότητας του ποδηλάτη δαπανάται για να υπερνικήσει τις αντιστάσεις

λόγω μετάδοσης. Ας συμπληρώσουμε ότι η αντίσταση λόγω μετάδοσης παραμένει σταθερή όταν η ταχύτητα αυξάνεται.

## 2. ΖΗΤΟΥΜΕΝΑ ΣΤΗΝ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑ

### ΑΝΤΟΧΗ

Εξαιτίας της αυξανόμενης ταχύτητας, τόσο σε απόλυτη αίσθηση (κατά τη διάρκεια δοκιμών μιας ώρας) όσο και κατά τη μέση ταχύτητα ( πάνω από 50 χιλιόμετρα την ώρα σε διαδρομές του γύρου της Γαλλίας), έχει δημιουργηθεί η αναγκαιότητα να υιοθετηθεί μια σωστή, αεροδυναμική θέση του ποδηλάτη.

### ΑΠΟΔΟΤΙΚΟΤΗΤΑ

Μεγαλύτερες αποστάσεις, σε συνδυασμό με μια υψηλότερη ταχύτητα (κατά μέσο όρο) οδηγούν σε μεγαλύτερες ενεργειακές απαιτήσεις εκ μέρους του αθλητή. Αυτό εξηγεί, γιατί ένας ποδηλάτης θα πρέπει να χρησιμοποιήσει τη μυϊκή δύναμη που καταβάλει όσο μπορεί πιο αποτελεσματικά. Για παράδειγμα, σε ένα στάδιο ποδηλασίας σε βουνό, οι ενεργειακές απαιτήσεις αγγίζουν τις 10.000 kcal την ημέρα, δηλαδή πέντε φορές την κανονική ζήτηση του οργανισμού ή με άλλα λόγια το ενεργειακό ισοδύναμο 2,5 kg ρυζιού.

### ΜΕΓΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΙΣΧΥΟΣ

Το άθλημα της ποδηλασίας εξελίσσεται ολοένα και περισσότερο σε ένα ισχυρό άθλημα αντοχής. Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε σαν μέτρο σύγκρισης τα γρανάζια που χρησιμοποιούνταν τη δεκαετία του 1950μ.Χ, με μέσο όρο τις διαστάσεις 47 x 17 (δηλαδή 5.8 μέτρα για κάθε περιστροφή του πεταλιού), ενώ σήμερα είναι σημαντικά μεγαλύτερες. Σε κατάλληλες χρονικές δοκιμές, ο Ισπανός ποδηλάτης Olano χρησιμοποιεί γρανάζια 55 x 11 (δηλαδή 10.1 μέτρα για κάθε περιστροφή του πεταλιού), συμπεραίνοντας αύξηση κατά 75% σε κάθε περιστροφή.

Σκοπός της μεγιστοποίησης της ισχύος είναι να τοποθετείται ο ποδηλάτης στο ποδήλατό του κατά τέτοιο τρόπο ώστε το ποσοστό της ισχύος που παράγει να έχει το μέγιστο δυνατό αποτέλεσμα. Μόνο η δύναμη που ασκείται κατακόρυφα στο

δισκοβραχίονα του πεταλιού παράγει έργο. Όταν το πετάλι είναι τοποθετημένο στο «νεκρό» κατώτερο ή ανώτερο σημείο, η ισχύς που παράγεται είναι σχεδόν αμελητέα. Αυτό σημαίνει κυρίως, ότι όταν η στροφαλοφόρος άτρακτος είναι στο μέγιστο της, δηλαδή στις  $90^\circ$ , το ποδήλατο πρέπει να ρυθμίζεται έτσι ώστε η δύναμη που ασκείται να σχηματίζει γωνία  $90^\circ$  κάτω από το δισκοβραχίονα της πεταλιέρας. Σημαντικό ρόλο κατέχει η εμπρόσθια και η οπίσθια ρύθμιση της σέλας. Είναι αυτονόητο ότι η πλέον αποτελεσματική θέση και η θέση που οδηγεί στην πιο αποτελεσματική επίδραση της παραγόμενης ισχύος δεν πρέπει απαραίτητως να συμπίπτουν. Η βέλτιστη μεταξύ των δύο εξακολουθεί να αποτελεί ζήτημα έρευνας και συζήτησης. Η βέλτιστη είναι πιθανό να ποικίλει, ανάλογα με το ποδήλατο στην κάθε περίπτωση και τη φυσιολογία του ποδηλάτη.

Ακόμα κρίνεται απαραίτητο να αναφέρουμε μερικά συμπεράσματα βασισμένα σε εμπειρικές αποδείξεις. Γενικά μπορούμε να ισχυριστούμε ότι στην περίπτωση που η σέλα τοποθετείται πιο ψηλά, απαιτείται να ασκήσουμε και μεγαλύτερη δύναμη πράγμα που επιβραδύνει την κίνηση κι εξαρτάται απόλυτα από τη φυσική κατάσταση του αθλητή. Με άλλα λόγια, τοποθέτηση του καθίσματος σε μεγάλο ύψος προτείνεται σε περιπτώσεις που απαιτούν μεν μεγαλύτερη αντοχή, αλλά είναι περιορισμένες χρονικά όπως είναι η ποδηλασία εκτός δρόμου, ή αυτή σε βουνό ή σε πλαγιά. Επίσης, υψηλότερη θέση της σέλας συχνά οδηγεί στη χρήση βαρύτερων γραναζιών που μπορεί εύκολα να οδηγήσουν σε τραυματισμούς και παράπονα. Το ίδιο μπορεί να ειπωθεί και για το μήκος του δισκοβραχίονα. Μεγαλύτερα μήκη, οδηγούν σε μεγαλύτερη παραγόμενη ισχύς αλλά μειώνουν τον αριθμό των στροφών ανά λεπτό. Μέχρι στιγμής, η μεγιστοποίηση της ισχύος επιφυλάσσει τραυματισμούς και απαιτεί περαιτέρω προπονητική δραστηριότητα.

Σε αυτό τον τομέα υπάρχει ο ισχυρισμός ότι η ελλειπτική αλυσίδα που συνδέει τους τροχούς είναι ιδανικότερη. Η έλλειψη σαν σχήμα συνεισφέρει στο να αυξηθεί η γωνιακή ταχύτητα της πεταλιέρας στα δυο νεκρά σημεία, αν θεωρήσουμε σταθερή ταχύτητα της αλυσίδας. Ωστόσο, η έρευνα δεν έχει αποδείξει κάτι σίγουρο κι έτσι δεν χρησιμοποιείται ευρέως σε συνθήκες ανταγωνισμού. Ο συντονισμός των μυϊκών ομάδων αποτελεί βασικό στοιχείο της σταθερής και τακτικής περιστροφής των πεταλιών στους εκπαιδευόμενους ποδηλάτες.

## ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑ

Η απόδοση της προσπάθειας που καταβάλλεται μπορεί να αυξηθεί με αύξηση της φυσικής προσπάθειας, αλλά μπορεί και να επιτευχθεί, χρησιμοποιώντας την ίδια ενέργεια ή λιγότερη κατά τη διάρκεια μιας δεδομένης φυσικής δραστηριότητας. Το πλεονέκτημα αυτής της λογικής είναι ότι λαμβάνει υπόψη την ελάχιστη ενέργεια που απαιτείται για να κινηθούν τα πόδια (δηλαδή, η ενέργεια που απαιτείται για να διαγράψουν τον κύκλο χωρίς οποιαδήποτε αντίσταση). Με αυτόν τον τρόπο, η απόδοση όλων των μυϊκών ομάδων καθορίζεται με ακρίβεια επειδή η ενέργεια που χρειάζεται να διατηρήσει τον οργανισμό σε κίνηση αφαιρείται από τη συνολική ενέργεια που λαμβάνει μέσω της τροφής. Πώς εφαρμόζεται αυτός ο τύπος; Η χρήση της ενέργειας μπορεί να μετρηθεί σε ένα εργαστήριο μέσω της πρόσληψης οξυγόνου. Η πρόσληψη ενός λίτρου οξυγόνου (δεν αέρα) ισούται με δαπάνη 5 kcal από τον οργανισμό.

Μια άλλη μέθοδος για τον προσδιορισμό της απόδοσης είναι η συνάρτηση κόστους. Αυτή είναι μια μαθηματική έκφραση, η οποία παρέχει περιγραφή της φυσικής προσπάθειας χρησιμοποιώντας μια αριθμητική τιμή. Ο καθορισμός αυτής της συνάρτησης κόστους βασίζεται στη μελέτη συγκεκριμένων θέσεων των αρθρώσεων σε ορισμένες στιγμές κατά τη διάρκεια της ποδηλατικής δραστηριότητας. Είναι γεγονός ότι αυτές οι στιγμές συσχετίζονται άμεσα με την ένταση της μυϊκής δράσης. Συμπεραίνουμε, ότι όταν το άθροισμα των ροπών σφυρού, γονάτου και ισχίου δίνει την ελάχιστη τιμή, έχουμε την ίδια στιγμή την καταλληλότερη θέση επάνω στο ποδήλατο.

Ωστόσο, σε πολλές περιπτώσεις μελέτης της ποδηλασίας αγνοείται η έννοια του ανταγωνισμού σαν συνιστώσα του αθλήματος. Αυτό συνεπάγεται ότι οι αποστάσεις πρέπει να καλύπτονται με σχετικά υψηλή ταχύτητα ή, εναλλακτικά, μέσα σε ένα ορισμένο χρονικό διάστημα. Όταν εισάγουμε λοιπόν την έννοια του χρόνου στις συναρτήσεις, δεν αναφερόμαστε μόνο στην έννοια της φυσικής προσπάθειας αλλά της ισχύος που παράγεται. Ο καλύτερος ποδηλάτης θεωρείται εκείνος εκείνος που καίει τις περισσότερες θερμίδες εντός δεδομένου χρονικού διαστήματος, λαμβάνοντας σαν δεδομένο ότι όλοι οι ποδηλάτες με το ίδιο ποσό ενέργειας αναπτύσσουν ορισμένη ταχύτητα. Στην πραγματικότητα, αυτό δεν συμβαίνει επειδή ο κάθε αθλητής υιοθετεί μια ορισμένη τεχνική και δαπανά διαφορετικά ποσά ενέργειας για να πετύχει συγκεκριμένη ταχύτητα. Οι παράγοντες από τους οποίους

επηρεάζονται οι επιδόσεις εξετάζονται εκτενώς από τη σκοπιά της Εμβιομηχανικής επιστήμης.

Οι Gonzales και Hull (1989μ.Χ), πραγματοποίησαν δειγματοληπτική έρευνα σε αυτό το θέμα, και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι υπάρχουν πέντε, αλληλένδετοι παράγοντες που καθορίζουν τις επιδόσεις στην ποδηλασία. Ένα λογικό συμπέρασμα, που προκύπτει είναι ότι αυτοί οι παράγοντες πρέπει να συνδυαστούν αναλόγως, προκειμένου να επιτύχουμε τα βέλτιστα αποτελέσματα.

*Η απόδοση στην ποδηλασία εκφράζεται σαν τη μέγιστη απόσταση που διανύεται, χρησιμοποιώντας μια δεδομένη ποσότητα ενέργειας. Σαν μαθηματική σχέση αυτό μπορεί να εκφραστεί ως εξής:*

$$\text{Απόδοση} = [\text{φυσική προσπάθεια} / (\text{ενέργεια που χρησιμοποιείται από τον οργανισμό})] \times 100$$

Οι πέντε παράγοντες (5) κατά σειρά σπουδαιότητας είναι οι παρακάτω:

- Ο ρυθμός στην ποδηλασία
- Το μήκος του στροφαλοφόρου άξονα της πεταλιέρας
- Η γωνία του καθίσματος
- Το ύψος της σέλας
- Η επιμήκης θέση του πέλματος

### **3. ΑΝΕΣΗ**

Άνεση, είναι ο παράγοντας που έχει μελετηθεί λιγότερο από όλους ενώ αποτελεί παράμετρο που ερευνάται με βάση τους κανόνες της εμπειρίας και υπόκειται σε χρόνιες δοκιμές και σφάλματα. Ακόμη και τα πιο γνωστά εγχειρίδια με την επιστήμη της ποδηλασίας, παρουσιάζουν την άνεση με ελάχιστη, συστηματική προσέγγιση. Στην πραγματικότητα, η πτυχή αυτή λαμβάνεται υπόψη μόνο όταν η κίνηση με το ποδήλατο οδηγεί σε ταλαιπωρία ή παράπονα του αναβάτη σχετικά με το πόσο βολικό είναι το κάθισμα.

Ωστόσο, είναι προφανές, ότι μακροπρόθεσμα η άνεση αποτελεί παράγοντα που δεν πρέπει να υποτιμηθεί. Ήδη, από τη δεκαετία του 1980μ.Χ, ο φυσικοθεραπευτής Dr Daniels της βελγικής ένωσης ποδηλασίας ισχυρίστηκε ότι η ολοένα αυξανόμενη ακαμψία του ποδήλατου οφείλεται για πόνους στο κατώτερο τμήμα της πλάτης του αναβάτη καθώς ακόμα και για ενοχλήσεις στους καρπούς των χεριών.

#### **ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΑΝΕΣΗ**

##### **A) Η σέλα**

Μια σέλα πρέπει να συμβαδίζει με την άνεση. Έχουμε ήδη αναφέρει ότι αυτό είναι το πιο δύσκολο σημείο όταν προσπαθούμε να κατασκευάσουμε ένα ποδήλατο. Από τη μια πλευρά, το βάθος και το σχήμα της σέλας εξαρτάται από την απόσταση που έχουν τα οστά - που σχετίζονται με το κάθισμα- μεταξύ τους, όσο και από το σχήμα της πυέλου. Όσο μεγαλύτερη είναι η απόσταση και όσο πιο στρογγυλό το σχήμα της πυέλου τόσο πιο βαθιά πρέπει να είναι η σέλα. Από την άλλη πλευρά, η διάσταση αυτή εξαρτάται και από το πάνω μέρος του ποδηλάτου. Όταν κάποιος κάθεται στο ποδήλατο, με αρκετά ανοιχτή καμπύλη, μια στενή σέλα οδηγεί σε πιο άνετη μορφή ποδηλασίας. Αντίθετα, σε μια πιο όρθια θέση ίππευσης μια πιο πλατιά μορφή σέλας θεωρείται ιδανικότερη. Όπως είναι ευρέως γνωστό, δεν έχει αναπτυχθεί καμία πρακτική μέθοδος που να εξετάζει ταυτόχρονα το βάθος και το σχήμα μιας σέλας με σκοπό την εύρεση της βέλτιστης θέσης. Η μόνη συμβουλή που δίνεται είναι ότι αυτή μπορεί να βρεθεί μέσω μιας σειράς δοκιμών και πιθανών σφαλμάτων. Σε αυτό το σημείο, πρέπει να επισημάνουμε το πότε αυτή μπαίνει σε οριζόντια θέση και πότε όχι. Κυρίως, η σέλα τοποθετείται βέβαια σε οριζόντια θέση. Στην περίπτωση 'θετικής

κλίσης' σέλας (δηλαδή αυτή να είναι εστραμμένη προς τα επάνω) ο ποδηλάτης δέχεται μεγαλύτερη πίεση στο χαμηλότερο σημείο της πλάτης. Όταν πάλι έχουμε 'αρνητική κλίση', ο αθλητής δέχεται υπερβολικές πιέσεις στους καρπούς των χεριών ενώ ταυτόχρονα προσπαθεί να ισορροπήσει τον κορμό. Επιπλέον, το ύψος που πρέπει να έχει η σέλα προβληματίζει αρκετά τους ερευνητές ως προς το θέμα της άνεσης. Μεταβάλλοντας το ύψος της σέλας, αλλάζει και μια σειρά μεταβλητών στην ποδηλασία, συμπεριλαμβανομένων των γωνιών που σχηματίζουν οι αρθρώσεις, τα μήκη των μυών καθώς ακόμα και τη δύναμη που παράγει το μυϊκό σύστημα για να υπερνικήσει τις αντιστάσεις. Έρευνες έχουν δείξει ότι το βέλτιστο ύψος του καθίσματος (τοποθετημένο σε ορθή θέση), για να παράγουμε τη μέγιστη ισχύ αντιστοιχεί με το 109% του μήκους του ποδιού. Αυτό το ύψος θεωρείται πιο αποτελεσματικό για τους αθλητές αγώνων που καλούνται να παράγουν μεγάλη ισχύ σε πολύ σύντομα χρονικά διαστήματα. Ένα 1% διαφορά στο ύψος της σέλας σε διαφορετική κατεύθυνση - από το 109% του μήκους των ποδιών - θα μπορούσε να παράγει περίπου 1% λιγότερη ενέργεια.

Ακόμα, το ύψος της σέλας επηρεάζει τη δραστηριότητα των μυών του ποδιού. Καθώς το ύψος της σέλας μειώνεται αυξάνεται παράλληλα η μυϊκή δραστηριότητα στον τετρακέφαλο και δικέφαλο μηριαίο και μπορεί να προκαλέσει βλάβη σε πολλές μυϊκές ομάδες. Ένα μεγαλύτερο ύψος σέλας, επιτρέπει στους ποδηλάτες να κάνουν πετάλι, με μεγαλύτερη ευκολία ιδιαίτερα σε μεγάλα φορτία που απαιτούν ψηλούς ρυθμούς κόπωσης. Σε μέσης έντασης ποδηλασία, κάτω από σταθερές συνθήκες, ένα ύψος μεταξύ του 105% και 107% του μήκους του ποδιού απαιτεί τη χαμηλότερη κατανάλωση οξυγόνου. Η λιγότερη κατά το δυνατόν δαπανώμενη ποσότητα οξυγόνου για ίδια ισχύ εξόδου, αυξάνει την αποδοτικότητα κάτι που είναι χρήσιμο σε ποδηλάτες αντοχής.

### ***B) Μήκος Δισκοβραχίονα (Πεταλιέρα)***

Ας συμπληρώσουμε, ότι το μήκος του δισκοβραχίονα (πεταλιέρα), είναι μια άλλη μεταβλητή που συμβάλλει στη δυνατότητα της παραγωγής ισχύος. Μια αλλαγή σε αυτό το μήκος μπορεί να μεταβάλει την απόσταση ανάμεσα στο κάθισμα (σέλα) και το μοχλό κίνησης (πετάλι), αλλά με διαφορετικές συνέπειες. Η αύξηση του μήκους της πεταλιέρας επιτρέπει μεγαλύτερη παραγωγή στρεπτικής ροπής ενώ μείωση του μήκους θα αυξήσει το ποσό της μυϊκής έντασης που εμπλέκεται στην παραγωγή

ισχύος, η οποία θα μπορούσε και να οδηγήσει σε κόπωση νωρίτερα. Υπάρχουν περιορισμοί σχετικά με το μήκος το οποίο αυξημένο συμφέρει σε ανηφορικές διαδρομές, ενώ ελαττωμένο είναι καταλληλότερο σε ευθεία πορεία. Το μήκος του δισκοβραχίονα, ωστόσο, πρέπει είναι αρκετά μικρό και να μην επηρεάζει τη διεύθυνση κίνησης του μπροστινού τροχού. Μπορεί, επίσης, να επηρεάζεται και η άνεση του ποδηλάτη και έτσι η απόσταση καθίσματος-ποδομοχλού πρέπει να τροποποιείται για να διατηρείται το επιθυμητό ύψος σέλας. Δεδομένου ότι τραυματισμοί στους συνδέσμους παρατηρούνται σε λανθασμένα ύψη σέλας απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στη γωνία του κάθετου σωλήνα στην ποδηλασία.

Η θετική αλληλεπίδραση μεταξύ του ποδηλάτη και του ποδήλατου που απαιτείται για τη μεγιστοποίηση της απόδοσης του ποδηλάτου εξαρτάται από το σχεδιασμό του ποδηλάτου. Η γωνία κάθετου σωλήνα της σέλας (STA) μεταξύ του επάνω σωλήνα και του σωλήνα του καθίσματος είναι σημαντική, δεδομένου ότι καθορίζει το επίπεδο άνεσης του αναβάτη κι εξαρτάται από το σχεδιασμό του ποδήλατου. Οι ποδηλάτες αθλητές δρόμου ισχυρίζονται ότι η STA μεταξύ  $72^\circ$  και  $76^\circ$  είναι ιδανική για βέλτιστη απόδοση ενώ οι αθλητές του τρίαθλου συχνά αγωνίζονται με STA των  $76-78^\circ$ . Μια μεγαλύτερη γωνία STA επιτρέπει στο σώμα του αναβάτη να τοποθετείται καλύτερα πιο μπροστά πάνω από το στρόφαλο ενώ οι ποδηλάτες του τρίαθλου πιστεύουν ότι αυτό βοηθάει στην επίτευξη μεγαλύτερης άνεσης και απόδοσης όταν χρησιμοποιούνται ταυτόχρονα και αεροδυναμικές χειρολαβές. Τα πλεονεκτήματα από αυτή τη γωνία μπορούν να αποκομισθούν επιλέγοντας το ποδήλατο σύμφωνα με την κλίση του δρόμου στον οποίο λαμβάνει χώρα η διαδρομή. Ερευνητές έχουν διαπιστώσει ότι περισσότερο οξυγόνο δαπανάται σε μικρότερες STA ( $<76^\circ$ ), σε σύγκριση με μεγαλύτερες όπου η προπόνηση γίνεται ευκολότερα. Ο Greg Lemond συνιστά να χαμηλώνει περίπου 3 mm η σέλα όταν χρησιμοποιούνται αυτόματα πετάλια, αν και αυτό εξαρτάται και από τον τύπο τους που ποικίλει.

Επίσης, μικρές τροποποιήσεις υπάρχουν και σε σχέση με το ρυθμό που ποδηλατεί ο κάθε αθλητής. Το βέβαιο είναι ότι όταν γίνονται αλλαγές στο ύψος της σέλας, αυτές πρέπει να γίνονται αργά και σταδιακά αλλά και με πολύ ακρίβεια. Η συνηθισμένη σύσταση για τους ποδηλάτες σχετικά με τη STA είναι να επιλέγουν μια γωνία που θα οδηγεί την επιγονατίδα του μπροστινού ποδιού να τοποθετείται ακριβώς πάνω από τον άξονα του πεταλιού όταν οι στρόφαλοι είναι σε οριζόντια θέση. Αν και δεν έχει επαληθευτεί στην επιστημονική έρευνα, θεωρείται ότι αυτή η θέση προβλέπει ακόμη



και σωστή κατανομή του βάρους του σώματος. Μια σέλα που τοποθετείται πιο μπροστά από όσο πρέπει θα μειώσει τη γωνία που σχηματίζει το γόνατο και παράλληλα θα αυξήσει τη δραστηριότητα του τετρακέφαλου μυ, αυξάνοντας την πιθανότητα σοβαρών τραυματισμών. Από την άλλη πλευρά όταν αυτή τοποθετείται πιο πίσω από την ιδανική θέση , μειώνει τη δράση του δικέφαλου, του μείζονα γλουτιαίου και του γαστροκνήμιου μυ.

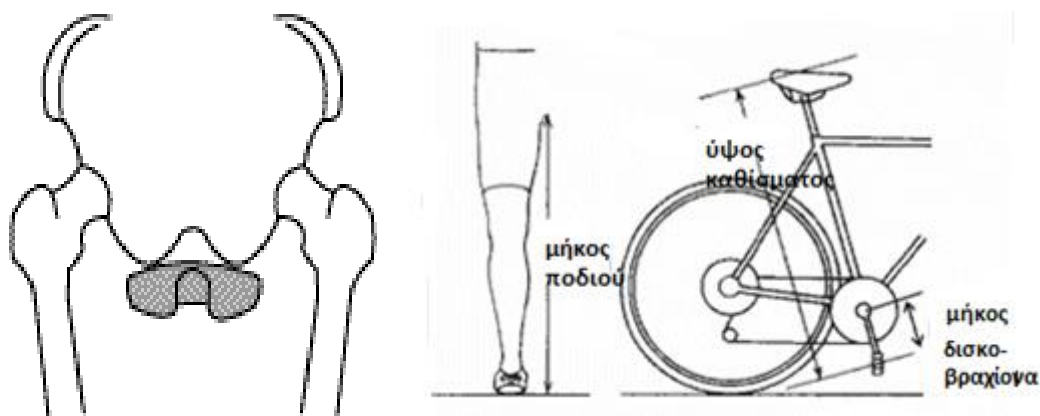


*δισκοβραχίονας*

### **Γ) Αθλητές - ποδηλάτες του Τριάθλου**

Η κατηγορία αυτή ποδηλατών έχει πειραματιστεί με τη θέση της σέλας, και κατά πλειοψηφία υποστηρίζει ότι μια υπερβολικά προς τα εμπρός θέση συνδυασμένη με το μέγιστο ύψος μειώνει την αεροδυναμική αντίσταση και μεγιστοποιεί την ισχύ που παράγεται από το μυϊκό σύστημα. Αυτή η εξειδικευμένη θέση, βέβαια, αφορά το συγκεκριμένο τύπο ποδηλασίας για λόγους ασφάλειας.





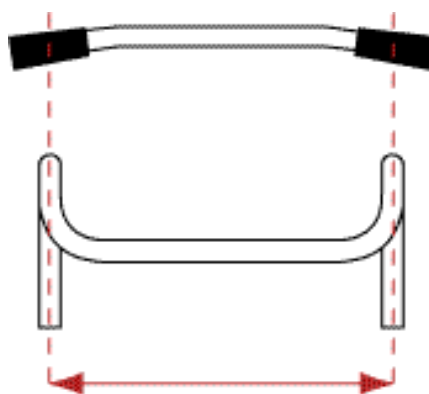
*Σέλα σε σχέση με το πλάτος πυέλου*

#### **Δ) Το τιμόνι**

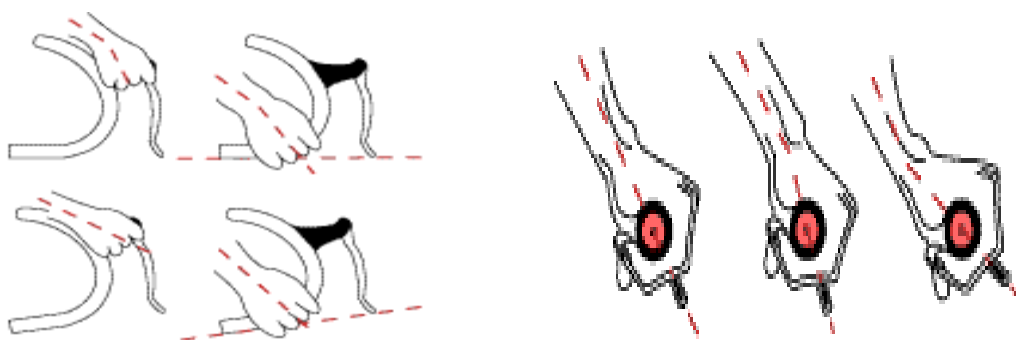
Εκτενής έρευνα έχει διενεργηθεί όσον αφορά, τη συμβολή του τιμονιού στο θέμα της άνεσης. Το πιο σημαντικό συμπέρασμα αυτής της έρευνας είναι ότι η απόσταση μεταξύ του κορμού και των χειρολαβών σχετίζεται με προσωπικές προτιμήσεις. Το μειονέκτημα αυτού του είδους της πρακτικής έρευνας είναι ότι το στοιχείο της εξοικείωσης μπορεί να έχει μια σημαντική επίδραση στα αποτελέσματα της μέτρησης. Ωστόσο, εμπειρικά ισχυριζόμαστε ότι η πλειοψηφία των ποδηλατών πιστεύει ότι κάθε νέα προσαρμογή συνεπάγεται μια βελτίωση. Το πλάτος του τιμονιού σχετίζεται με το πλάτος των ώμων. Οι χειρολαβές που απέχουν αρκετά μεταξύ τους, αυτόματα αυξάνουν τη μετωπική επιφάνεια του ποδηλάτη και οδηγούν σε αεροδυναμικές απώλειες. Επίσης, λανθασμένη θέση των ώμων σε μεγάλου μήκους διαδρομές οδηγεί σε ενοχλήσεις του αυχένα. Αντίθετα, με τη γενική πεποίθηση ότι το τιμόνι που είναι υπερβολικά στενό δεν οδηγεί σε απώλεια της πρόσληψης οξυγόνου, αυτό οδηγεί συχνά σε πιο νευρικό σύστημα πλοήγησης του ποδηλάτου και αυτό με τη σειρά του σε απώλεια της άνεσης.

Η γωνία διεύθυνσης πρέπει να προσαρμόζεται κατά τρόπον ώστε το χαμηλότερο μέρος του βραχίονα και το χέρι να τοποθετούνται σε μία ευθεία γραμμή, κατά το μέτρο του δυνατού. Όσον αφορά το ύψος του τιμονιού, η χαμηλή θέση που παρατηρείται στα περισσότερα αγωνιστικά ποδήλατα αγώνων ταχύτητας και

απόστασης, είναι μια προσπάθεια αεροδυναμικής τοποθέτησης του σώματος , για την ελάττωση της επιφάνειας επαφής, ενάντια στην οποία δρα η οπισθέλκουσα τάση. Είναι σαφές ότι μια σωστή αεροδυναμική θέση και μια βολική θέση του κορμού δεν συμβαδίζουν πάντοτε. Ανάλογα, με την πειθαρχία που επιδεικνύει ο ποδηλάτης και την ταχύτητα που αυτός αναπτύσσει, θα αποφασίσει σχετικά με τη θέση του αναλόγως.



*τιμόνι*



*χειρολαβές*

### ***E) Τα πετάλια***

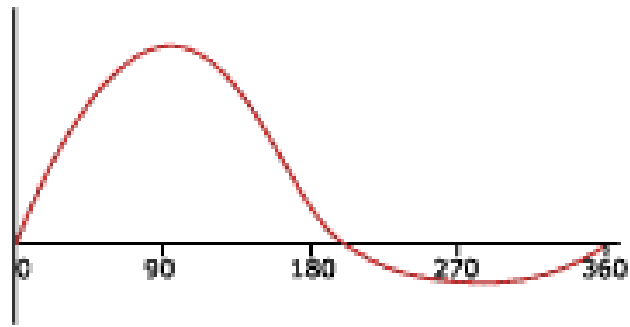
Μαζί με τα κατάλληλα υποδήματα ποδηλασίας το πετάλι αποτελεί το εξάρτημα του ποδηλάτου μέσω του οποίου ο ποδηλάτης μεταβιβάζει την κίνηση στο ποδήλατο. Για λόγους άνεσης είναι σημαντικό τα υποδήματα και τα πετάλια να προσφέρουν επαρκή σταθερότητα, επιτρέποντας στην άρθρωση του γονάτου να παραμένει στην κατεύθυνση της δύναμης με το ισχίο και το πέλμα. Ας προσθέσουμε σε αυτό το σημείο, ότι τα συνήθη επακόλουθα μιας κακής υπόδησης για έναν ποδηλάτη είναι:

εκδορές, έλκη, φυσαλίδες στον άκρο πόδα καθώς ακόμα και διαφοροποίηση των φορτίων που κατανέμονται στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση, στην άρθρωση του ισχίου, όπως τέλος και στην ποδοκνημική άρθρωση.

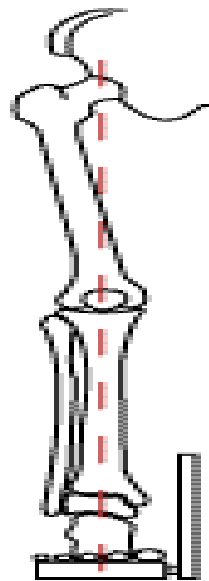
Αντίθετα με τη δημοφιλή άποψη, ο ποδηλάτης έχει να κατευθύνει τον εαυτό του σύμφωνα με την πορεία που επιλέγει. Αυτό, συνεπάγεται ότι τα «σχαράκια» (cleats) των υποδημάτων έχουν δευτερεύοντα ρόλο στη δύναμη που ασκείται. Η θέση του cleat εξασφαλίζει ότι το πέλμα ευθυγραμμίζεται με το πετάλι, προσφέροντας έτσι σταθερότητα στην άρθρωση του γονάτου. Αυτό εξηγεί γιατί το ζεύγος υπόδημα-πετάλι πρέπει να είναι ευσταθές από μόνο του. Το πετάλι πρέπει με τη σειρά του να είναι επαρκώς φαρδύ έτσι ώστε ολόκληρο το μπροστινό μέρος του πέλματος να υποστηρίζεται. Με σκοπό τη μείωση του βάρους και ταυτόχρονα της αεροδυναμικής αντίστασης, τα πετάλια συχνά κατασκευάζονται όσο το δυνατόν πιο μικρά. Το μικρό αυτό μέγεθος, στην πραγματικότητα, κάνει τη σταθερότητα να εξαρτάται ολοκληρωτικά μόνο από την ακαμψία του παπουτσιού και κυρίως από το κάτω μέρος του παπουτσιού (σόλα). Επομένως, η ευελιξία στην προσαρμοστικότητα που αφορά τα «σχαράκια» (cleats) και τα παράπονα σαν αποτέλεσμα της αστάθειας μας οδηγούν σε περεταίρω έρευνα.



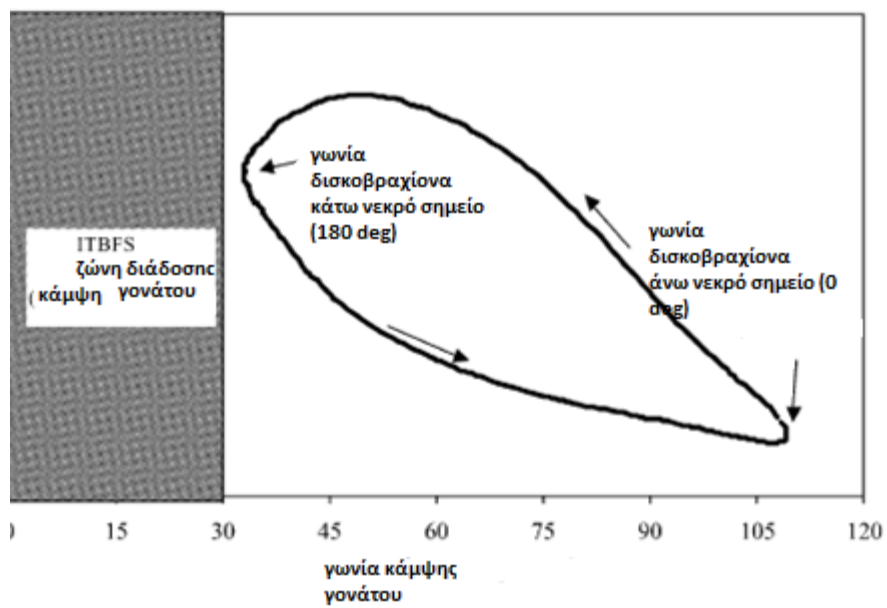
*πετάλια*



*Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεί το αποτελεσματικό φορτίο του πεταλιού κατά τη διάρκεια μιας περιστροφής αρχίζοντας από το άνω νεκρό σημείο.*



*πόδι σε έκταση*



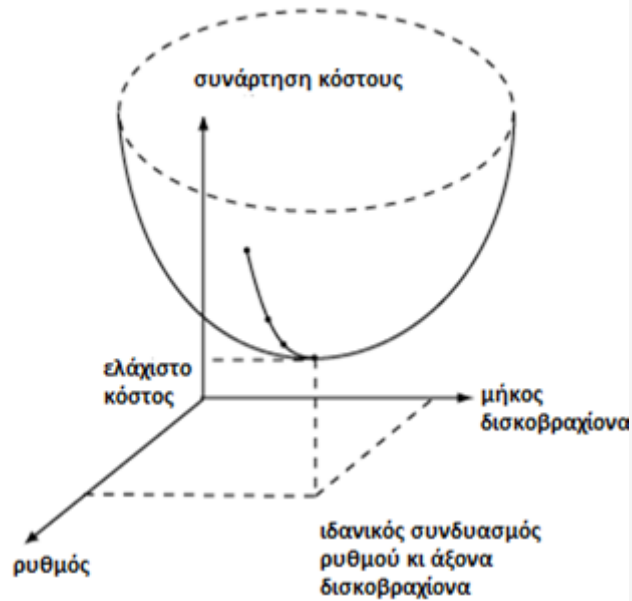
### **ΣΤ) Ο ρυθμός περιστροφής των πεταλιών**

Η συχνότητα των πεταλιών ορίζεται ως ο ρυθμός περιστροφής των πεταλιών το λεπτό. Η έρευνα που έχει γίνει σχετικά με το βέλτιστο αυτό ρυθμό είναι εκτεταμένη. Ήδη από το 1929μ.Χ, οι Hartree και Hill, υποστήριξαν ότι πρέπει να υπάρχει μια βέλτιστη συχνότητα. Όταν ο ποδηλάτης ακολουθεί αργό ρυθμό, η ενέργεια χάνεται σαν αποτέλεσμα της διαρκούς μυϊκής σύσπασης και όταν πηγαίνει πολύ γρήγορα εξακολουθούμε να έχουμε απώλειες καθώς έχει σκοπό να υπερνικά συνεχώς την εσωτερική αντίσταση των μυών. Παρά τα σημαντικά τους συμπεράσματα δεν κατάφεραν να δείξουν ποιος είναι ο ιδανικός ρυθμός κίνησης του πεταλιού.

Σε άλλες έρευνες, το χαμηλότερο επίπεδο του οξυγόνου που εισπνέει ο ποδηλάτης χρησιμοποιήθηκε σαν κριτήριο. Ο Gregor το 1986 μ.Χ παρουσίασε μια περίληψη των μελετών του. Τις περισσότερες φορές, το αποτέλεσμα κυμαινόταν μεταξύ 33 και 80 περιστροφές το λεπτό (rpm) αν και οι περισσότεροι αθλητές επέλεξαν μεταξύ 90 και 110rpm. Αρχικά, υπήρξε μια αντίληψη ότι αυτή η διαφορά μπορούσε να εξηγηθεί από την επίδραση της προπόνησης αλλά αυτή η υπόθεση έχασε έδαφος μετά τις δοκιμές του Boning. Έκανε συγκρίσεις μεταξύ ανθρώπων που έκαναν προπόνηση και ανθρώπων με μέτρια φυσική κατάσταση και κατέληξε ότι παρά τη μεγάλη προσπάθεια που καταβλήθηκε από τη δεύτερη ομάδα αναβατών όταν η αντίσταση αυξήθηκε, ο βέλτιστος ρυθμός ποδηλασίας δεν άλλαξε.

Αν και πρέπει να προσθέσουμε ότι λίγα χρόνια νωρίτερα, ο Hagberg το 1981μ.Χ., είχε κάνει μια ενδιαφέρουσα ανακάλυψη. Σημείωσε ότι, το οξυγόνο που χρησιμοποιήθηκε στην ποδηλασία με αντίσταση και σε αυτή χωρίς έκανε τη συχνότητα να αποκλίνει γύρω στα 100 rpm.

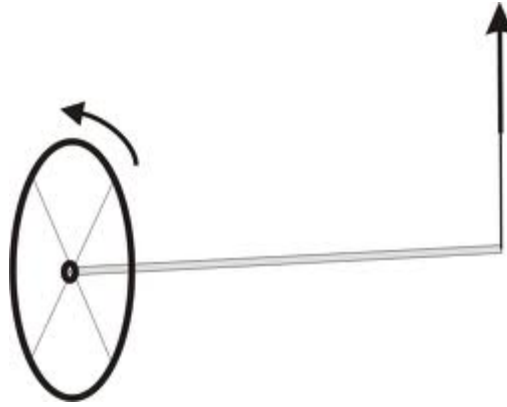
Οι Redfield και Hull το 1986 μ.Χ έκαναν μια εκτενή έρευνα. Χρησιμοποίησαν το άθροισμα των ροπών στην ποδοκνημική άρθρωση, στην άρθρωση του γονάτου και στην άρθρωση του ισχίου σαν κριτήριο. Αυτό το άθροισμα υπολογίστηκε σαν συνάρτηση της συχνότητας του πεταλιού της οποίας η χαμηλότερη τιμή κυμάνθηκε μεταξύ 90 και 100 rpm. Η τιμή αυτή ανταποκρίνεται πλήρως στην καθημερινότητα των ποδηλατών.



Σε άλλη έρευνα ο Hull το 1988μ.Χ, διερεύνησε το ρυθμό ποδηλασίας σε μεγαλύτερο βάθος. Έκανε χρήση ενός συσχετισμού των ροπών των αρθρώσεων και της διάταξης των μυών με τις στροφές των πεταλιών. Στη συγκεκριμένη μελέτη, ο βέλτιστος ρυθμός βρέθηκε μεταξύ 90 και 100 rpm. Προφανώς, η σύσπαση και η διάταση των μυών αποτέλεσαν το βασικότερο παράγοντα για τον ιδανικό ρυθμό. Αυτό δείχνει ότι ήδη από το 1929 μ.Χ οι Hartree και Hill πλησίασαν στο να εξηγήσουν, γιατί οι χαμηλότερες συχνότητες απείχαν πολύ από τις ιδανικές.

### **η) Οι τροχοί**

Οι τροχοί διεκδικούν μικρό ποσοστό της συνολικής δύναμης που ασκείται σε ποδήλατο και αναβάτη. Οι διαφορές μεταξύ των τροχών είναι μικρές. Η ισχύς μπορεί να μετρηθεί με μια μικρή ανοχή περίπου 3% κάτω από ιδανικές συνθήκες. Όπως δείχνει ο παρακάτω πίνακας, μια τυπική διαφορά μεταξύ των τροχών μπορεί να είναι 1% ή μικρότερη. Γίνεται λοιπόν ξεκάθαρο, ότι απαιτείται διαφορετική προσέγγιση της επίδρασης τους εκτός από την απευθείας και άμεση μέτρηση της ισχύος. Ας συμπληρώσουμε ότι έχουμε λάβει σαν παραδοχή ότι η αλυσίδα του ποδηλάτου δεν ολισθαίνει, ούτε υφίσταται επιμήκυνση αλλά κινείται με την ίδια εφαπτομενική ταχύτητα  $u$ . Ακόμα, οι τροχοί λαμβάνονται σαν στερεά σώματα, τα οποία περιστρέφονται γύρω από έναν άξονα, ο οποίος είναι ακλόνητος σε κάποιο αδρανειακό σύστημα αναφοράς.



### Περιστρεφόμενος τροχός

Ο παρακάτω πίνακας δίνει τυπικές τιμές για τις δυνάμεις σε δυο αναβάτες. Ο πρώτος ποδηλάτης έχει συμβατικές ρόδες με 32 οπές και ο δεύτερος έχει εξειδικευμένους, τριακτινωτούς τροχούς. Οι δυνάμεις αυτές μετρώνται σε γραμμάρια της δύναμης. Ας συμπληρώσουμε ότι 1 (gmf) είναι η δύναμη που ασκείται σε 1 γραμμάριο κάτω από συνθήκες κανονικής βαρύτητας  $g=9,8 \text{ m/s}^2$ .

	<u>Δεδομένος ποδηλάτης</u>		<u>Αθλητής ποδηλάτης</u>	
	<i>Δύναμη (gmf)</i>	<i>%</i>	<i>Δύναμη (gmf)</i>	<i>%</i>
<i>Ταχύτητα (m/s)</i>	10.76		10.76	
<i>Συνολική δύναμη ποδηλάτη</i>	2337	100	2287	100
<i>Αντίσταση αέρα</i>	1811	77.5	1811	79.2
<i>Αντίσταση κύλισης</i>	304	13.0	304	13.3
<i>Βαρυτικές δυνάμεις</i>	0	0	0	0
<i>Αντίσταση στον πρόσθιο τροχό</i>	127	5.4	98	4.3
<i>Αντίσταση στον οπίσθιο τροχό</i>	95	4.1	74	3.2



Η συνολική αντίσταση των τροχών έχει εύρος 10%-15% της συνολικής αντίστασης του ποδηλάτου. Αυτή μεταξύ τους μπορεί να μειωθεί κατά 25% ή 2-3% της συνολικής. Οι αξονικές δυνάμεις είναι δύσκολο να υπολογιστούν με ακρίβεια, ενώ κάποιες μεμονωμένες μετρήσεις λαμβάνονται με σεβασμό. Η αντίσταση λόγω περιστροφής των τροχών δεν αλλάζει όσο αλλάζει η ταχύτητα.



*τροχός*

Η αξονική δύναμη στον τροχό  $F_x$ , υπολογίζεται από τον τύπο:

$$C_{xo} = \frac{F_x}{(q * S_{ref})}$$

όπου :

$$S_{ref} = \frac{\pi * D^2}{4}$$

$$F_x = C_{xo} * \rho * V^2 * \pi * D^2 * \frac{1}{8}$$

$D$ : η διάμετρος του τροχού

$C_{xo}$ : ο συντελεστής αντίστασης της αξονικής δύναμης για μηδενική γωνία αέρα,  
 $q$ : είναι η δυναμική πίεση όπου:

$$q = \frac{\rho * V^2}{2}$$

$V$ : η ταχύτητα του ποδηλάτου

Το  $x$  αναφέρεται στην κατεύθυνση όπου το ποδήλατο κινείται ενώ ο δείκτης  $\theta$  είναι για μηδενική γωνία κατεύθυνσης αέρα.

**Συντελεστές αντίστασης για διάφορους τροχούς**

<b>Τροχός</b>	<b><math>C_{xo}</math></b>
Conventional 36-spoke	0.0491
Campagnolo Shamal 16-spoke	0.0377
HED CX 24-spoke	0.0379
Specialized tri-spoke	0.0379
FIR tri-spoke	0.0382
HED disk (lenticular)	0.0361
ZIP 950 disk (flat sided)	0.0364

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

### ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΑΓΩΝΙΣΤΙΚΗΣ ΠΟΔΗΛΑΣΙΑΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΑ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

Σύμφωνα, με την παρακάτω διαφορική εξίσωση που απεικονίζει το θεμελιώδη Νόμο της Μηχανικής, για την κίνηση του συστήματος αναβάτη-ποδήλατου μπορούμε να πάρουμε αρκετά συμπεράσματα σχετικά με την επίδραση των αντιστάσεων του αέρα, της κύλισης και του βάρους. Το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε για τη διεξαγωγή των παρακάτω διαγραμμάτων είναι το Mathcad και έπειτα, στα ραβδογράμματα έχουμε το συνδυασμό του με το Excel.

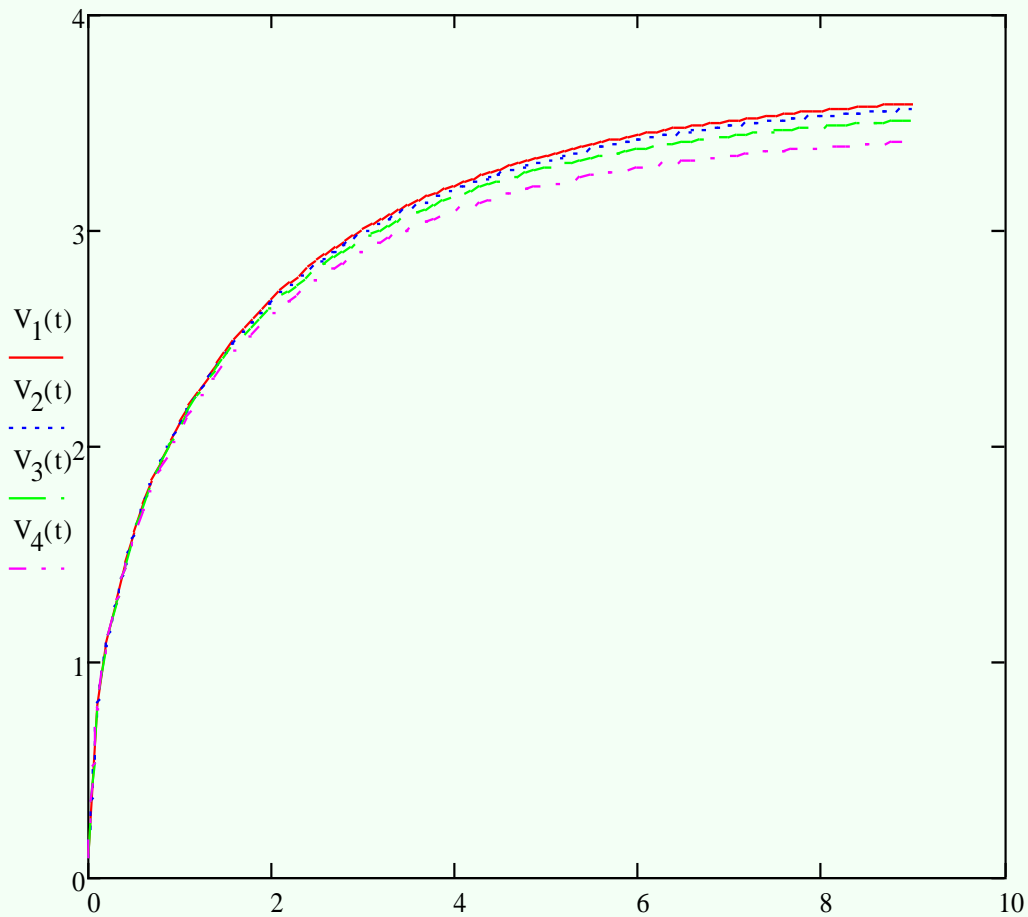
$$\Sigma F = m_{all} \cdot \frac{d^2}{dt^2}x = |F_p - F_{air} - F_{rr} - F_w - F_{fw} - F_{rw}| = \left[ m_T + m_b + m_{fw} + m_{rw} + 4 \cdot \left( \frac{I_{fw}}{d_{fw}^2} + \frac{I_{rw}}{d_{rw}^2} \right) \right] \cdot \frac{d^2}{dt^2}(x)$$

Όπου:

$F_{avp} = \frac{P}{V_p}$	η κατά μέσο όρο παραγόμενη δύναμη που ασκείται στα πετάλια
$F_{air}(v) = \frac{1}{2} \cdot A \cdot C_w \cdot \rho \cdot v^2$	η αντίσταση του αέρα
$F_{rr} = (m_T + m_b + m_{fw} + m_{rw}) \cdot C_{rr} \cdot g \cdot \cos \phi$	η αντίσταση κύλισης
$F_{fw}(v) = C_{xofw} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot \pi \cdot d_{fw}^2 \cdot \frac{1}{8}$	η αντίσταση εξαιτίας του μπροστινού τροχού
$F_w = (m_T + m_b + m_{fw} + m_{rw}) \cdot g \cdot \sin \phi$	η βαρυτική αντίσταση του συστήματος ποδηλάτη-ποδήλατου
$F_{rw}(v) = C_{xorw} \cdot \rho \cdot v^2 \cdot \pi \cdot d_{rw}^2 \cdot \frac{1}{8} \cdot (1 - RS)$	η αντίσταση εξαιτίας του πίσω τροχού

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΜΕ ΒΑΣΗ ΑΛΛΑΓΕΣ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 1<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

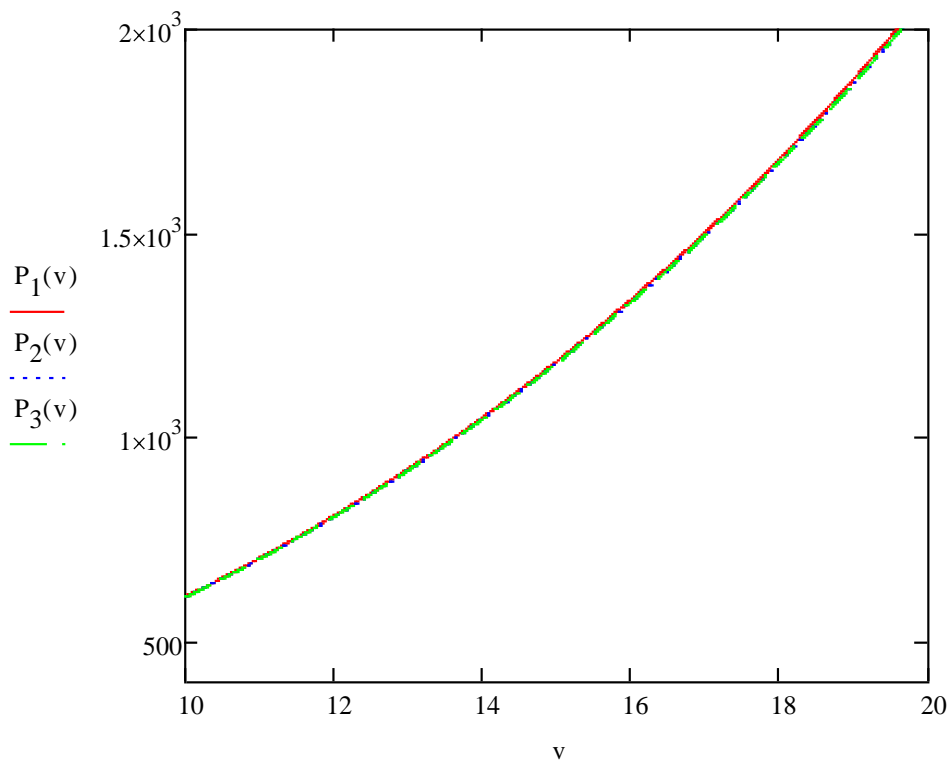
- 1)βάρος αναβάτη 65kg
- 2)βάρος ποδήλατου 8 kg
- 3)κλίση δρόμου 5°

- 4)  $C_{rr} := \begin{pmatrix} 0.001 \\ 0.002 \\ 0.004 \\ 0.008 \end{pmatrix}$  (τα υπόλοιπα δεδομένα δίνονται στο παράρτημα)

Στο παραπάνω διάγραμμα βλέπουμε την επίδραση του συντελεστή κύλισης  $C_{rr}$  στην ταχύτητα του ποδηλάτου σε συνάρτηση με το χρόνο. Για μικρότερους συντελεστές, η ταχύτητα αυξάνεται.

Οι παραπάνω εκτιμήσεις έχουν γίνει με βάση το θεμελιώδη Νόμο της Μηχανικής και με τη χρήση του προγράμματος Mathcad.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 2<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

- 1) βάρος αναβάτη 75kg
- 2) βάρος ποδηλάτου 6,8 kg

3)

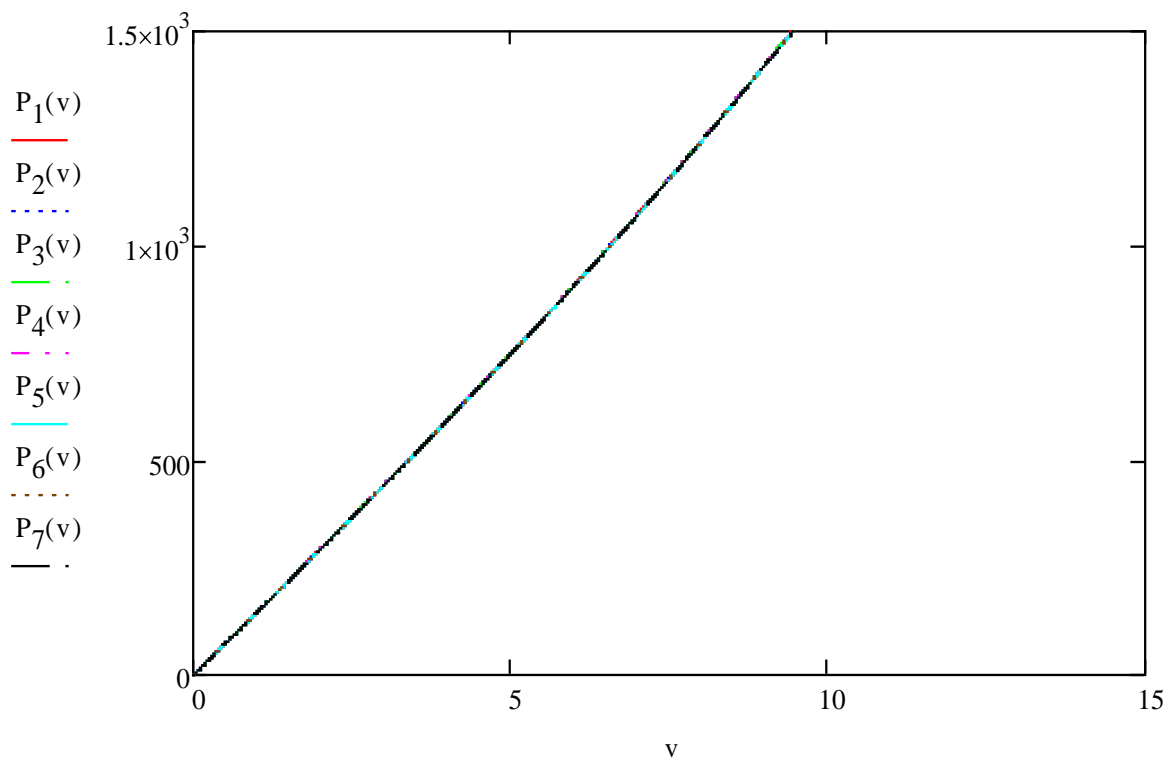
$C_{xofw}$	$C_{xorw}$
0.0491	0.0491
0.0361	0.0377
0.0364	0.0379

Στο παραπάνω διάγραμμα παρατηρούμε τη μικρή επίδραση στην παραγωγή της ισχύος, για τρία διαφορετικά ζεύγη συντελεστών αντίστασης των τροχών. Οι διαφορές είναι μικρής τάξης αριθμητικού μεγέθους και γίνονται αντιληπτές σαν διαφορές, λαμβάνοντας για παράδειγμα τρεις διαφορετικές τιμές ταχύτητας: 5m/s, 10m/s και 15m/s.

	$P_3 - P_2$	$P_3 - P_1$	$P_1 - P_2$
<b>V=5m/s</b>	0.01W	-0.192W	0.202W
<b>V=10m/s</b>	0.083W	-1.536W	1.619W
<b>V=15m/s</b>	0.28W	-5.183W	5.463W

Στο διάγραμμα οι γραφικές παραστάσεις φαίνονται ότι συμπίπτουν.

### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 3<sup>ο</sup>



**Δεδομένα:**

1)βάρος αναβάτη 75kg

2)βάρος ποδήλατου 6,8 kg

$m_{fw}$	$m_{rw}$
0.650kg	0.850kg
0.750kg	0.950kg
0.850kg	1.050kg
0.950kg	1.150kg
1.050kg	1.250kg
1.150kg	1.350kg
1.250kg	1.450kg

Οι γραφικές παραστάσεις σχεδόν συμπίπτουν, κάνοντας έτσι δυσδιάκριτες τις διαφορές μεταξύ του κάθε ζεύγους τροχών. Σε περιπτώσεις, όπως η αγωνιστική ποδηλασία ακόμα και οι μικρές διαφορές που βλέπουμε με τη βοήθεια των διαφορών έχουν μεγάλη σημασία στην εξέλιξη της κούρσας.

	$P_7-P_1$	$P_6-P_2$
$V=15m/s$	-2.612W	-2.612W
$V=10m/s$	-1.742W	-1.742W
$V=5m/s$	-0.871W	-0.871W

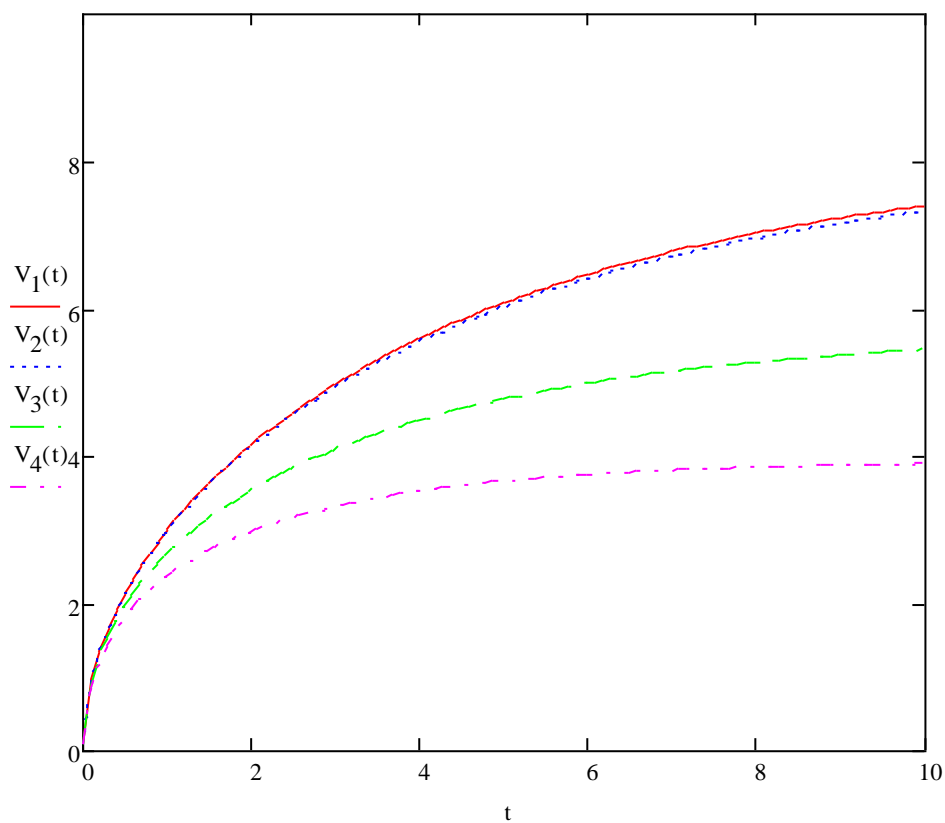
## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΜΕ ΑΛΛΑΓΗ ΤΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΤΟΥ ΔΡΟΜΟΥ

### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 4<sup>ο</sup>

Για το ζεύγος των τροχών  $m_{fw1}=0.650\text{kg}$  με  $I_{fw1}=0.0683\text{ kg}\cdot\text{m}^2$  και  $m_{rw1}=0.850\text{kg}$  με  $I_{rw1}=0.0885\text{kg}\cdot\text{m}^2$  έχουμε:

Για  $t=5\text{sec}$  έχουμε τις εξής τιμές ταχυτήτων:

$\Phi=0^\circ$	$V_1=5.395\text{ m/s}$
$\Phi=3^\circ$	$V_2=4.064\text{ m/s}$
$\Phi=6^\circ$	$V_3=2.988\text{ m/s}$
$\Phi=9^\circ$	$V_4=2.217\text{ m/s}$



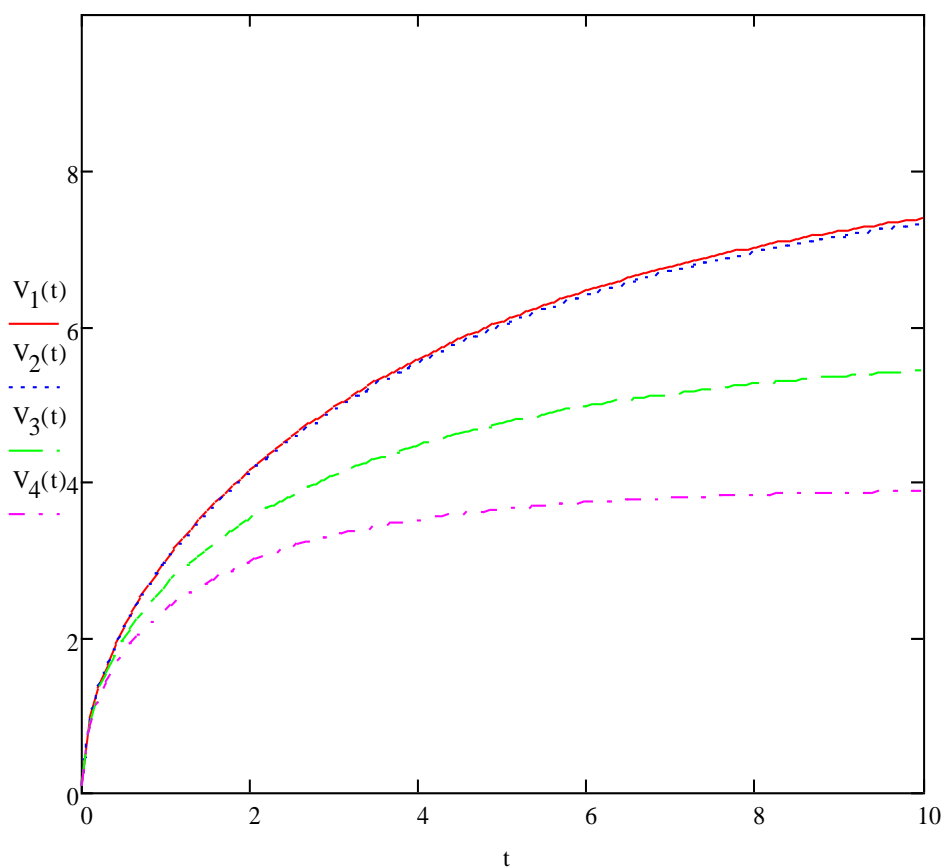


### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 5<sup>ο</sup>

Για το ζεύγος των τροχών  $m_{fw1}=1.650\text{kg}$  με  $I_{fw1}=0.1504\text{ kg}\cdot\text{m}^2$  και  $m_{rw1}=1.850\text{kg}$  με  $I_{rw1}=0.155\text{kg}\cdot\text{m}^2$  έχουμε:

Για  $t=5\text{sec}$  έχουμε τις εξής τιμές ταχυτήτων:

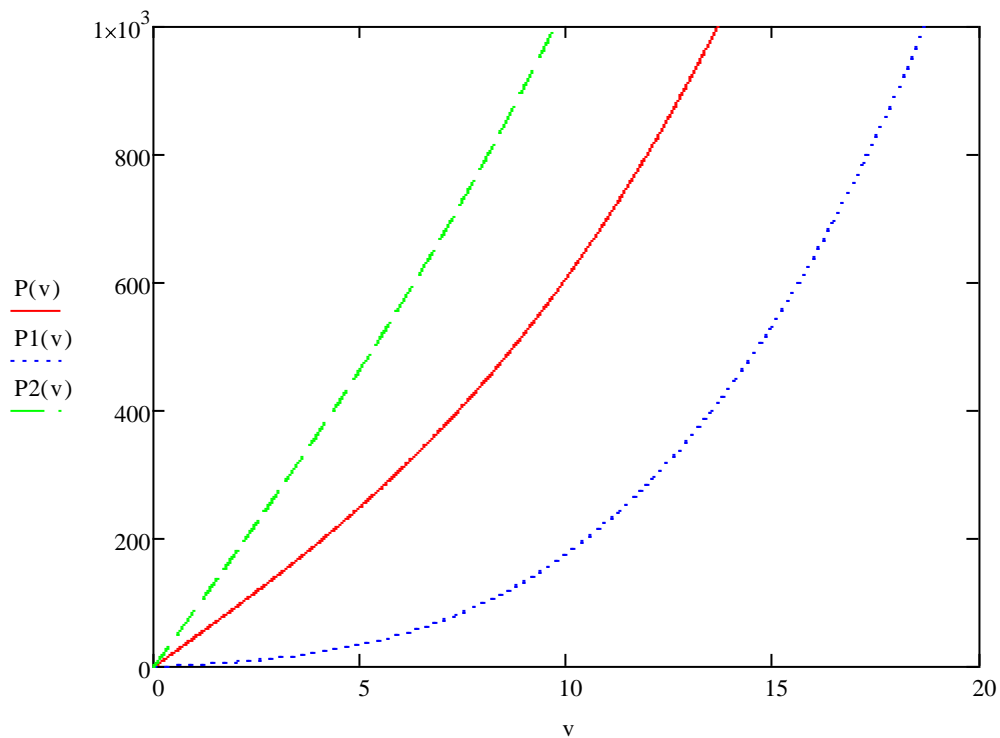
$\Phi=0^\circ$	$V_1=5.319\text{ m/s}$
$\Phi=3^\circ$	$V_2=3.996\text{ m/s}$
$\Phi=6^\circ$	$V_3=2.929\text{ m/s}$
$\Phi=9^\circ$	$V_4=2.169\text{ m/s}$



Στα διαγράμματα 4 και 5 που οπτικά είναι ίδια, παρατηρούμε τις τιμές που παίρνουμε στην ταχύτητα για 4 διαφορετικές κλίσεις.

Οι διαφορές αριθμητικά είναι μικρής τάξης, αλλά μπορούν να κρίνουν το νικητή σε έναν αγώνα ποδηλασίας. Ενδεικτικά, παραπάνω πήραμε 2 ζεύγη τροχών τα οποία διαφέρουν αρκετά σε βάρος.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 6<sup>ο</sup>

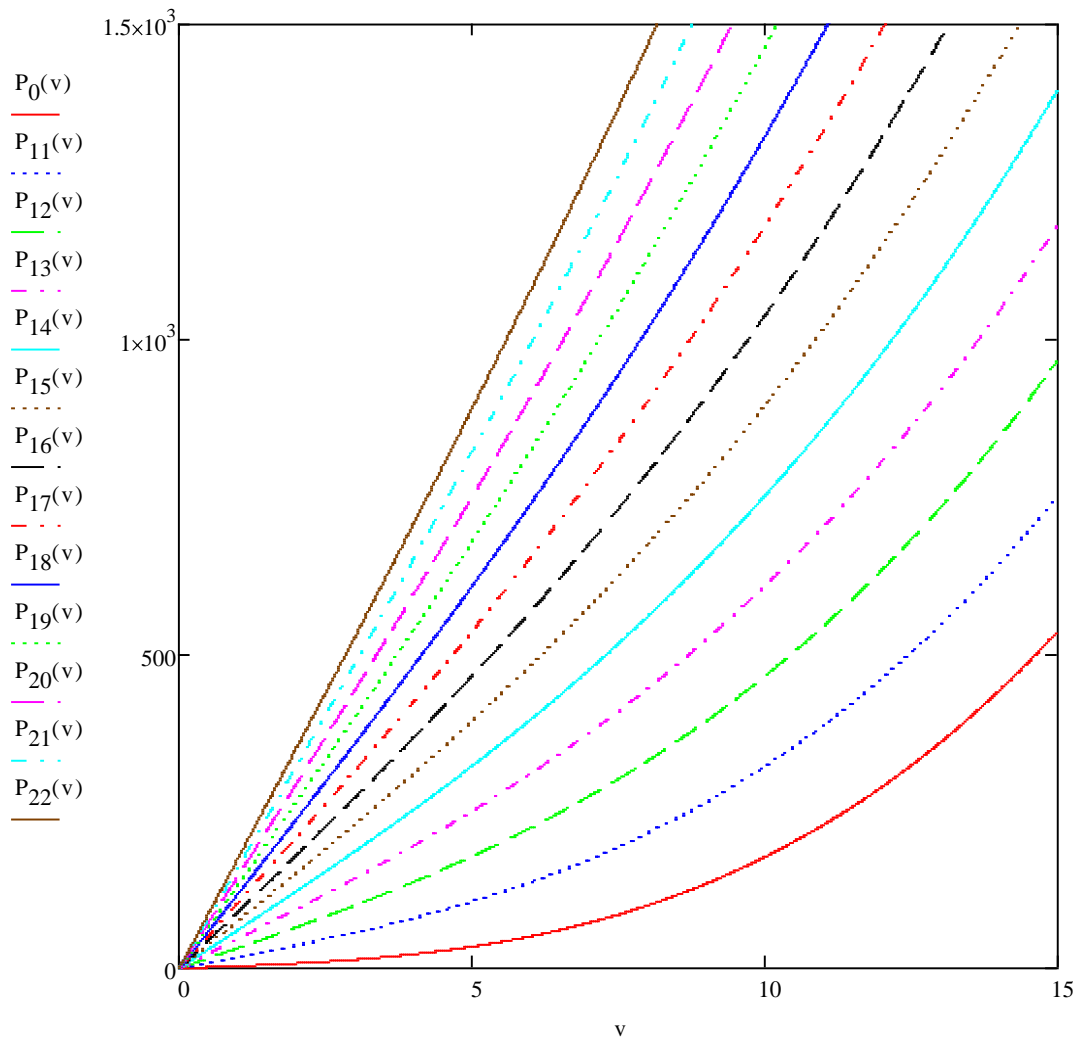


### Δεδομένα:

- 1)βάρος αναβάτη 75kg
- 2)βάρος ποδήλατου 6,8 kg
- 3)κλίσεις δρόμου:  $\varphi_1=0$  deg,  $\varphi= 3$  deg,  $\varphi_2= 6$ deg

Στο παραπάνω διάγραμμα βλέπουμε ότι για τρεις διαφορετικές κλίσεις, την εξάρτηση της ισχύος σε σχέση με την ταχύτητα. Σε μεγάλες κλίσεις, τα ποσά της ισχύος που απαιτούνται είναι αρκετά μεγάλα ενώ η ταχύτητα αγγίζει τα 10 m/s.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 7<sup>ο</sup>

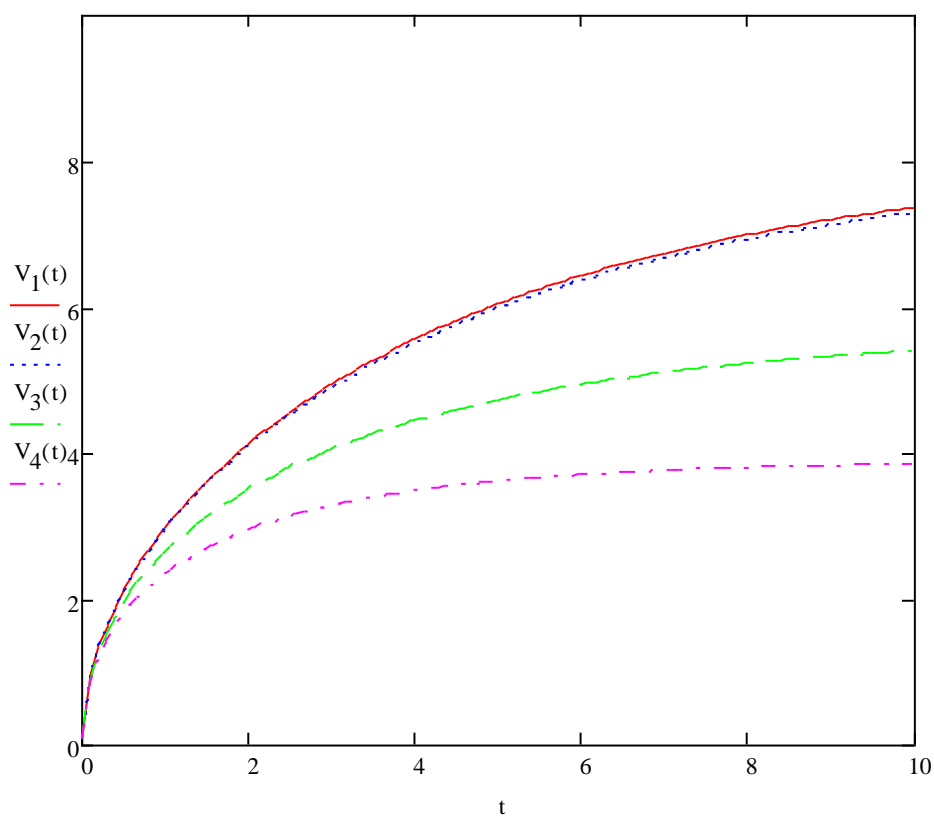


### Δεδομένα:

- 1)βάρος αναβάτη 75kg
- 2)βάρος ποδήλατου 6,8 kg
- 3)κλίσεις δρόμου:φ=0-12°

Ο ίδιος αναβάτης καλείται από ευθεία γραμμή να φθάσει μέχρι κλίση 12°, ενώ Μελετάται η σχέση ισχύος-ταχύτητας.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 8<sup>ο</sup>

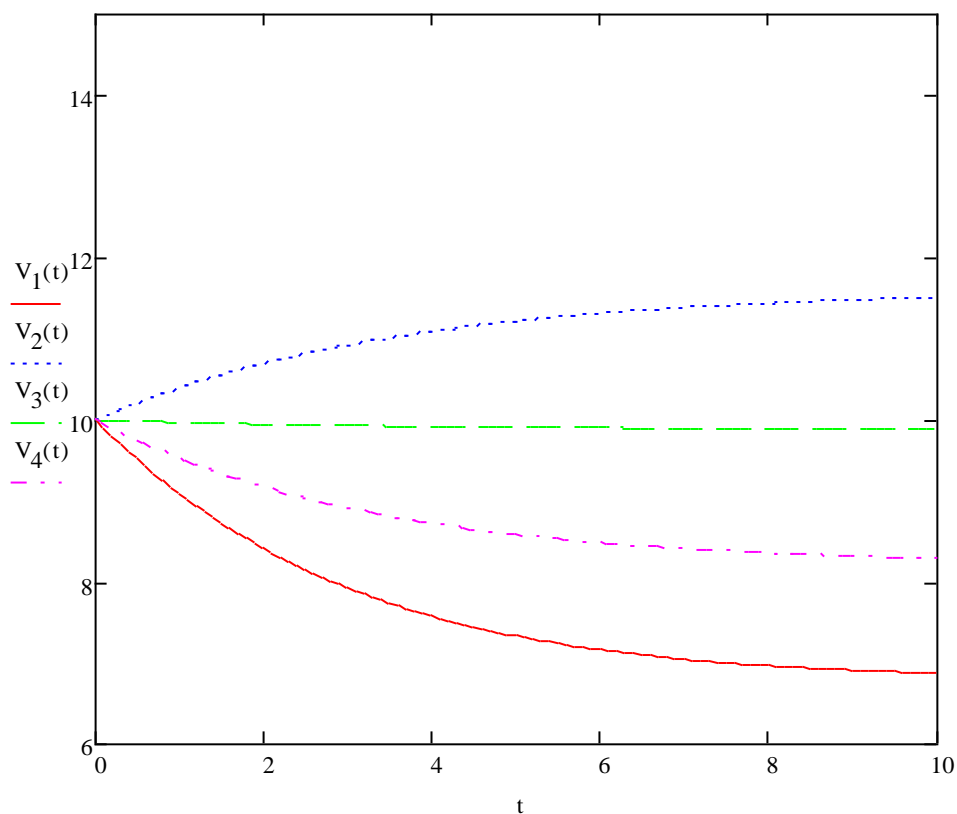


### Δεδομένα:

- 1) βάρος αναβάτη 75kg
- 2) βάρος ποδηλάτου 6,8 kg
- 3) κλίσεις δρόμου:  $0,3^\circ$ ,  $6^\circ$ ,  $9^\circ$
- 4)  $v(0)=0.1\text{m/s}$

Σε χρονικό διάστημα 10 sec μελετάται η ταχύτητα του ίδιου ποδηλάτη για τέσσερις, διαφορετικές κλίσεις δρόμου, όταν σχεδόν τη στιγμή που μηδενίζουμε το χρόνο βρίσκεται σε ακινησία.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 9<sup>ο</sup>



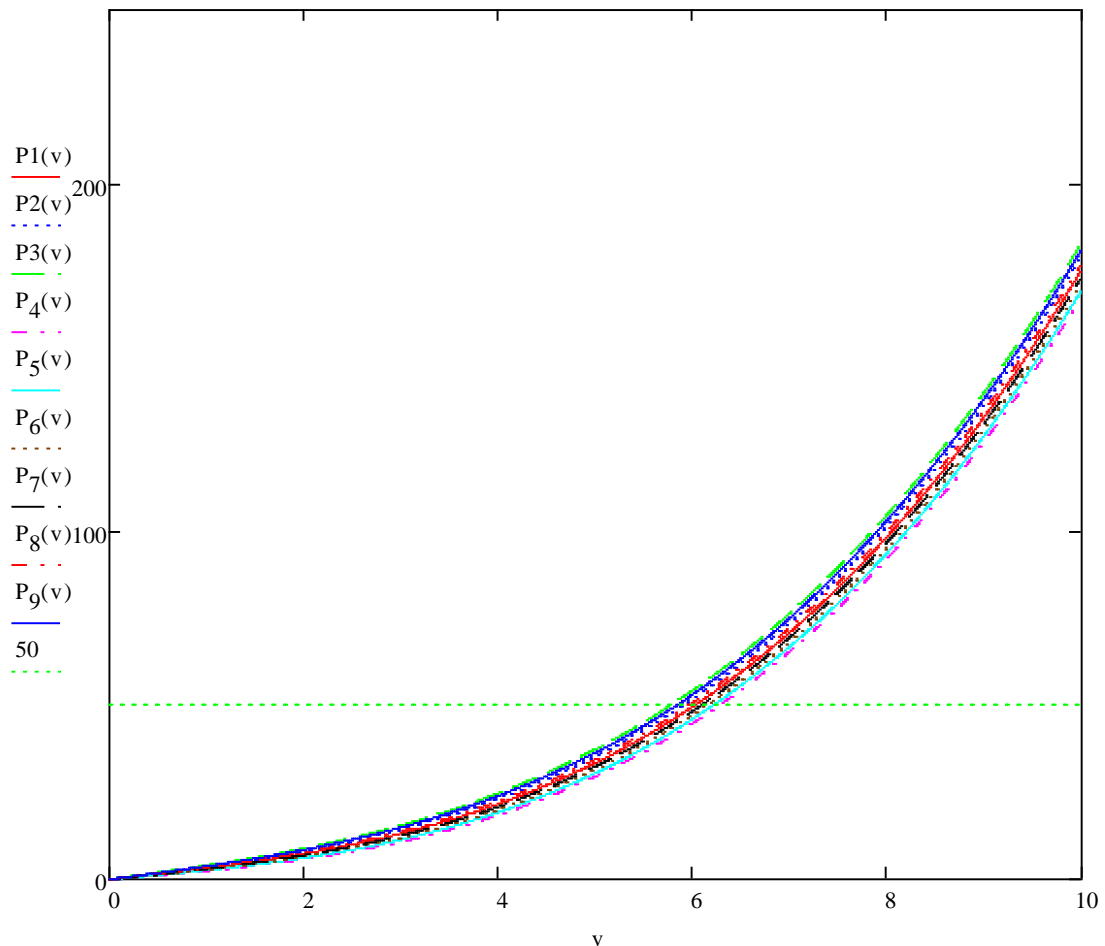
### Δεδομένα:

- 1)βάρος αναβάτη 75kg
- 2)βάρος ποδηλάτου 6,8 kg
- 3) κλίσεις δρόμου:0,3<sup>ο</sup> ,6<sup>ο</sup> ,9<sup>ο</sup>
- 4)v(0)=10m/s

Όταν το χρονόμετρο τίθεται σε λειτουργία ο ποδηλάτης τρέχει ήδη με ταχύτητα 10m/s. Παρατηρούμε την ιδιαίτερη επιβράδυνση όταν τοποθετηθεί στις 9<sup>ο</sup> και την περίπου σταθερή πορεία στις 6<sup>ο</sup>. Αντίθετα, στην ευθεία γραμμή με καταβαλλόμενη ισχύ 1500 W επιταχύνεται με ταχύ ρυθμό.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥ ΒΑΡΟΥΣ ΠΟΔΗΛΑΤΕΣ

### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 8°



### Λεδομένα:

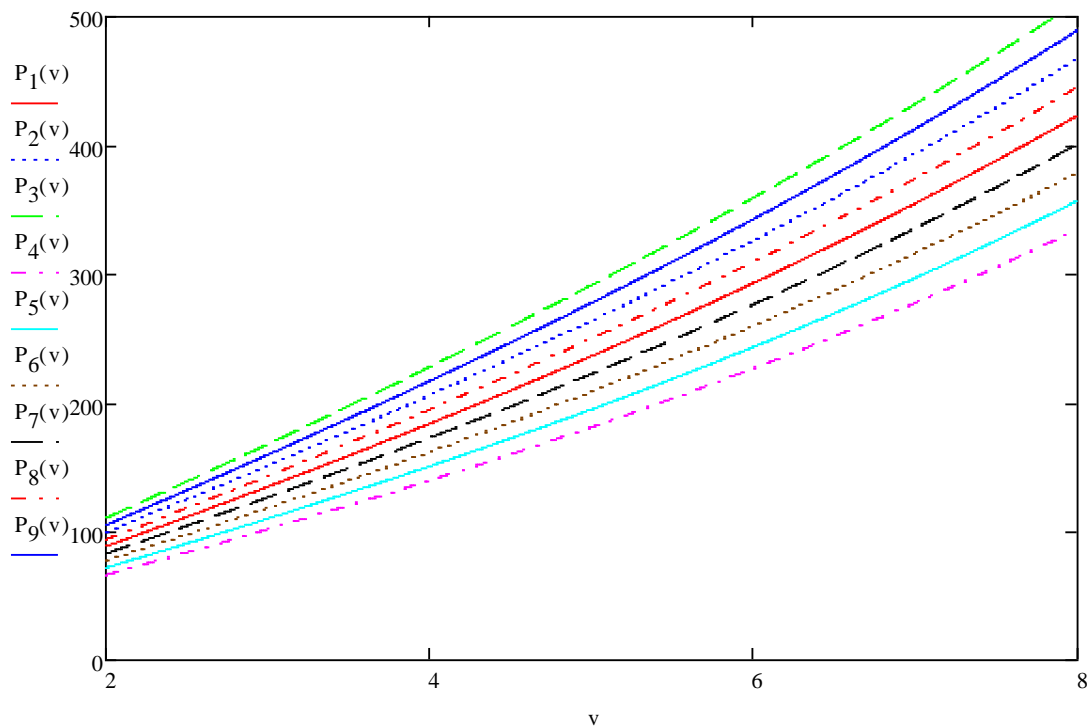
1)βάρους ποδηλατών: $m_1=70\text{kg}$ ,  $m_2= 80\text{kg}$ ,  $m_3= 90\text{kg}$ ,  $m_4= 50\text{kg}$ , $m_5= 55\text{kg}$ , $m_6= 60\text{kg}$ ,  
 $m_7= 65\text{kg}$ ,  $m_8=75\text{kg}$ ,  $m_9= 85\text{kg}$

2)βάρους ποδήλατου 6,8 kg

3)Κλίση δρόμου:0 deg

Τα ποσοστά ισχύος που απαιτούνται να δαπανήσει ο καθένας ποδηλάτης για να φθάσει τα 10m/s παραμένουν χαμηλά. Αυτή η παρατήρηση σχετίζεται με τη μηδενική κλίση της διαδρομής.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 9<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

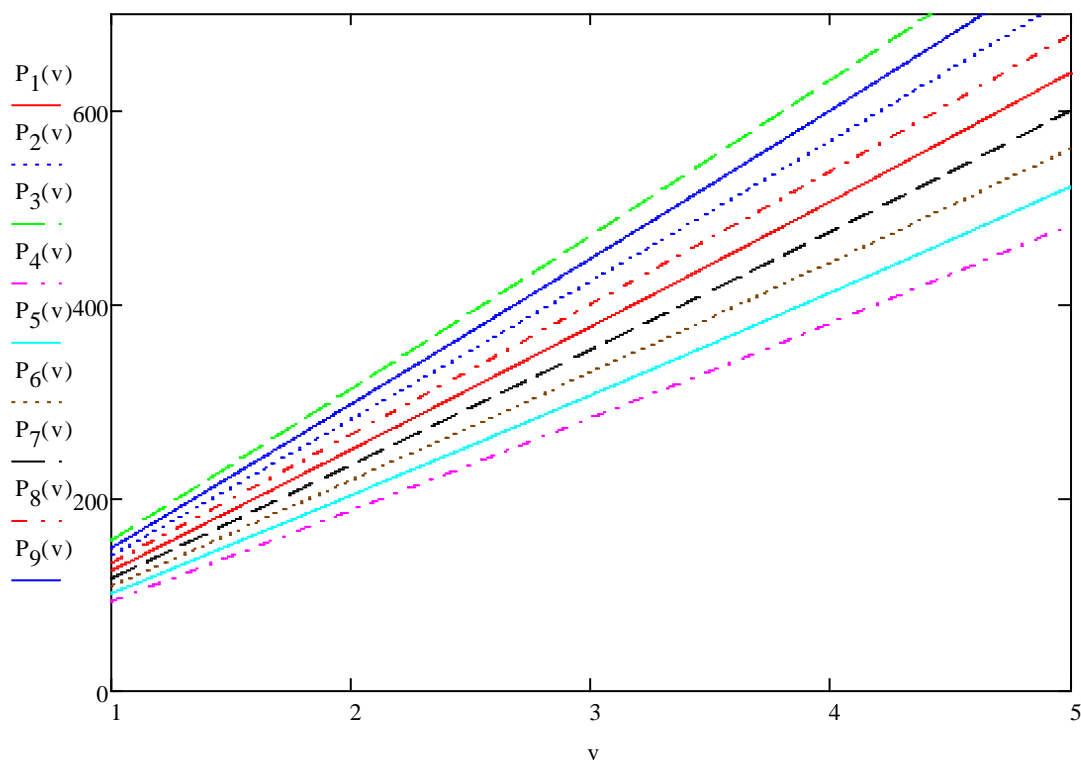
1)βάρος ποδηλατών:  $m_1=70\text{kg}$ ,  $m_2= 80\text{kg}$ ,  $m_3= 90\text{kg}$ ,  $m_4= 50\text{kg}$ , $m_5= 55\text{kg}$ , $m_6= 60\text{kg}$ ,  
 $m_7= 65\text{kg}$ ,  $m_8=75\text{kg}$ ,  $m_9= 85\text{kg}$

2)βάρος ποδήλατου 6,8 kg

3)Κλίση δρόμου:3<sup>ο</sup>

Η ίδια ομάδα ποδηλατών δοκιμάζεται σε ανηφόρα με κλίση 3<sup>ο</sup> . Οι ενεργειακές απαιτήσεις αυξάνονται κυρίως για τους πιο βαρείς αθλητές , ενώ ο άξονας των τετμημένων οριοθετεί την ταχύτητα στα 8 m/s.

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 10<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

1) βάρος ποδηλατών:

- $m_1=70\text{kg}$ ,  $m_2= 80\text{kg}$ ,  $m_3= 90\text{kg}$ ,
- $m_4= 50\text{kg}$ ,  $m_5= 55\text{kg}$ ,  $m_6= 60\text{kg}$ ,
- $m_7= 65\text{kg}$ ,  $m_8=75\text{kg}$ ,  $m_9= 85\text{kg}$

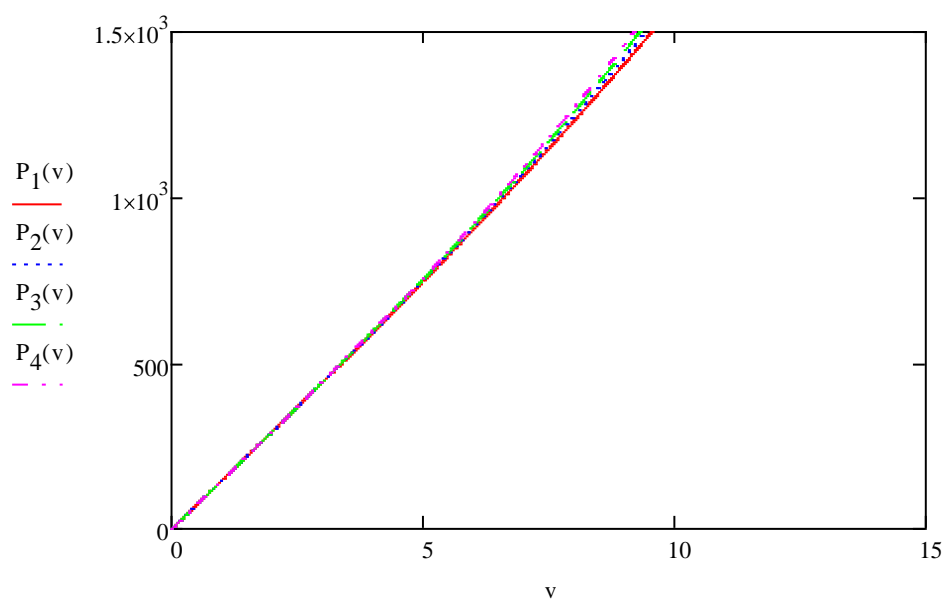
2) βάρος ποδήλατου: 6,8 kg

3) Κλίση δρόμου: 9<sup>ο</sup>

Η κλίση του δρόμου αυξάνεται στις 9<sup>ο</sup>. Η ταχύτητα για συγκεκριμένη ισχύ μειώνεται αισθητά. Για παράδειγμα ο αναβάτης 4 που είναι και ο ελαφρύτερος για να επιταχύνει στα 4 m/sec χρειάζεται να παράγει σχεδόν διπλάσια ισχύ.



## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 11<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

1) Μετωπικές επιφάνειες αναβάτη - ποδήλατου:

$$A_1=0.4\text{m}^2, A_2=0.5\text{m}^2, A_3=0.6\text{m}^2, A_4=0.7\text{m}^2$$

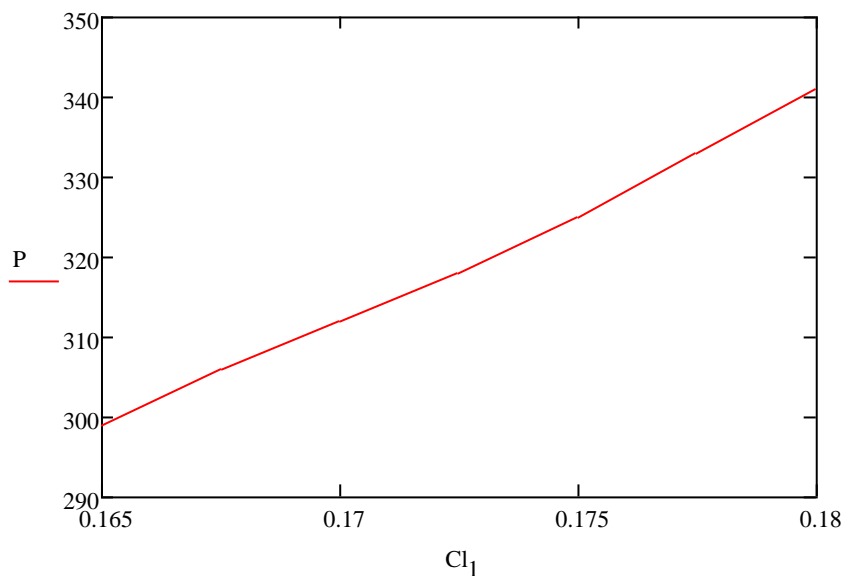
2) βάρος ποδήλατου 6,8 kg

3) Κλίση δρόμου: 0 deg

Στο παραπάνω διάγραμμα βλέπουμε για τέσσερις διαφορετικές, μετωπικές επιφάνειες τη σχέση ισχύος-ταχύτητας. Οι γραφικές παραστάσεις οπτικά ταυτίζονται, ωστόσο διαφορές στις αντιστοιχίες υπάρχουν. Διαφορετική μετωπική επιφάνεια συνεπάγεται διαφορετικού σωματότυπου ποδηλάτη με συνδυασμό ή μη συνδυασμό διαφορετικής θέσης τιμονιού. Ευκρινέστερα συμπεράσματα λαμβάνονται στο σχετικό ραβδόγραμμα.

**ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΣΕ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΜΕ ΡΥΘΜΟ ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗΣ ΚΑΙ**  
**ΜΗΚΟΣ ΔΙΣΚΟΒΡΑΧΙΟΝΑ**

**ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 12°**



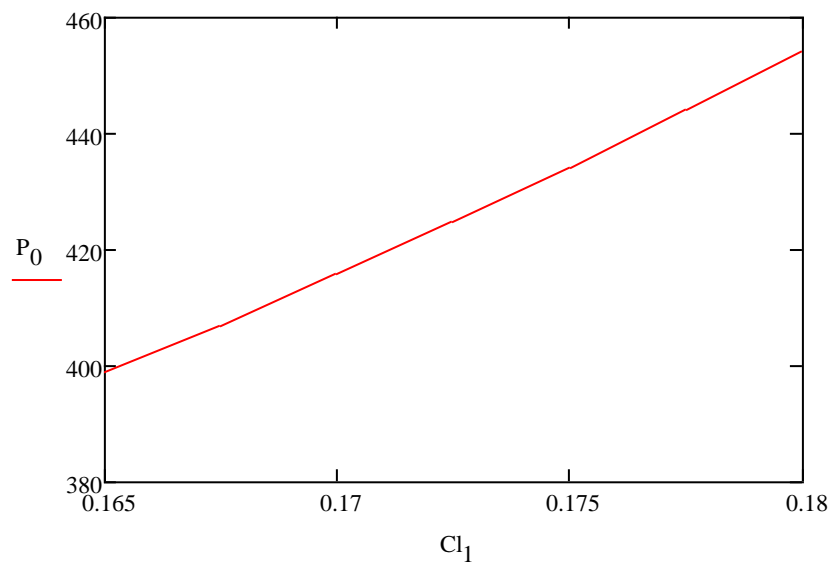
**Δεδομένα:**

1) Ρυθμός περιστροφής του δισκοβραχίονα: Cd=60 rpm

2) $Cl$ (m)	P (W)
0.165m	299
0.1675m	306
0.170m	312
0.1725m	318
0.175	325
0.1775	333
0.180	341

Στο παραπάνω διάγραμμα βλέπουμε για επτά, διαφορετικά ζεύγη μήκους στροφάλου-ισχύος και για ρυθμό περιστροφής 60 rpm, παρατηρούμε την αύξουσα συνάρτηση ισχύος-μήκους πεταλιέρας.

### ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 13<sup>ο</sup>



### Δεδομένα:

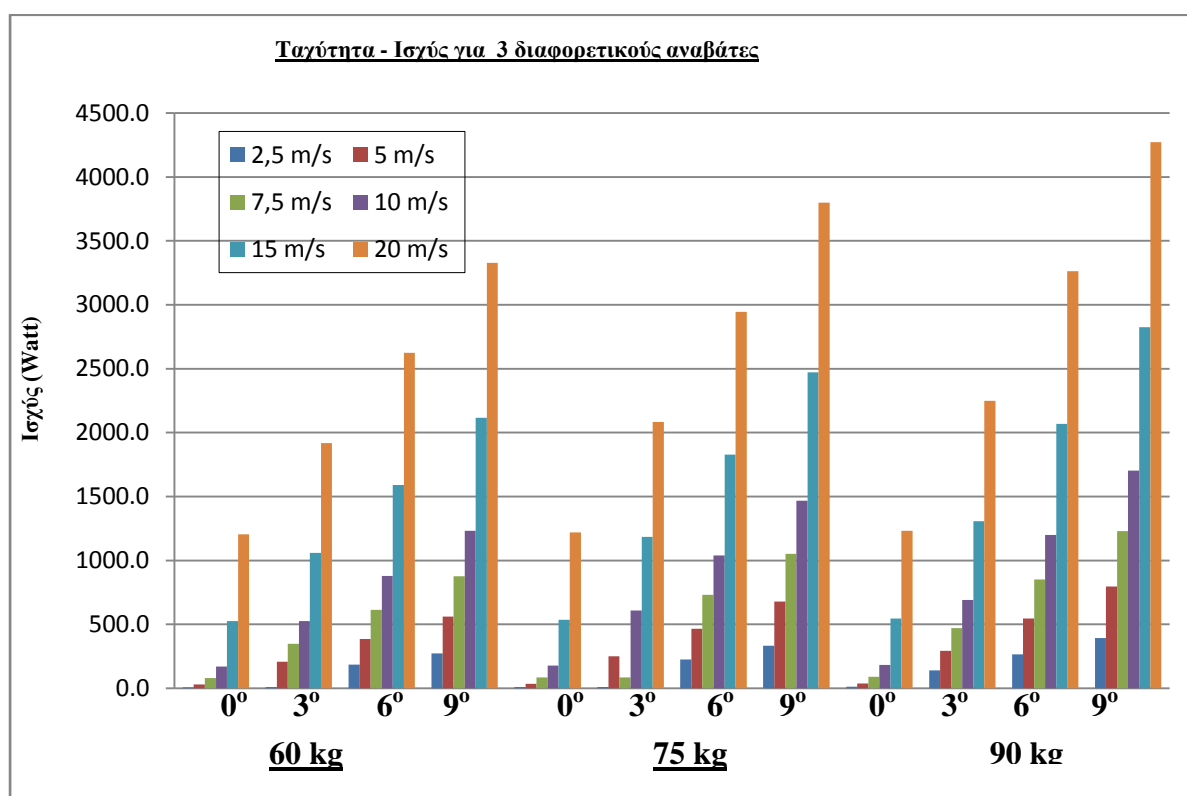
- 1) Ρυθμός περιστροφής του δισκοβραχίονα:  $Cd=80$  rpm
- 2)

2) $Cl$ (m)	$P$ (W)
0.165m	399
0.1675m	407
0.170m	416
0.1725m	425
0.175	434
0.1775	444
0.180	454

Η παραγόμενη ισχύς αυξάνεται, για μεγαλύτερους ρυθμούς περιστροφής και για ολοένα αυξανόμενο μήκος πεταλιέρας.

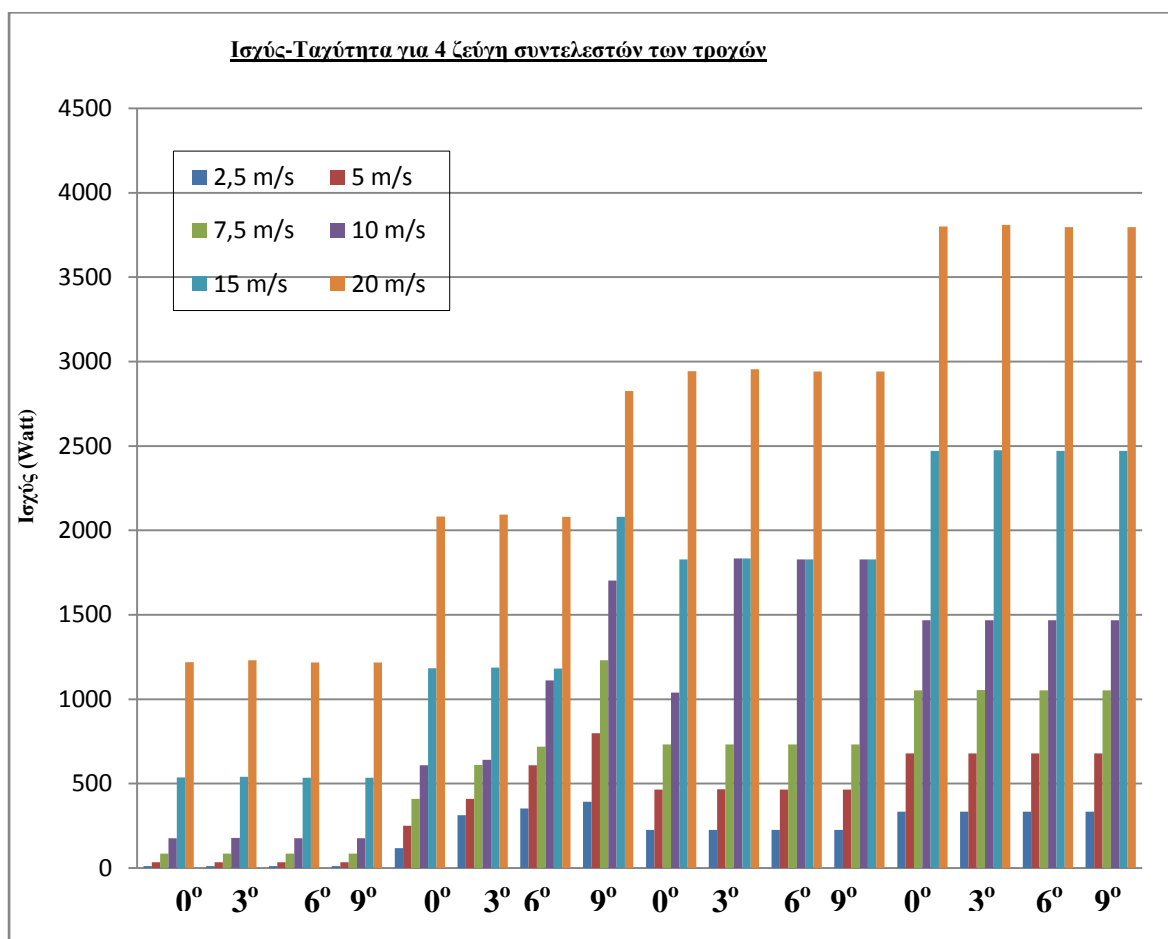
## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

### ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑ 1<sup>ο</sup>



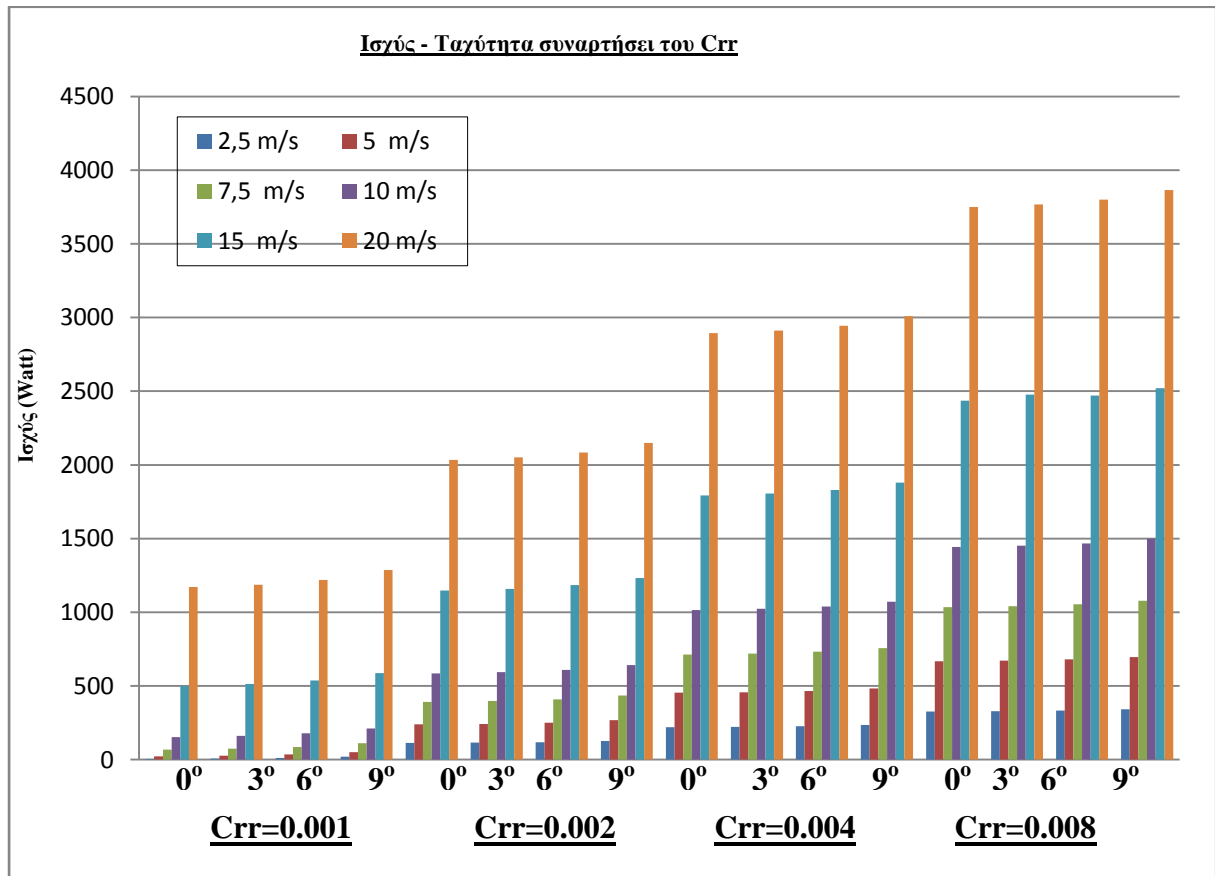
Στο παραπάνω ραβδόγραμμα, παρατηρούμε τη σχέση ισχύος-ταχύτητας για τρεις, διαφορετικού σωματότυπου ποδηλάτες (60kg, 75kg και 90kg) σε τέσσερις, διαφορετικές κλίσεις δρόμου. Σε κλίση 20% (9° ) τα ποσά της ισχύος που απαιτούνται μεγαλώνουν αισθητά.

## ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑ 2<sup>ο</sup>



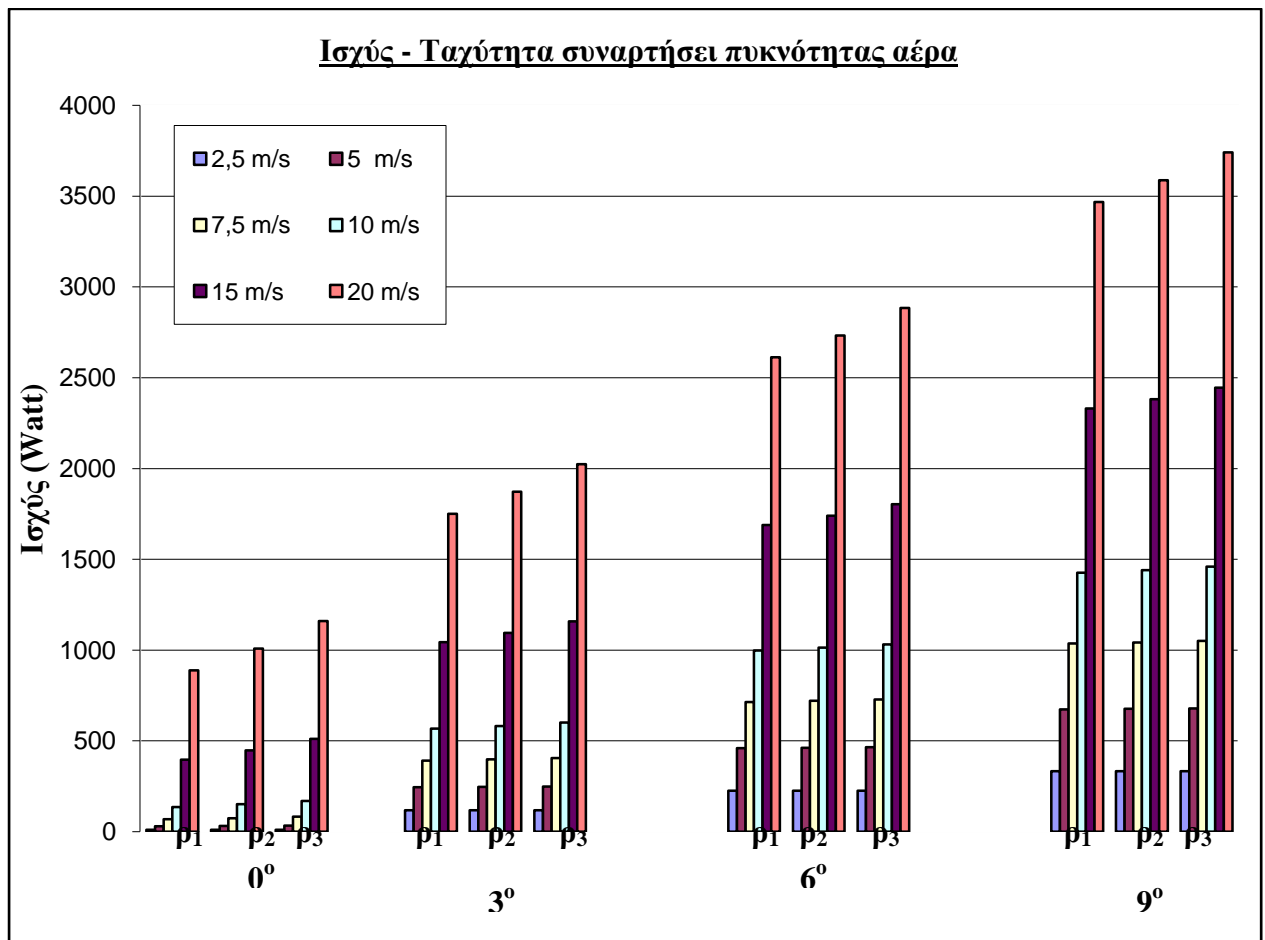
Για 4 διαφορετικά ζεύγη συντελεστών των τροχών (δίνονται στο Παράρτημα του Excel), σε 4 διαφορετικές κλίσεις του δρόμου εξετάζουμε την ισχύ που πρέπει να δαπανήσει ένας ποδηλάτης των 75kg για να ανταπεξέλθει στις ιδιαιτερότητες της κάθε διαδρομής . Χαρακτηριστικά εξετάζουμε για 6 διαφορετικές ταχύτητες, ενώ κρίνεται απαραίτητο να αναφέρουμε ότι την ταχύτητα των 20 m/s ελάχιστοι αθλητές στον κόσμο μπορούν να τη φθάσουν. Η προπόνηση ενός τέτοιου αθλητή πρέπει να είναι εντατική και να συνδυάζεται με κατάλληλη διατροφή και μυϊκή ενδυνάμωση.

### ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑ 3<sup>ο</sup>



Ένας ποδηλάτης των 75 kg δοκιμάζεται σε 4 διαφορετικά είδη γηπέδου, για 4 διαφορετικές κλίσεις με το ίδιο ποδήλατο με αποτέλεσμα κάθε φορά να αλλάζουν και οι αντιστάσεις που δέχεται λόγω κύλισης. Ο πρώτος συντελεστής  $C_{rr}=0.001$  αφορά ξύλινο δάπεδο, ιδιαίτερα λείο, στο οποίο οι αντιδράσεις είναι κατά το δυνατόν μικρότερες. Ο δεύτερος  $C_{rr}=0.002$  χαρακτηρίζει δρόμο διαμορφωμένο με ομαλό σκυρόδεμα ενώ ο τρίτος  $C_{rr}=0.004$  πορεία σε δρόμο με άσφαλτο. Τέλος, ο  $C_{rr}=0.008$  αντιπροσωπεύει τραχύ δρόμο αλλά διαμορφωμένο κατάλληλα για κούρσες. Η ισχύς που απαιτείται για μεγάλες ταχύτητες και σε ιδιαίτερα ανηφορική διαδρομή είναι αξιοσημείωτη.

### ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑ 4<sup>ο</sup>

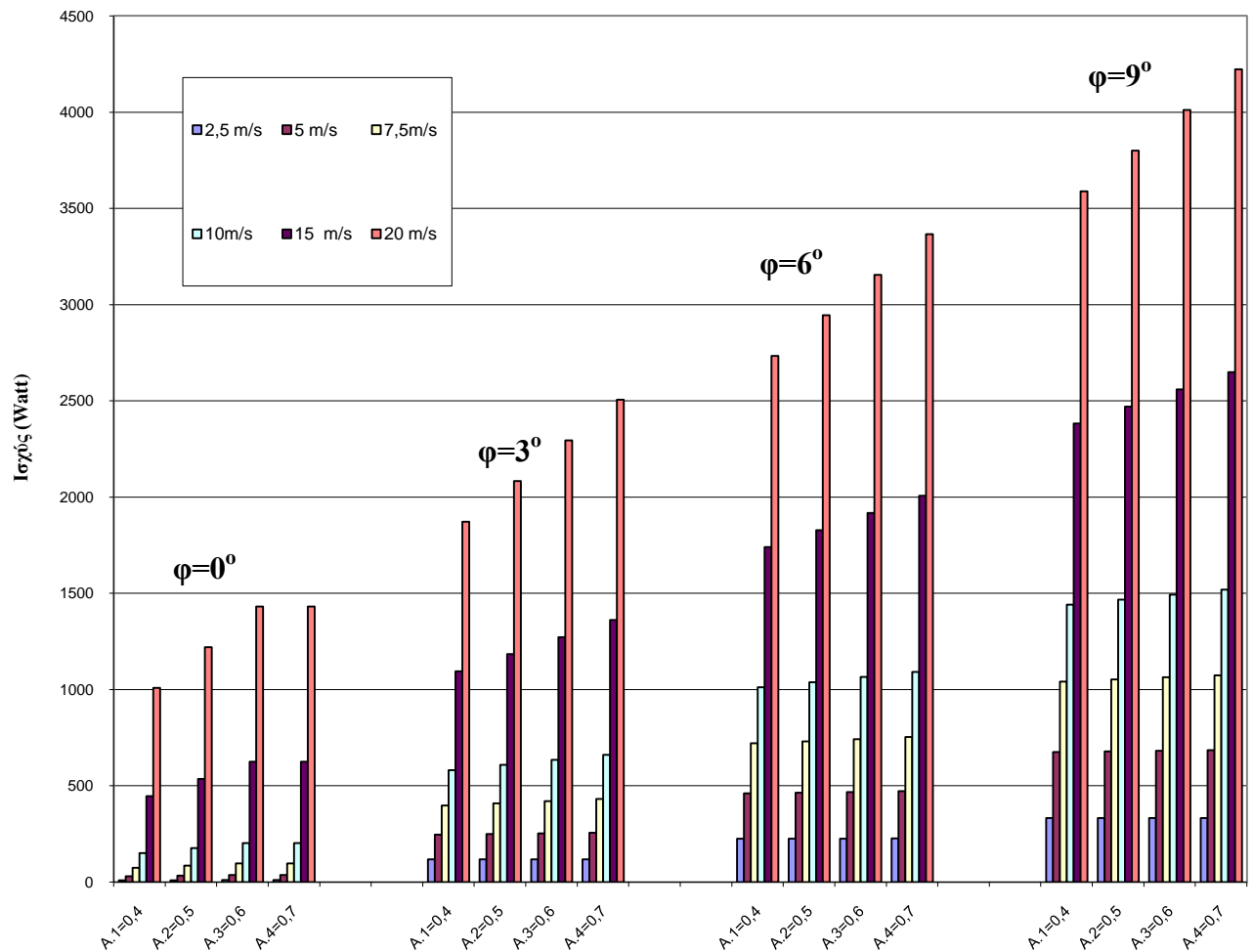


Το επόμενο ραβδόγραμμα αναφέρεται σε τρεις ποδηλάτες ίδιου βάρους 75kg και ίδιου φύλου, οι οποίοι καλούνται να διανύσουν μια διαδρομή η οποία και εξελίσσεται σε ιδιαίτερα ανηφορική (μέχρι 20% κλίση). Στην πρώτη περίπτωση η δοκιμασία γίνεται σε υψόμετρο 3000m από την επιφάνεια της θάλασσας όπου η πυκνότητα του αέρα παίρνει την τιμή  $\rho_1 = 0.905 \text{kg/m}^3$ . Η δεύτερη διαδρομή λαμβάνει χώρα σε υψόμετρο 1500 m όπου η πυκνότητα του αέρα είναι  $\rho_2 = 1,056 \text{kg/m}^3$  και η τελευταία σε παραθαλάσσια περιοχή όπου και ο ατμοσφαιρικός αέρας έχει τη μέγιστη τιμή στην πυκνότητα του  $\rho_3 = 1.226 \text{kg/m}^3$ . Καθώς μειώνεται το υψόμετρο παρατηρούμε ότι αυξάνεται και το ποσό της ισχύος που επιβάλλεται να δαπανήσει στις διάφορες κλίσεις δρόμου. Αυτό το συμπέρασμα, φαινομενικά αναδεικνύει ότι όσο μεγαλύτερη είναι η απόσταση από την επιφάνεια της θάλασσας τόσο πιο καλές επιδόσεις έχει. Κάτι τέτοιο όμως δεν ισχύει. Όσο ανεβαίνουμε σε υψόμετρο τόσο μειώνεται και ο βαθμός απόδοσης του αθλητή, εφόσον τα ποσά του οξυγόνου στην ατμόσφαιρα

ελαττώνεται. Ο ποδηλάτης σε 3000m υψόμετρο παράγει δυσκολότερα την απαιτούμενη ενέργεια που φαινομενικά είναι μικρότερη.

### ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑ 5<sup>ο</sup>

Ισχύς-Ταχύτητα συναρτήσει μετωπικής επιφάνειας



Όπως προαναφέραμε η μετωπική επιφάνεια A είναι ένα μέγεθος που δύσκολα μπορεί να προσδιοριστεί με μεγάλη ακρίβεια και έχει σαν βασική συνιστώσα τον αναβάτη. Παρατηρούμε στο παραπάνω ραβδόγραμμα ότι μεγαλύτερη είναι η επιφάνεια αυτή και όσο πιο μεγάλη η κλίση που απαιτείται να ανέβει ο αθλητής, τόσο μεγαλύτερη και η απαιτούμενη ισχύς.



## **Βιβλιογραφία:**

1. Γεωργιάδου Αθηνά(2004):Σημειώσεις στο μάθημα «Φυσιοθεραπευτική»
2. Δούκας Μ. Ν. (1997): Κινησιολογία. Εκδόσεις «Λίτσας», Αθήνα. σελ: 45-49,
3. Καντζίδης Δ., Παπαϊακώβου Γ. (1992): Κλασσικός αθλητισμός. Για το σχολείο και το σύλλογο. Θεσσαλονίκη, σελ.: 22-26.
4. Παπαδοπούλου Σοφία (2000):Σημειώσεις στο μάθημα «Κινησιοθεραπεία»
5. Τουμακίδης Π. Σ. (2003): Άσκηση και χρόνιες παθήσεις. Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης,σελ: 25-26.
6. Τσιλιγκιρόγλου – Φαχαντίδου Α. (1989): Η ανατομία του ανθρώπινου σώματος Β' Έκδοση σελ:24-130,302-303
7. AL-Rawi Z., Nessian H.A. (1997): Joint hypermobility in patients with chondromalacia Patellae. British Journal of Rheumatology
8. Hreljac A. (2005): Etiology, Prevention and Early Intervention of Overuse Injuries in Runners; a Biomechanical Perspective. Phys Med Rehabil Clin σελ.:651-667.
9. Yildiz Y., Aydin T., et al (2003): Relation between isokenitic muscle strength and functional capacity in recreational athletes with chondromalacia patellae. Br J Sports Med; 37 σελ.:1-11.
10. Integrative biomechanics: A paradigm for clinical applications of fundamental mechanics, *Journal of Biomechanics, Volume 42, Issue 10, 22 July 2009, Pages 1444-1451*  
Gerard A. Ateshian, Morton H. Friedman
11. Three – Dimensional knee joint loading during seated cycling, Patricia Ruby M.L. Hull and David Hawkins, Department of Mechanical Engineering, University of California, Davis, CA 95616, USA
12. A theoretical basis for Interpreting the force applied to the pedal in cycling, S.A. Kautz and M.L. Hull, Biomedical Engineering Group and Department of Mechanical Engineering, University of California, Davis, CA 95616, USA

13. Prediction of Pedal Forces in Bicycling using optimization methods, Rob Redfield and M.L.Hull Department of Mechanical Engineering, University of California, Davis ,CA 95616,USA
14. Abbott, A.V., Wilson, D.G., 1995. Human power transfer to modern vehicles. In: Abbott, A.V., Wilson, D.G. (Eds.), *Human Powered Vehicles*. Human Kinetics, Champaign, IL, σελ.: 29–45.
15. Aleshinsky, S.Y., 1986. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem. I. Basic concepts, description of the model, analysis of a one-link system movement. II. Movement of the multi-link chain model. *Journal of Biomechanics* 19, σελ.: 287–300.
16. Cavagna, G.A., Kaneko, M., 1977. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology* 268, 467–481.
17. Cavanagh, P.R., Kram, R., 1985. The efficiency of human movement: a statement of the problem. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17, 304–308.
18. Cavanagh, P.R., Sanderson, D.J., 1986. The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In: Burke, E.R. (Ed.), *Science of Cycling*. Human Kinetics, Champaign, IL, σελ. 91–122.
19. Dempster, W.T., Gabel, W.C., Felts, W.J.L., 1959. The anthropometry of manual work space for the seated subject. *American Journal of Physical Anthropology* 17, 289–317.
20. di Prampero, P.E., 2000. Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European Journal of Applied Physiology* 82, 345–360.
21. di Prampero, P.E., Mognoni, P., Saibene, F., 1979. Internal power in cycling. *Experientia* (Abstract) 35, 925.
- Francescato, M.P., Girardis, M., di Prampero, P.E., 1995. Oxygen cost of internal work during cycling. *European Journal of Applied Physiology* 72, 51–92557.
22. Gonzales, H., Hull, M.L., 1989. Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics* 22, 1151–1161.
23. Gregor, R.J., Rugg, S.G., 1986. Effects of saddle height and pedaling cadence on power output and efficiency. In: Burke, E.R. (Ed.), *Science of Cycling*. Human Kinetics, Champaign, IL,

σελ. 69–90.

24. Hull, M.L., Kautz, S.A., Beard, A., 1991. An angular velocity profile in cycling derived from mechanical energy analysis. *Journal of Biomechanics* 24, 577–586.

25. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 1114–1122. Kautz, S.A., Hull, M.L., 1993. A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *Journal of Biomechanics* 26, 155–165.

26. *The Physiology and Biomechanics of Cycling*. New York: John Wiley and Sons, 1978

27. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol 19, σελ 127-169, 1991

28. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol 9, σελ 113-117, 1977

29. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol 8, σελ 119-126, 1976

30. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol 27, σελ 730-735, 1995

31. *Journal of Sports Sciences*, vol 15, σελ 395-402, 1997

32. Meddald, A. and Waller, J. F. (1986) Αποκατάσταση του Συστήματος Συνδέσμου του Ποδιού και του Αστραγάλου στα Κάτω Άκρα και στη Σπονδυλική Στήλη στην Αθλητική Ιατρική 1st E. D. Nicholas, J. A. and Hershman, E. B. (ED) St. Louis, the C.V. Mosby Company σελ: 560-583

33. Maehlum, S. and Daljord, O. A. (1984) Οξείς Τραυματισμοί στον Αθλητισμό στο Όσλο Μονοετής Μελέτη *Brit J. Sports Med.* 18: 181-185

34. Muckle, D. S. (1978) Οι Τραυματισμοί στον Αθλητισμό John Writht & Sons LTD, Bristol

35. Smith, R.W. and Reischl, S. F. (1986) Θεραπεία των Διαστρεμμάτων του Αστραγάλου στους Νεαρούς Αθλητές *Am. J. Sports med.*, 14:465-471

36. Άρθρα των Putz and Bubst, 2001, Frick et al 1985, Moore 1998

37. Μηχανισμοί και Ρομποτικά Συστήματα, Ανδρέας Ε. Καναραχος

38. Aerodynamic characteristics of Low-Drag Bicycle Wheels, D.I Greenwell

39. ΦΥΣΙΚΗ I, II Young

40. Σημειώσεις μαθήματος Εμβιομηχανική – Βιοιατρική Τεχνολογία (9<sup>ο</sup> εξαμήνου Μηχανολόγων-Μηχανικών)

Ισότοποι:

<http://www.bikefitting.com>

<http://www.analytic> cycling.com

<http://www.elembio.gr>

<http://anybody.auk.dk>

<http://www.fitnessvenues.com>

<http://www.medlook.net>