



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Anatomia e Fisiologia Umana

SCUOLA DI DOTTORATO: SCIENZE MEDICHE CLINICHE E SPERIMENTALI

INDIRIZZO: NEUROSCIENZE

CICLO XXII

**PREVENZIONE DI PATOLOGIE NERVOSE E VASCOLARI DA
COMPRESSIONE NEL CICLISMO**

Direttore della Scuola: Ch.mo Prof. Antonio Tiengo

Coordinatore d'indirizzo: Ch.mo Prof. Corrado Angelini

Supervisore: Ch.mo Prof. Carlo Reggiani

Dottorando: Giuseppe Marcolin

INDICE

RIASSUNTO.....	p.1
INTRODUZIONE	p.5
<u>CAPITOLO 1:</u> LESIONI NON TRAUMATICHE A CARICO DEL TRATTO UROGENITALE NEL CICLISMO	p.11
1.1 Sindromi da compressione del nervo pudendo	p.13
1.1.1 Considerazioni anatomiche.....	p.13
1.1.2 Meccanismi di compressione del nervo pudendo.....	p.15
1.1.3 Patogenesi e manifestazioni cliniche.....	p.15
1.2 Compressione della zona perineale: tipologie di selle e posizione in bicicletta.....	p.16
<u>CAPITOLO 2:</u> SCOPO DEL LAVORO	p.27
<u>CAPITOLO 3:</u> MATERIALI E METODI.....	p.29
3.1 Strumentazioni.....	p.29
3.1.1 Sistema NOVEL Pliance-X-32.....	p.29
3.1.2 Sistema optoelettronico BTS SMART	p.30
3.1.3 Pedana di forza BERTEC	p.31
3.1.4 Rullo ELITE RealPower.....	p.31
3.1.5 BTS PocketEMG	p.32
3.1.6 Macchina per prove sui materiali: 858 MTS Mini Bionix II.....	p.32
3.2 Il fondello.....	p.33
3.3 Soggetti coinvolti nello studio	p.35
3.4 Prove svolte: sessioni indoor	p.36
3.4.1 Allestimento area prove e preparazione dei ciclisti.....	p.36

3.4.2	Protocollo di prova.....	p.37
3.5	Prove svolte: sessione su strada	p.38
3.5.1	Preparazione dei ciclisti	p.38
3.5.2	Protocollo di prova.....	p.38
3.6	Prove svolte: caratterizzazione a fatica dei fondelli.....	p.39
3.7	Analisi dati: prove indoor.....	p.40
3.7.1	Cinematica e cinetica	p.42
3.7.2	Parametri relativi alla distribuzione pressoria.....	p.45
3.7.2.1	Centro di pressione (COP)	p.45
3.7.2.2	Valori pressori	p.47
3.7.2.3	Pressioni massime nel ciclo di pedalata	p.48
3.7.2.4	Pressioni massime nella zona perineale	p.48
3.8	Analisi dati: prove su strada	p.49
3.9	Analisi dati: caratterizzazione a fatica dei fondelli	p.52
3.10	Analisi dati: diagrammi riassuntivi	p.56

CAPITOLO 4: RISULTATI

4.1	Prove indoor	p.59
4.1.1	Cinematica e cinetica	p.59
4.1.1.1	Cinematica e cinetica: confronto tra fondelli e slip.....	p.62
4.1.2	Centro di pressione (COP)	p.62
4.1.2.1	Centro di pressione (COP): confronto tra fondelli e slip... p.64	
4.1.3	Valori pressori su tutta la superficie della sella	p.65
4.1.3.1	Valori pressori su tutta la superficie della sella: confronto tra fondelli e slip.....	p.66
4.1.4	Pressioni massime nella zona perineale	p.67
4.1.4.1	Pressioni massime nella zona perineale: confronto tra fondelli e slip.....	p.68
4.1.5	Pressioni massime nel ciclo di pedalata.....	p.69
4.1.5.1	Pressioni massime nel ciclo di pedalata: confronto tra fondelli e slip.....	p.70

4.2 Prove su strada	p.70
4.2.1 Valori pressori sulla superficie della sella.....	p.70
4.2.2 Valori pressori sulla zona perineale	p.72
4.3 Confronto tra prove indoor e prove su strada.....	p.72
4.4 Caratterizzazione a fatica dei fondelli.....	p.75
<u>CAPITOLO 5: DISCUSSIONE</u>	p.81
5.1 Prove svolte: confronto con la letteratura	p.81
5.2 Cinematica e cinetica	p.83
5.3 Valori pressori sulla sella: prove indoor	p.84
5.4 Centro di pressione (COP)	p.86
5.5 Valori pressori sulla sella: prove su strada.....	p.87
5.6 Caratterizzazione a fatica dei fondelli.....	p.89
<u>CAPITOLO 6: CONCLUSIONI</u>	p.93
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	p.95

RIASSUNTO

Il ciclismo è tra le discipline sportive e ricreative più popolari e la sua pratica ha un generale impatto positivo sulla salute e sull'umore. Tuttavia la pratica del ciclismo comporta anche esposizione a rischi per la salute sia in termini di traumi legati a incidenti sia in termini di sviluppo di patologie non traumatiche. Infatti, diversi fattori tra i quali il tipo di disciplina (ciclismo su strada o su percorsi sterrati), il contatto continuo di parti del corpo su piccole superfici della sella e il numero di ore trascorse in bicicletta possono svolgere un ruolo causale in patologie croniche a carico di mani, polsi, ginocchia e della zona perineale. Nel presente lavoro ci siamo concentrati sulle patologie nervose e vascolari da compressione che coinvolgono il tratto genitourinario, viste le notevoli ripercussioni che possono avere sulla riduzione della qualità della vita. Queste sindromi da compressione si presentano soprattutto sottoforma di formicolio e intorpidimento dei genitali che possono evolvere in disfunzioni erettili. Il nervo pudendo che innerva il perineo e i genitali, è quello maggiormente coinvolto: il suo decorso nella pelvi lo sottopone a compressioni soprattutto se le selle impiegate non posseggono un'adeguata imbottitura e presentano dimensioni ridotte con una porzione anteriore lunga e stretta. La compressione dell'area perineale può portare inoltre ad un'insufficienza arteriosa, altra possibile causa di intorpidimento genitale e di impotenza.

Lo scopo del presente lavoro è stato quello di sviluppare un protocollo integrato in grado di fornire precise informazioni sulla compressione della zona perineale del ciclista in prove su rullo da allenamento e in pedalate su strada, valutando l'effetto di pantaloncini con tre tipi diversi di imbottitura. Inoltre, un ulteriore obiettivo è stato quello di impiegare i dati pressori registrati nelle prove indoor e outdoor per caratterizzare meccanicamente i tre fondelli quantificandone la capacità di assorbire energia e la rigidità durante l'applicazione di un elevato numero di cicli di carico.

Nove ciclisti agonisti hanno preso parte allo studio utilizzando la propria bicicletta personale. La prova su rullo ha previsto una sessione di 10 km ad una velocità costante di 30 km/h utilizzando lo stesso rapporto (53x18) con ciascun fondello. Tre dei nove ciclisti si sono sottoposti a 5 prove di pedalata su asfalto per ciascun modello di pantaloncino con la stessa cadenza e velocità delle prove indoor; all'interno di ogni prova è stato inoltre inserito l'attraversamento di tre tombini.

La distribuzione delle pressioni sulla sella è stata misurata con un tappetino sensorizzato; il movimento tridimensionale della pedalata è stato registrato utilizzando un sistema optoelettronico a sei telecamere con marcatori passivi ed infine per la caratterizzazione a fatica è stata utilizzata una macchina assiale con attuatore idraulico.

I risultati delle prove hanno consentito di ottenere precise informazioni sulla pressione che agisce nella zona perineale in diverse condizioni di impiego (rullo da allenamento, asfalto e attraversamento di ostacoli) e di definire cicli di carico realistici per quantificare la rigidità e la capacità di assorbire energia di ciascuno dei fondelli testati. L'utilizzo di differenti pantaloncini ha inoltre consentito di correlare le proprietà ammortizzanti delle imbottiture con la distribuzione della pressione nella zona perineale. I risultati di questo studio sono da considerarsi una base di partenza per successive analisi con l'obiettivo di studiare l'effetto combinato di differenti fondelli su selle con diverse geometrie attraverso indagini biomeccaniche e fisiologiche per ottimizzare la distribuzione pressoria e aumentare il livello di comfort del ciclista.

ABSTRACT

Cycling is one of the most popular sport and leisure activity with a recognized general positive impact on health and quality of life. Cycling, however, represents also a potential risk for health in terms of acute accidents or in terms of development of chronic non-traumatic injuries. Several factors such as long times spent on road and off-road tracks, direct contact of body segments over small areas of the bicycle and the high intensity of exercise required can explain the development of chronic overuse injuries especially to hands, wrists, knees and perineal area. We focused our attention upon bicycling related overuse injuries affecting the genitourinary tract because of their effect on the reduction of the quality of life. The most common problems are nerve entrapment syndromes leading to genitalia numbness followed by erectile dysfunction as frequently reported in literature. The most affected nerve is the pudendal nerve which innervates the perineum and the genitalia: because of its course in the pelvis, it is compressed while pedalling sitting on a typical hard narrow road saddle.

The compression of the perineal area can also lead to arterial insufficiency, another possible cause of genital numbness and impotence. In view of the relevance of the problem, previous studies have analyzed the effect of different saddle geometries and body positions on the effectiveness of reducing perineal compression.

The aim of the present study was to develop an integrated protocol consisting on indoor drum-tests and outdoor road-tests to quantify the 3D pelvis kinematics and the compression of the cyclist perineal area, studying the effect of three shorts with different padding. A second purpose of this study was to use pressure data collected to mechanically test the three different pads with a cyclic fatigue test quantifying the variation in thickness, stiffness and damping during the application of a high number of load cycles.

Nine semi-professional cyclists were involved in the study with their own bicycle. During indoor tests each cyclist performed 3 trials with different shorts; each pedalling trial consisted on 10 km at a constant speed of 30 km/h and with the same gear (53x18) on a cycling drum simulator. All data were recorded every five minutes. In the outdoor test three cyclists out of nine performed 5 pedalling trials with each shorts at the same speed and cadence of the indoor test on a flat tarmac road. Three potholes were also included in each trial.

The pressure distribution between the saddle and the cyclists perineal area was measured with a sensor mat, indoor kinematics data were recorded with a six infra-red optoelectronic system and a test machine was employed for the laboratory fatigue tests.

Results obtained from the indoor and outdoor tests allowed to have more precise information about the pressure acting on the perineal area in different conditions (drums, flat asphalt and potholes) and to define significant loading cycles for the fatigue testing of the shorts padding material to quantify stiffness and damping. The use of different shorts allowed correlating the padding material preventive properties with the perineal pressure distributions. Further investigations are needed to study the effect of different pads with different saddle design by means of biomechanical and physiological measurements.

INTRODUZIONE

La bicicletta può essere considerata come un mezzo di trasporto caratterizzato da impatto ambientale pressoché nullo e da costi di manutenzione modesti. Inoltre l'utilizzo regolare della bicicletta produce effetti positivi ormai largamente dimostrati sull'apparato cardiocircolatorio, osteoarticolare e muscolare.

Sulla diffusione di questo mezzo di trasporto, ma anche di svago e sportivo, uno studio effettuato ormai qualche anno fa ha riportato i seguenti risultati sull'uso della bicicletta negli stati europei.

	Biciclette totali	Biciclette ogni 1000 abitanti	Utilizzo: almeno 1-2 volte/settimana*	Utilizzo: 1-3 volte al mese*	Ciclisti totali (almeno 1-3 volte al mese)*	km per abitante e per anno
Belgio	5.000.000	495	28,9%	7%	2.947.000	327
Danimarca	5.000.000	980	50,1%	8%	2.489.000	958
Germania	72.000.000	900	33,2%	10,9%	29.585.000	300
Grecia	2.000.000	200	7,5%	1,8%	799.000	91
Spagna	9.000.000	231	4,4%	3,9%	2.613.000	24
Francia	21.000.000	367	8,1%	6,3%	6.584.000	87
Irlanda	1.000.000	250	17,2%	4%	553.000	228
Italia	25.000.000	440	13,9%	6,8%	9.900.000	168
Lussemburgo	178.000	430	4,1%	9,7%	44.000	40
Paesi Bassi	16.000.000	727	65,8%	7,2%	9.031.000	1019
Austria	3.000.000	318	-	-	-	154
Portogallo	2.500.000	253	2,6%	2,8%	430.000	35
Finlandia	3.000.000	596	-	-	-	282
Svezia	4.000.000	463	-	-	-	300
Regno Unito	17.000.000	294	13,6%	0,8%	6.727.000	81

Fonte: Eurobarometro 1991 (UITP); Transport demand of modes not covered by international statistics, ECF/UITP 1997. (Solo persone con più di 15 anni; Austria Finlandia e Svezia non membri nel 1991)*

In commercio si possono trovare diversi tipi di bicicletta a seconda del loro impiego anche se i modelli più diffusi sono: la city bike per muoversi in città e affrontare qualche gita fuoriporta, la bicicletta da corsa per l'utilizzo sportivo su strade asfaltate e la mountain bike per l'utilizzo sportivo su strade sterrate e sentieri collinari o di montagna.

Indipendentemente dall'utilizzo per cui una bicicletta viene progettata, possiamo individuare in tutti i modelli degli elementi costitutivi comuni. La struttura portante è infatti il telaio, al quale vengono fissate le numerose componenti che nel loro insieme permettono il funzionamento del mezzo. In particolare ad esso viene fissata la forcella, la quale a sua volta consente il serraggio della ruota anteriore ai suoi due steli per mezzo di appositi agganci presenti inferiormente, e del manubrio superiormente. La parte posteriore del telaio, tecnicamente chiamata carro, presenta degli agganci per la ruota posteriore. La trasmissione è costituita dai pignoni fissati sul mozzo della ruota posteriore (il loro numero può variare da uno fino a 11 per le biciclette da corsa di ultima generazione), dalla guarnitura anteriore che comprende le pedivelle e le corone (il numero delle corone e il numero dei denti di ciascuna varia anche in questo caso in funzione del modello di bicicletta) e dalla catena che permette di trasformare la spinta impressa sui pedali dal ciclista in movimento della ruota posteriore e quindi del mezzo stesso. Completano questa descrizione generale il tubo reggisella, la sella ad esso vincolata, i pedali e l'impianto frenante, che può agire sul mozzo della ruota (freni a disco o a tamburo) oppure sui due lati del cerchione della ruota tramite degli appositi tamponi in materiale gommoso.

Entrando in maniera più dettagliata nella descrizione della bicicletta da corsa per l'utilizzo sportivo su strada, il telaio può essere fabbricato con materiali diversi quali l'alluminio, il carbonio (telaio monoscocca o fasciato) ed il titanio, ognuno dei quali conferisce al telaio specifiche caratteristiche meccaniche che influenzano poi il comportamento dinamico della bicicletta stessa. La forcella anteriore di una bici da corsa è ormai costruita esclusivamente in carbonio mentre per la piega manubrio si può scegliere tra i più costosi modelli in carbonio oppure tra i tradizionali e più economici modelli in lega di alluminio. Per quanto riguarda la trasmissione, posteriormente si può contare fino ad 11 pignoni mentre anteriormente la guarnitura è costituita da due corone da 53 e 39 denti anche se, soprattutto tra i

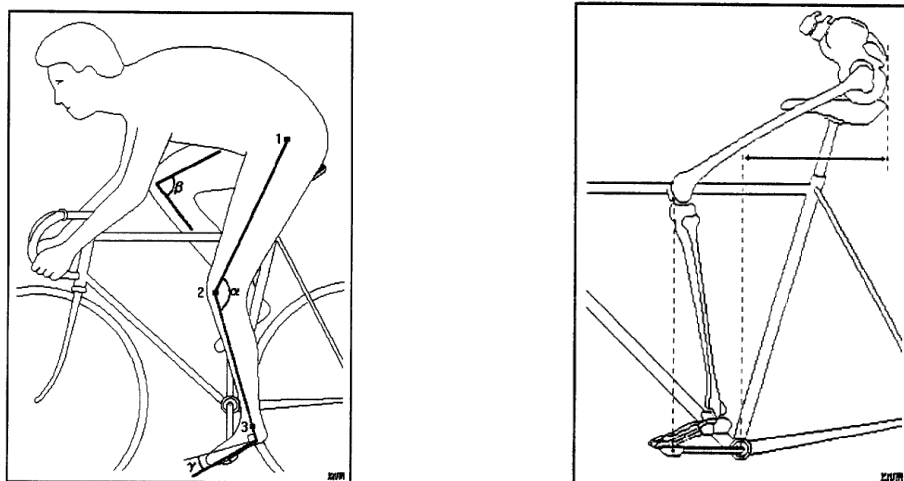
non professionisti, si sta diffondendo sempre più la guarnitura compatta con corone da 50 e 34 denti. Ciascuna combinazione tra corona anteriore e pignone posteriore identifica un rapporto con il suo specifico sviluppo metrico inteso come la distanza percorsa dalla bicicletta con un giro completo di pedale. Minore sarà il numero dei denti della corona anteriore e maggiore quello dei pignoni, più “agile” sarà il rapporto, con uno sviluppo metrico ridotto. Al contrario maggiore sarà il numero dei denti della corona anteriore e minore quello dei denti del pignone posteriore, più il rapporto sarà “duro” con uno sviluppo metrico elevato. Pur essendo la definizione di rapporto “duro” e “agile” strettamente dipendente dal livello di allenamento del ciclista, maggiore sarà la pendenza della salita da affrontare e più si sceglierà un rapporto agile mentre in pianura ed in discesa si sceglieranno rapporti con uno sviluppo metrico maggiore. I comandi per cambiare i rapporti durante il percorso si trovano sulla piega manubrio all’altezza delle leve dei freni in modo che il ciclista possa selezionarli senza dover staccare le mani dal manubrio stesso.

Il mercato delle ruote consente di scegliere tra una vasta gamma di modelli: le differenze maggiori riguardano il materiale (alluminio o carbonio), l’altezza del profilo del cerchio (basso, medio o alto profilo) ed il numero dei raggi. La combinazione di queste tre variabili consente di spaziare tra modelli di ruota eclettici che ben si adattano ad ogni tipo di percorso e modelli specifici per determinate situazioni come per esempio le salite e le cronometro individuali.

Le numerose ore che si trascorrono su una bicicletta da corsa dimostrano come la scelta della sella, assieme a quella dei pantaloncini, rivesta un ruolo fondamentale per il comfort e la protezione della zona perineale del ciclista. La forma classica di una sella da corsa è triangolare, con una punta lunga e stretta. Tuttavia come vedremo nel capitolo 1, in seguito a studi scientifici condotti con lo scopo di ridurre la pressione sulla zona perineale, si sono sviluppate selle con scanalature centrali, selle con la punta che scende inferiormente, selle con la parte posteriore molto larga fino ad arrivare a selle prive della punta o con la stessa notevolmente ridotta. Oltre alla forma della sella, anche la quantità dell’imbottitura varia da modello a modello ed ha un ruolo importante sul livello di protettività e di comfort.

Dopo aver scelto i materiali e la componentistica della propria bicicletta da corsa è fondamentale il corretto posizionamento in sella del ciclista sia per migliorare la performance sia soprattutto per ridurre la possibile insorgenza di patologie muscolari, osteo-articolari e alla zona perineale. I punti di possibile intervento per ottimizzare la posizione in sella del ciclista sono: l'altezza della sella, il suo avanzamento antero-posteriore e la sua inclinazione rispetto all'orizzontale, la larghezza del manubrio e la sua distanza dallo sterzo. Un ulteriore intervento può essere eseguito modificando la posizione delle tacchette fissate sotto la scarpa che consentono l'aggancio con i pedali.

Uno studio pubblicato su Applied Ergonomics da Mestdagh (Mestdagh et al., 1998), riporta come in un corretto posizionamento in sella l'angolo α misurato al ginocchio con il pedale sul punto morto inferiore deve essere al massimo di 150° , mentre quando il pedale si trova nel punto morto superiore l'angolo β non dovrebbe essere inferiore ai 65° . La flessione plantare γ del piede al punto morto inferiore dovrebbe attestarsi a 13° . L'altezza massima della sella dovrebbe essere pari al 109% della lunghezza dell'arto misurato internamente con un'altezza ottimale pari al 107% di questa lunghezza. Il posizionamento antero-posteriore della sella dovrebbe essere tale per cui con le pedivelle orizzontali, la proiezione a terra della patella passi davanti all'asse pedale e l'apice posteriore del sacro sia in linea con la parte inferiore della sella.



Angoli caratteristici del ginocchio e della caviglia (a sinistra) e corretto posizionamento antero-posteriore della sella (a destra). Mestdagh KdV. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. Applied Ergonomics 1998; 29: 325-334.

La posizione delle tacchette fissate alla scarpa dovrebbe avvenire in modo che la testa metatarsale del quinto dito del piede si trovi esattamente sopra all'asse del pedale con le pedivelle in posizione parallela al suolo.

Un corretto posizionamento in sella deve inoltre tener conto della distanza che intercorre tra la punta della sella e la parte orizzontale della piega manubrio in modo da non accentuare la lordosi cervicale e la cifosi toracica così da migliorare il comfort ed evitare l'insorgenza di fenomeni algici.

LESIONI NON TRAUMATICHE A CARICO DEL TRATTO UROGENITALE NEL CICLISMO

L'utilizzo della bicicletta in attività ricreative o sportive produce indubbi benefici da un punto di vista cardiocircolatorio, vascolare e più in generale contribuisce al benessere psico-fisico dell'individuo. A ciò vanno però associati, oltre ai rischi di infortunio acuto di origine traumatica, le lesioni non traumatiche che questa pratica può comportare.

In uno studio condotto su 518 ciclisti amatoriali (Wilber et al., 1995), la somministrazione di un questionario via mail ha evidenziato che l'85% dei partecipanti ha subito una o più lesioni non traumatiche nell'anno precedente all'indagine. Tuttavia va sottolineato come questo studio presenti una bassa rispondenza che potrebbe portare a sovrastimare la prevalenza di lesioni non traumatiche: chi ha subito una lesione potrebbe infatti essere maggiormente interessato a rispondere al questionario somministrato. Uno studio sulle lesioni non traumatiche (Dettori et al., 2006) individua come principali siti per tali lesioni il ginocchio, il collo e le spalle, le mani e la zona perineale. Le lesioni che hanno il maggior impatto sulla disabilità includono la paralisi del nervo ulnare e mediano, e la disfunzione erettile. Gli autori concludono affermando come in letteratura siano presenti molte raccomandazioni per ridurre le lesioni non traumatiche nel ciclismo anche se è stata testata la reale efficacia solo di poche: risultano pertanto necessarie più informazioni sull'incidenza di tali lesioni per poter sviluppare e valutare adeguate strategie di intervento.

Una review sulle problematiche legate al tratto urogenitale (Leibovitch et al., 2005) riporta come l'incidenza di queste lesioni varia considerevolmente. Nei 62 articoli pertinenti analizzati, i principali problemi sono le sindromi da compressione nervosa sotto forma di intorpidimento dei genitali, riportato nel 50-91% dei ciclisti, seguito dalla disfunzione erettile riportata nel 13-24% dei casi. Anche l'insufficienza arteriosa va presa in considerazione

come possibile causa di intorpidimento genitale e impotenza. In maniera molto più sporadica si sono verificati anche casi di: priapismo dovuti a impatti violenti che comprimono le strutture perineali tra l'osso pubico e la sella della bicicletta con conseguenti possibili lacerazioni dei rami delle arterie cavernose, formazioni di fistole con immediata tumescenza dell'organo genitale; infertilità dovuta ad una diminuzione della percentuale di spermatozoi morfologicamente normali e ad anomalie della termoregolazione della temperatura scrotale che possono portare all'interruzione della spermatogenesi per un eccessivo aumento della temperatura stessa; ematuria causata da vigorose e ripetute collisioni della zona perineale con la sella durante percorsi altamente accidentati o discipline acrobatiche; lesioni ai tessuti molli perineali quali irritazioni, follicoliti perineali, foruncoli e igroma ischiatico con formazioni di pseudo cisti. Infine lo studio riporta come, nel ciclismo, l'intensa attività fisica e la pressione diretta sul perineo e sulla prostata siano fattori che possono influire sulla concentrazione di PSA con un falso innalzamento del livello del siero che comprometterebbe l'accuratezza di un eventuale esame di screening.

Taylor et al. (Taylor et al., 2004) hanno somministrato un questionario via internet a 688 ciclisti con età compresa tra i 18 e i 77 anni, diviso in tre aree: valutazione della disfunzione erettile utilizzando un questionario (Rosen et al., 1997), la storia clinica e le variabili associate con l'utilizzo della bicicletta. I risultati dello studio hanno evidenziato una prevalenza della disfunzione erettile nel 17% dei ciclisti ed una correlazione con la presenza di parestesie genitali dopo l'utilizzo della bici e con la durata delle stesse. Questa disfunzione non è stata associata con il numero di miglia percorse alla settimana, con il tipo di imbottitura della sella e del pantaloncino, con l'angolazione della sella, con l'utilizzo di appendici aerodinamiche, con la formula matematica utilizzata per il calcolo dell'altezza ottimale della sella, con l'utilizzo di un professionista per trovare la corretta posizione in sella, con il tipo di bicicletta e con il materiale del telaio. Tuttavia, una successiva analisi multivariata ha dimostrato che dopo i controlli per fasce d'età, nessuna delle variabili associate con il ciclismo era statisticamente correlata con la disfunzione erettile.

Un ulteriore studio (Dettori et al., 2004) si è proposto di esaminare il possibile legame tra le caratteristiche della bicicletta e l'insorgenza di disfunzioni erettile. I 463 ciclisti coinvolti

nello studio dovevano aver completato una corsa ciclistica di almeno 320 km, essere sessualmente attivi, non presentare alcun problema erettile ed avere un'età di almeno 21 anni. Il loro compito è stato quello di compilare un questionario somministrato per via telematica una settimana dopo la gara e successivamente un mese dopo. I risultati hanno mostrato un'incidenza cumulativa di disfunzione erettile del 4.2% a una settimana e dell' 1.8% a un mese dalla gara. Le caratteristiche della bicicletta associate ad un aumento del rischio di sviluppare disfunzioni erettile sono state: mountain bike rispetto a bici da strada e altezza del manubrio uguale o superiore all'altezza della sella. Infine durante la corsa il 31% ha manifestato dolore alla zona perineale e tra questi l'uso di una sella con foro nella parte centrale era associato ad un aumentato rischio di sviluppare disfunzioni erettile.

1.1 Sindromi da compressione del nervo pudendo

1.1.1 Considerazioni anatomiche

Il plesso lombo-sacrale viene di solito suddiviso in una parte lombare ed in una parte sacrale. Il plesso lombare, contenuto nello spessore del muscolo grande psoas, comprende i primi tre nervi lombari e la parte superiore del quarto. Il plesso sacrale è formato dal tronco lombo-sacrale, dai rami ventrali dei primi tre nervi sacrali e dalla parte superiore del quarto; la maggior parte delle sue fibre formano un tronco appiattito, il nervo ischiatico, che rappresenta la principale continuazione del plesso. Oltre a distribuirsi all'arto inferiore, il plesso completa l'innervazione del tronco per mezzo dei nervi ileo-ipogastrico, ileo-inguinale e genito-femorale e per mezzo dei rami sacrali diretti alla regione glutea e al perineo. Il ramo collaterale più importante del plesso sacrale è il nervo pudendo che prende origine dai rami ventrali del 2°, 3° e 4° nervo sacrale ma principalmente da quelli del 3° nervo. Il nervo pudendo passa tra il muscolo piriforme ed il muscolo coccigeo ed abbandona la pelvi medialmente al nervo ischiatico attraverso il grande forame ischiatico. Esso compare nella regione glutea, dove incrocia la faccia posteriore della spina ischiatica o il legamento sacrospinoso, prima di rientrare nella pelvi attraverso il piccolo forame ischiatico. Nel raggiungere la parte laterale della fossa ischio-rettale, il nervo pudendo da origine al nervo rettale inferiore e dopo essere penetrato nel canale pudendo della fascia otturatoria si divide nel nervo dorsale del pene o del clitoride e nel nervo del perineo. Il nervo dorsale

del pene decorre lungo l'arcata del pube al di sopra dell'arteria pudenda nella loggia perineale profonda al di sopra della membrana perineale, attraverso la quale invia un ramo al tessuto erettile del corpo cavernoso. Il nervo attraversa la membrana perineale 1 cm al di dietro della sinfisi pubica e passa tra gli strati del ligamento sospenditore sul dorso del pene lateralmente all'arteria dorsale. Esso innerva la cute di tutto il pene e termina nel glande. Il voluminoso ramo terminale del nervo pudendo, il nervo perineale, si porta in avanti al di sotto dell'arteria pudenda interna ed invia una serie di rami a tutti i muscoli del perineo, della loggia perineale superficiale e profonda, al muscolo elevatore dell'ano e rami supplementari alla parte anteriore del muscolo sfintere esterno dell'ano. Un ramo innerva il tessuto erettile del corpo spongioso del pene e la mucosa dell'uretra fino al glande. Giunto in prossimità del margine posteriore della membrana perineale, il nervo perineale da origine al nervo scrotale posteriore laterale (o al nervo labiale) ed al voluminoso nervo scrotale posteriore mediale. Dopo aver perforato la membrana perineale o aver decorso sulla sua superficie, i nervi scrotali si accompagnano ai vasi scrotali, si anastomizzano con il ramo perineale del nervo cutaneo posteriore della coscia e si distribuiscono alla cute dello scroto.

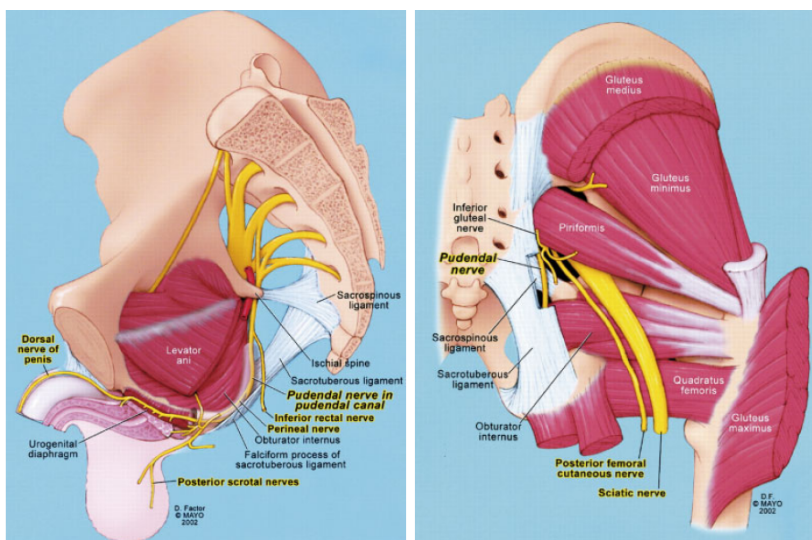


Figura 1.1. Hough DM, Wittenberg KH, Pawlina W et al. chronic perineal pain caused by pudendal nerve entrapment: anatomy and CT-guided perineural injection technique. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181: 561-7.

1.1.2 Meccanismi di compressione del nervo pudendo

Il decorso del nervo pudendo nella pelvi definisce numerosi probabili punti di compressione. Pedalare seduti su una sella di dimensioni contenute e dalla ridotta imbottitura come normalmente accade sulle biciclette da corsa ed essere soggetti a successivi impatti dovuti alle asperità del terreno, genera delle pressioni perineali molto elevate che indirettamente comprimono il nervo pudendo ed aumentano la frizione all'interno del canale di Alcock. Questa pressione costante e la conseguente impossibilità da parte del nervo di effettuare movimenti di scivolamento all'interno del canale lo espongono a dannosi traumi ripetitivi. Inoltre la pressione diretta della porzione anteriore della sella sul perineo e sulla sinfisi pubica, accentuata ulteriormente dall'inclinazione in avanti del tronco del ciclista, comprime il nervo pudendo esattamente nel punto in cui emerge dietro al pube. Infine i movimenti degli arti inferiori durante la pedalata associati alla posizione avanzata del tronco, stirano il nervo pudendo sopra ai legamenti sacrospinoso e sacrotuberoso.

1.1.3 Patogenesi e manifestazioni cliniche

L'esatta patogenesi della sindrome da compressione del nervo pudendo non è stata ancora completamente chiarita. Clinicamente è attribuita ad una neuropatia ischemica dovuta ad una ipossiemia transitoria del nervo provocata da una pressione sulle componenti neurovascolari o ad un processo neuropatico primario causato dalla pressione meccanica. Studi sperimentali sugli effetti della compressione sui nervi hanno evidenziato molteplici cambiamenti nella microcircolazione intraneurale, nella struttura delle fibre, danneggiamento del trasporto assonale ed un'aumentata permeabilità vascolare. La severità del danno è determinata soprattutto dalla durata della pressione piuttosto che dall'ammontare della stessa. Perciò maggiore è il tempo di applicazione della pressione sulla zona perineale, maggiore sarà il danno nervoso che ci si deve attendere.

Uno studio condotto da Nanka et al. (Nanka et al., 2007) sottolinea che da un punto di vista clinico la sindrome da compressione del nervo pudendo o sindrome di Alcock si manifesta nella sua forma completa con incontinenza anale, dolore e/o ipo o iperestesia del perineo, intorpidimento genitale (perineo, pene e scroto), incontinenza urinaria e problemi sessuali nei maschi, come impotenza, difficoltà nel raggiungere l'orgasmo e alterato senso

dell'eiaculazione. Questa sindrome è stata trattata anche chirurgicamente eseguendo una decompressione del canale pudendo (Popeney et al., 2007; Ramsden et al., 2003).

Nanka et al. (2007) ipotizzano che quella che viene diagnosticata ai ciclisti come sindrome di Alcock da diversi autori potrebbe non essere dovuta allo schiacciamento del nervo pudendo all'interno dell'omonimo canale. Infatti non si verificano tra i ciclisti episodi di dolore alla zona rettale e perineale. Inoltre il canale è coperto da un sottile strato di grasso che ha una funzione protettiva. Infine se ci fosse una compressione ci si dovrebbe aspettare anche un danno all'arteria e alla vena pudenda che decorrono al suo interno ma ematomi o segni di danno vascolare non sono presenti nella sindrome di Alcock. Nanka avanza la tesi che nei ciclisti la sindrome di Alcock è causata solo dall'irritazione o da un danno del nervo dorsale del pene a causa di una compressione tra la sinfisi pubica e la punta della sella, accentuata dalla posizione avanzata del tronco del ciclista. Quindi l'ipotesi è che la ridotta sensibilità del glande e del pene e l'intorpidimento genitale siano causati dalla compressione del nervo dorsale del pene e non del tronco del nervo pudendo all'interno del canale di Alcock.

1.2 Compressione della zona perineale: tipologie di selle e posizione in bicicletta

Nel paragrafo precedente si è evidenziato come la causa principale delle lesioni non traumatiche a carico della zona perineale dipendano dalla pressione che si crea tra la sella ed il ciclista e dalla posizione che lo stesso assume. Misurare questi valori pressori sia da un punto di vista dell'intensità che della loro collocazione topografica può dare informazioni per ottimizzare il design delle selle stesse.

Schrader et al. (Schrader et al. 2002) hanno confrontato 71 ciclisti di sesso maschile (dei quali il 91% ha manifestato episodi di intorpidimento genitale) che utilizzavano la bici 5.4 ore al giorno con 5 soggetti sani che non utilizzavano la bici. Lo studio comprendeva la misura della pressione sulla sella della bici fissata ad un rullo da allenamento, analisi ormonali, un questionario sulla funzionalità sessuale (Rosen et al. 1997) e un monitoraggio della funzione erettile durante le ore di sonno notturne. I risultati hanno dimostrato che il

numero delle erezioni notturne durante il sonno non differiva tra i due gruppi anche se le misure della qualità dell'erezione erano statisticamente inferiori per il gruppo dei ciclisti con una diminuzione del tempo in cui si registravano fenomeni erettili ($27.1\% \pm 9.75\%$ per i ciclisti rispetto al $42.8\% \pm 13.2\%$ dei non ciclisti) rispetto alla durata totale del sonno. Inoltre questo tempo in percentuale era inversamente correlato con le ore medie trascorse in bicicletta, con il numero di giorni alla settimana di utilizzo della bicicletta e con la pressione esercitata sulla parte anteriore della sella. Gli autori concludono affermando che i dati da loro raccolti suggeriscono come l'utilizzo prolungato della bicicletta può avere effetti negativi sulla funzione erettile notturna e indicando la necessità di studiare nuovi design di selle per cercare di ridurre la pressione nella zona perineale.

Con lo scopo di identificare siti di compressione dell'arteria pudenda Gemery et al. (Gemery et al., 2007) hanno sviluppato un modello digitale 3D della pelvi di un uomo adulto e di 3 modelli di sella: racing, classica e racing con una scanalatura centrale per ridurre la pressione perineale.

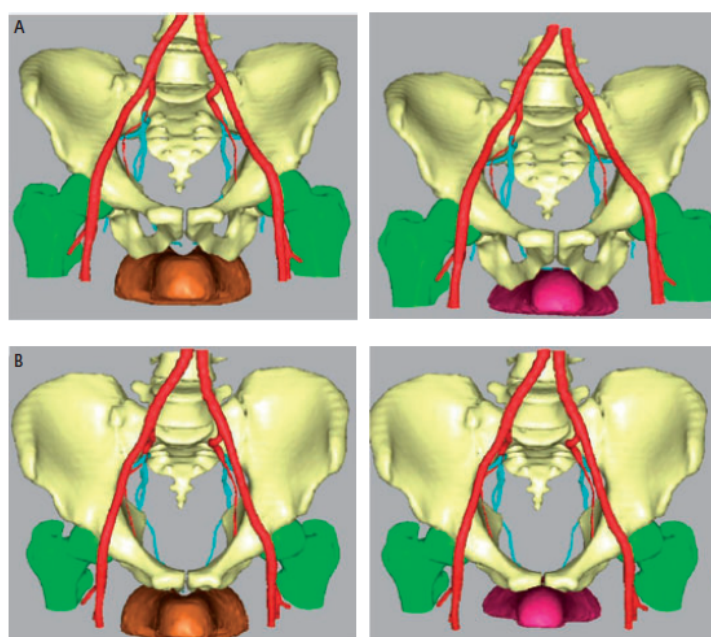


Figura 1.2. Vista frontale della pelvi con busto inclinato in avanti (A) e busto completamente inclinato in avanti con gomiti appoggiati al manubrio (B). in marrone la sella con scanalatura centrale, in viola la sella racing tradizionale. Gemery JM, Nangia AK, Mamourian AC et al. Digital three-dimensional modelling of the male pelvis and bicycle seats: impact of rider position and seat design on potential penile hypoxia and erectile dysfunction.

BJU Int 2007; 99, 135-140.

I modelli ottenuti con la tomografia computerizzata sono stati correlati con radiografie laterali del soggetto seduto rispettivamente con il busto eretto e le braccia lungo i fianchi, con il busto inclinato avanti, braccia tese e mani posizionate sulla parte superiore del manubrio (figura 1.2 A) e con il busto completamente inclinato in avanti con i gomiti appoggiati al manubrio tramite appendici aerodinamiche (figura 1.2 B). I risultati della ricerca hanno indicato che il sito di compressione più probabile dell'arteria pudenda interna si trova al di sotto della sinfisi pubica; il confronto tra diverse selle ha dimostrato che quella dotata di scanalatura consente di preservare meglio lo spazio tra parte anteriore della sella e sinfisi pubica anche se per preservare questo spazio, e quindi ridurre la compressione, è molto più determinante la posizione assunta dal ciclista rispetto al design della sella.

Un'ulteriore ricerca (Bressel e Cronin, 2005) ha cercato di analizzare come varia la pressione tra la sella ed il ciclista rispetto alla posizione delle mani sul manubrio e all'intensità dell'esercizio in un gruppo di 19 soggetti di cui 9 di sesso femminile. Il protocollo prevedeva una prova di 2 minuti a 118 W con le mani posizionate sulla parte superiore del manubrio ed una successiva prova di 4 minuti dove veniva richiesto di pedalare, dopo un minuto di adattamento, per un minuto a 118 W con le mani sulla parte superiore del manubrio, per un minuto a 118 W con le mani posizionate sulle corna del manubrio e per l'ultimo minuto ad un'intensità percepita come intensa secondo la scala di Borg (300 ± 82.4 W) con le mani nuovamente sulla parte superiore del manubrio. I risultati hanno evidenziato come i picchi pressori con le mani posizionate sulla parte superiore del manubrio erano maggiori a 118 W del 39% rispetto ai 300 W; le due posizioni a 118 W hanno evidenziato un aumento del 29% dei picchi pressori quando le mani si trovavano nella parte superiore del manubrio. Il confronto tra sesso maschile e femminile ha dimostrato che i valori di picco pressorio sono maggiori negli uomini rispetto alle donne (24%) e che i valori delle donne sono meno influenzati dal posizionamento delle mani. In termini assoluti nella prova a 118 W e mani sulla parte superiore del manubrio la media nelle pressioni di picco registrata sull'intera sella è stata di 145.1 ± 41.3 kPa per i maschi e 92.6 ± 39.7 kPa nelle donne; con le mani nella parte inferiore si è passati a 84.8 ± 7.9 kPa per gli uomini e 82.7 ± 3.6 per le donne. Gli autori hanno spiegato questa diminuzione di pressione perché parte

del peso viene scaricato dalla sella al manubrio portando le mani nella parte inferiore del manubrio stesso.

Bressel et al. (Bressel et al., 2005) hanno inoltre misurato utilizzando la risonanza magnetica, l'effetto che ha la pressione della sella nel comprimere i corpi cavernosi e hanno cercato di localizzare il picco massimo di compressione rispetto alla superficie della sella. In una prima sessione di prove sono state registrate le pressioni sulla sella con una matrice di sensori mentre i ciclisti pedalavano su di un cicloergometro con una potenza esterna di 118 W. Successivamente con un'apposita strumentazione (figura 1.3) le pressioni sono state replicate mentre il soggetto si trovava disteso supino all'interno della risonanza magnetica. I risultati hanno dimostrato che il picco massimo di compressione dello spazio cavernoso si è registrato sotto la sinfisi pubica, 40.7 ± 11.4 mm anteriormente alla linea mediana della sella mentre il picco di pressione massima registrato dalla matrice di sensori 39.6 ± 11.4 mm, sempre anteriormente alla linea mediana della sella. Le dimensioni del corpo spongioso sono risultate 148% maggiori nella condizione di scarico rispetto alla condizione di carico.

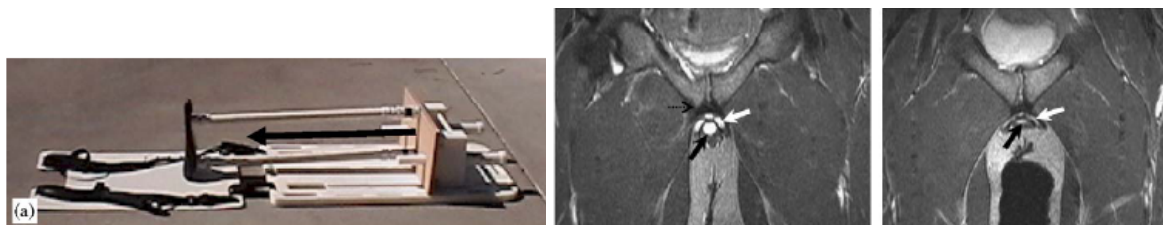


Figura 1.3. Strumento impiegato per riprodurre le pressioni sulla zona perineale durante la risonanza magnetica (A) e particolari delle strutture anatomiche compresse a causa della pressione esercitata dalla sella (B). Bressel E, Reeve T, Parker D et al. Influence of bicycle seat pressure on compression of the perineum: a MRI analysis. *J Biomech* 2005; 40: 198-202.

Allo stesso modo le dimensioni dei corpi cavernosi di sinistra e di destra sono risultati maggiori nella condizione di scarico rispettivamente del 252% e del 232%. Pur replicando gli stessi valori pressori della condizione dinamica, il limite principale dello studio è comunque dato dalla posizione supina statica all'interno della risonanza magnetica, molto diversa dalla postura dinamica assunta in sella dai ciclisti.

Wilson e Bush (Wilson e Bush, 2007) hanno misurato le forze verticali e di taglio di 10 soggetti durante una sessione di pedalata a 75 RPM e 125 W servendosi di una cella di carico multi assiale posizionata sotto la sella. Hanno inoltre determinato qualitativamente le zone di contatto tra sella e ciclista servendosi di un tappetino di sensori per la misura della pressione. L'utilizzo di un sistema di motion capture ha consentito di analizzare i parametri di forza e di pressione rispetto al ciclo di pedalata. I risultati hanno evidenziato come in media i valori massimi di forza verticale si attestano sul 49-52% del peso corporeo, quelli di forza di taglio laterale sul 4-5% e quelli di forza di taglio antero-posteriore sul 11-12% del peso corporeo. In corrispondenza di questi valori massimi registrati, la pelvi era anti-versa e quindi con il peso del corpo supportato quasi interamente dai tubercoli pubici e dalla parte anteriore dell'ischio e solo in minima parte dalla zona delle tuberosità ischiatiche.

In un ulteriore studio relativo al design della sella e ad una possibile correlazione con la variazione di pressione nella zona perineale del ciclista (Spears et al., 2003) è stato sviluppato un modello 3D della pelvi destra di un soggetto maschio e di una sella per bici da corsa. I risultati delle simulazioni hanno dimostrato che lo stress sulla zona perineale si riduceva quando l'ampiezza della sella era tale da supportare almeno entrambe le tuberosità ischiatiche, con i risultati migliori se l'ampiezza della sella veniva impostata ad una misura doppia rispetto alla distanza tra le tuberosità. Inoltre lo stress della zona perineale anteriore diminuiva quando la sella veniva inclinata verso il basso.

Sempre sull'effetto del design della sella sulla pressione perineale, Lowe et al. (Lowe et al., 2004) hanno testato su 33 poliziotti che utilizzavano la bicicletta per lavoro 4 selle differenti: una da corsa e tre senza la classica punta anteriore o con la stessa notevolmente ridotta. Il protocollo consisteva nel pedalare su di un cicloergometro con una cadenza di 70 RPM ed una potenza di 150 W per 40-60 secondi durante i quali venivano registrate le pressioni utilizzando un tappetino sensorizzato con frequenza di acquisizione di 20 Hz. Oltre alla pressione media e ai picchi di pressione relativi all'intera sella, gli autori hanno definito spazialmente una zona che corrispondesse all'area perineale e calcolato anche per quest'area la pressione media ed i picchi di pressione.

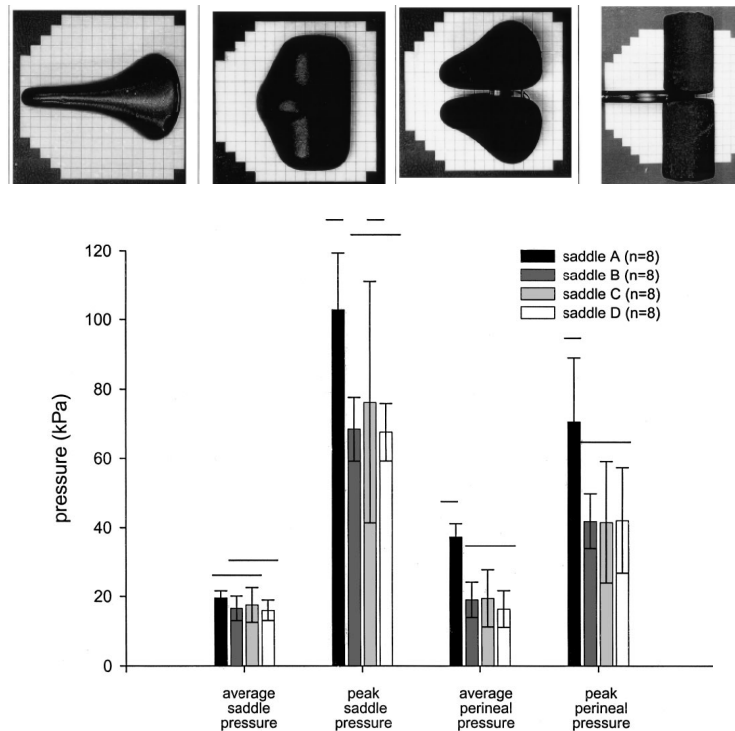


Figura 1.4. Selle testate nello studio e corrispettivi valori pressori registrati. Lowe BD, Schrader SM, Breitens-
tein MJ. *Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist. Med Sci Sports Exerc*
2004; 36: 1055-1062.

I risultati hanno dimostrato che i valori pressori relativi alla zona perineale della sella tradizionale erano elevati più del doppio rispetto alle tre selle prive o con ridotta parte anteriore. Nessuna differenza statisticamente significativa è stata riscontrata tra le 3 selle non tradizionali.

L'utilizzo di selle di diversa forma o prive della parte anteriore per cercare di ridurre la pressione nella zona perineale può modificare la posizione in sella e quindi influire anche sul comfort. Bressel e Larson (Bressel e Larson, 2003) hanno condotto uno studio su 20 soggetti di sesso femminile che hanno pedalato su 3 diverse selle (classica, con riduzione parziale della parte anteriore e senza parte anteriore) per 8 minuti, i primi 4 con le mani sulla parte superiore del manubrio, i rimanenti con le mani sulla parte inferiore, con cadenza di 80 RPM e potenza di 140 W. I parametri analizzati sono stati l'angolo del tronco, l'angolo della pelvi, l'attività elettromiografia del tricipite brachiale sinistro e il comfort delle tre selle.

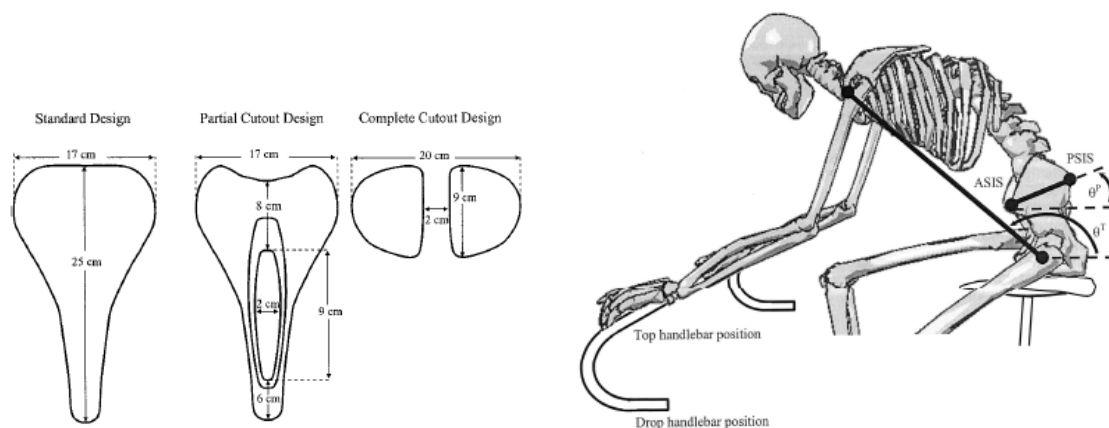


Figura 1.5. Selle impiegate nello studio e angoli misurati per ciascun ciclista. Bressel E, Larson B. *Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle and comfort. Med Sci Sports Exerc 2003; 35: 1-6.*

I risultati hanno evidenziato un tilt pelvico anteriore delle selle con riduzione parziale della parte anteriore e senza la stessa maggiore rispettivamente dell'8% e del 16% rispetto a quello misurato con sella tradizionale. La flessione del tronco è risultata significativamente maggiore per la sella priva della parte anteriore rispetto alle altre due. La sella con una parziale riduzione della parte anteriore è stata giudicata la più confortevole dal 55% dei soggetti, il 30% ha reputato la sella classica la più confortevole. Infine anche l'attivazione EMG è risultata maggiore nella sella priva di parte anteriore rispetto alle altre due selle.

Un recente lavoro (Bressel et al., 2009) condotto su 30 soggetti si è posto l'obiettivo di studiare l'effetto di tre diversi design di sella sulla distribuzione pressoria nella zona perineale e sulla stabilità percepita dai soggetti durante il loro utilizzo. Rispetto agli studi precedenti (Lowe et al. 2004; Bressel e Larson 2003) dove veniva impiegato un cicloergometro, nel presente lavoro i soggetti percorrevano in sella alla bicicletta 350 metri su un percorso asfaltato con frequenza di pedalata di 80 RPM e potenza di 118 W. Questo perché secondo gli autori solamente nel reale utilizzo della bici era possibile osservare se le selle senza parte anteriore effettivamente riducevano la sensazione di stabilità e la guidabilità del mezzo. I risultati hanno dimostrato come l'utilizzo di selle con parziale o totale riduzione della parte anteriore riduca in maniera significativa la pressione media della zona perineale ma al tempo stesso riduca anche la sensazione di stabilità con un possibile aumento del rischio di caduta e quindi di lesioni traumatiche acute.

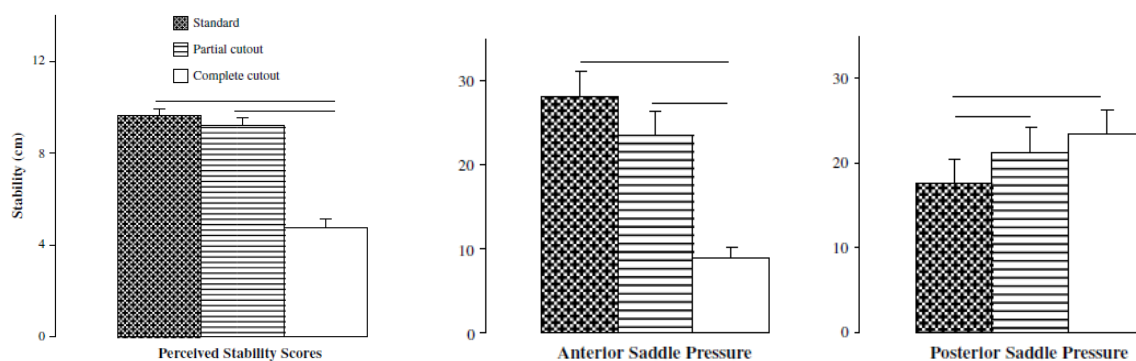


Figura 1.6. Effetto dei modelli di sella sulla percezione di stabilità e sulla distribuzione della pressione media. Bressel E, Bliss S, Cronin J. A field-based approach for examining bicycle seat design effects on seat pressure and perceived stability. *Applied Ergonomics* 2009; 40: 472-476.

Questi risultati consentono di avanzare l'ipotesi che le selle prive della parte anteriore pur riducendo la pressione nella zona perineale (Lowe et al. 2004; Bressel et al., 2009) hanno un effetto sulla postura del ciclista riducendo in parte il comfort e la stabilità e richiedendo un maggior sforzo da parte degli arti superiori (Bressel e Larson 2003; Bressel et al., 2009).

Un ulteriore studio condotto sulle selle prive della parte anteriore (Schrader et al., 2008) ha confrontato su un gruppo di poliziotti che svolgevano in bici il proprio lavoro (24 ore di utilizzo della bici alla settimana) i seguenti parametri all'inizio dello studio e dopo sei mesi consecutivi di utilizzo di una sella priva della parte anteriore: l'International Index of Erectile Function Questionnaire; la misura delle pressioni sulla sella, sul manubrio e sui pedali; la capacità fisiologica di avere un'erezione durante il sonno di notte; la soglia della sensibilità vibrotattile del pene. La registrazione dei dati pressori è avvenuta su strada ed ogni soggetto impiegava la propria bicicletta di ordinanza; l'intensità e la frequenza di pedalata erano soggettive, cioè dovevano simulare per ciascun poliziotto, le stesse condizioni dell'utilizzo giornaliero lavorativo. I risultati di questo studio hanno evidenziato che solamente tre soggetti, dopo i sei mesi di utilizzo della sella priva di punta, sono ritornati alla loro vecchia sella tradizionale. Inoltre l'impiego di tale sella ha portato alla diminuzione della pressione perineale, a punteggi migliori dell'International Index of Erectile Function Questionnaire, ad un incremento della sensazione tattile del pene. L'indicatore della capacità fisiologica di avere un'erezione durante il sonno notturno invece è rimasto invariato.

Accanto alla compressione del nervo pudendo, anche l'insufficienza arteriosa è considerata un'ulteriore causa di possibile intorpidimento genitale e disfunzione erettile (Leibovitch et al., 2005). Una seconda metodologia di indagine per studiare l'effetto che design delle selle e posizione in bicicletta hanno sulla compressione della zona perineale è quindi quella che prevede di misurare la pressione parziale transcutanea di ossigeno del pene per mezzo di un ossimetro.

Nayal et al. (Nayal et al., 1999) hanno misurato la pO_2 sul glande del pene di 25 soggetti sani impegnati in una sessione di pedalata al cicloergometro con frequenza cardiaca pari al 65% della loro massimale. I risultati hanno evidenziato che in stazione eretta la pO_2 era in media 61.4 mmHg; dopo 3 minuti di pedalata è scesa a 19.4 mmHg; dopo un minuto di pedalata fuori sella è salita a 68 mmHg e dopo ulteriori 3 minuti di pedalata da seduti è nuovamente scesa a 18.4 mmHg. Per un ritorno completo ai valori normali è servito un periodo di recupero di 10 minuti. Gli autori hanno suggerito pertanto di variare spesso la posizione in sella per consentire l'ossigenazione della zona perineale e di regolare correttamente l'altezza della sella inclinandola inoltre leggermente verso il basso. In uno studio metodologicamente simile (Sommer et al., 2001) è stata misurata la pO_2 transcutanea sul glande del pene per confrontare due diversi modi di pedalare: in posizione verticale o in posizione reclinata. I risultati hanno dimostrato come pedalare in una posizione verticale ha comportato una riduzione della pO_2 del 70% rispetto al basale mentre l'assunzione di una posizione reclinata ha evitato la compressione perineale con valori della pO_2 simili ai valori basali che si sono registrati quando la persona si trovava in stazione eretta.

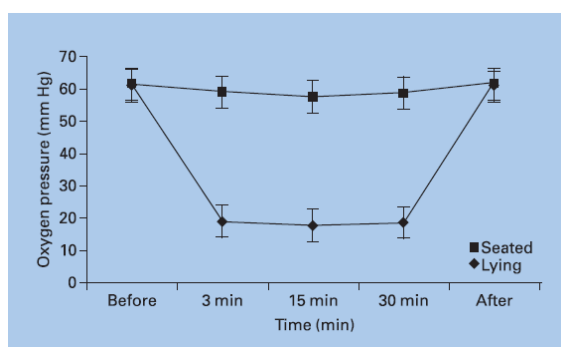


Figura 1.7. pO_2 transcutanea: confronto fra pedalata reclinata e pedalata tradizionale. Sommer F, Schwarzer U, Klotz T et al. Erectile dysfunction in cyclists. Is there any difference in penile blood flow during cycling in an upright versus a reclining position? *Eur Urol* 2001; 39: 720-723.

La misurazione della pO_2 transcutanea del glande è stata impiegata anche per valutare il comportamento di 4 tipi di sella: da corsa stretta e con una buona imbottitura (A), da corsa con una media imbottitura e con scanalatura centrale nella parte anteriore (B), classica in cuoio (C) e una sella senza la parte anteriore (D) (Schwarzer et al., 2002). I risultati dello studio hanno riportato una diminuzione della pO_2 , rispetto al basale misurato in stazione eretta per 15 minuti, dell'82.4% per la prima sella, del 72.4% per la seconda, del 63.6% per la terza e del 20.3% per la quarta. Gli autori hanno avanzato l'ipotesi che per ridurre la compressione delle arterie perineali e quindi salvaguardare la perfusione peniena sia più importante la larghezza della sella piuttosto che la quantità di imbottitura.

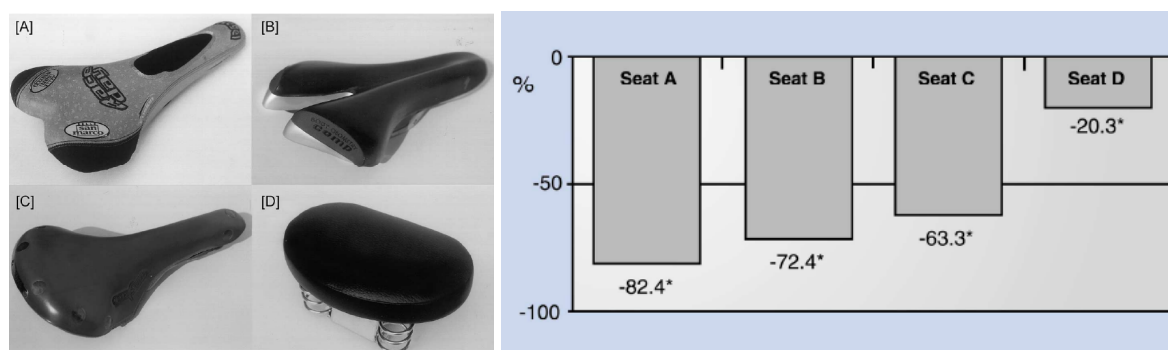


Figura 1.8. Modelli di sella impiegati nello studio e diminuzione in percentuale della pO_2 transcutanea rispetto al valore basale. Schwarzer U, Sommer F, Klotz T et al. *Cycling and penile oxygen pressure: the type of saddle matters.* Eur Urol 2002; 41: 139-143.

In uno studio simile (Jeong et al., 2002) condotto su 20 soggetti di sesso maschile è stato valutato il flusso sanguigno penieno dopo 5 minuti di pedalata a 40 RPM utilizzando 2 selle di diversa larghezza massima (una di 14 cm e l'altra di 26). Come per lo studio di Schwarzer et al. (Schwarzer et al., 2002), l'impiego della sella più stretta ha evidenziato una maggior diminuzione del flusso sanguigno penieno rispetto ai valori registrati pedalando sulla sella più ampia.

Al contrario uno studio condotto su 31 ciclisti che avessero percorso almeno 80 miglia alla settimana nei due mesi precedenti alle prove di laboratorio (Cohen et Gross, 2005), pur confermando una diminuzione dei livelli della pO_2 durante la pedalata rispetto a quelli registrati in stazione eretta, ha evidenziato come l'utilizzo di selle con diversi design non abbia influito significativamente sulla diminuzione della pO_2 misurata sul glande.

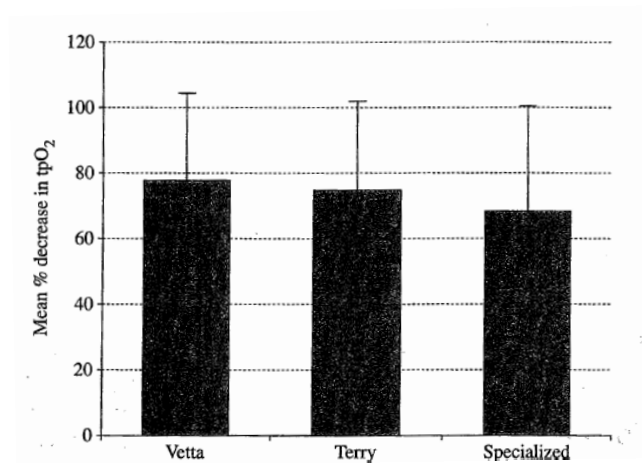


Figura 1.9. Diminuzione in percentuale rispetto al basale della pO_2 transcutanea per i tre modelli di sella studiati. Cohen JD, Gross MT. Effect of bicycle racing saddle design on transcutaneous penile oxygen pressure. *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45: 409-18.

SCOPO DEL LAVORO

Come ampiamente dimostrato dalla letteratura internazionale, pedalare seduti su una sella dalle dimensioni contenute e dalla ridotta imbottitura, come normalmente accade sulle biciclette da corsa, genera a livello perineale delle pressioni molto elevate che comprimono il nervo pudendo. Questa pressione costante e la conseguente impossibilità da parte del nervo di effettuare movimenti di scivolamento all'interno del canale di Alcock, lo espongono a dannosi traumi ripetitivi che possono portare allo sviluppo di patologie di cui si è ampiamente parlato nel capitolo 1. Inoltre la pressione diretta della porzione anteriore della sella sul perineo e sulla sinfisi pubica, accentuata ulteriormente dall'inclinazione in avanti del tronco del ciclista, comprime il nervo pudendo esattamente nel punto in cui esso emerge sotto al pube. Anche l'insufficienza arteriosa dovuta alla compressione dell'arteria pudenda, misurata in maniera indiretta attraverso il monitoraggio della pO_2 transcutanea del pene, rientra tra le possibili cause di intorpidimento genitale e di disfunzioni erettili.

Ottenere informazioni sempre più dettagliate sulla distribuzione della pressione intesa come intensità media e massima ma anche come localizzazione spaziale è indispensabile per poter studiare nuovi prodotti che garantiscano una più mirata ed efficace riduzione delle cause meccaniche che possono condurre a lesioni della zona perineale.

A tal proposito gli studi presenti in letteratura si sono concentrati quasi esclusivamente nel verificare l'effetto di selle dalle diverse forme e con diversa quantità di imbottitura sull'andamento della pressione nella zona perineale, creando protocolli di prova dove le due variabili principali erano l'intensità dello sforzo espresso in watt e la posizione delle mani sul manubrio.

Il presente lavoro ha voluto invece indagare sul pantalone indossato dai ciclisti e più in particolare sull'imbottitura cucita al suo interno tecnicamente chiamata fondello.

Il primo obiettivo è stato lo sviluppo di un protocollo integrato in grado di registrare in maniera sincrona: i) il movimento del ciclista in sella durante sessioni di pedalata con particolare attenzione alla cinematica tridimensionale della pelvi, ii) i valori pressori che si re-

gistrano sulla superficie della sella con particolare attenzione alla zona corrispondente all'area perineale del ciclista, iii) la distribuzione delle forze di reazione che si sviluppano alla ruota anteriore.

Un secondo obiettivo è stato quello di registrare l'andamento delle pressioni che si verificano tra la sella ed il ciclista in prove su strada. Per questo scopo è stato sviluppato un ulteriore protocollo che consentisse l'acquisizione di dati confrontabili con quelli ottenuti nelle prove di laboratorio.

L'applicazione dei due protocolli sviluppati ad un gruppo di ciclisti su strada di livello agonistico è stato il passaggio successivo della presente ricerca in modo da ottenere precise informazioni che potessero essere funzionali allo sviluppo di nuove strategie per migliorare il livello di comfort e di protezione dell'area perineale. Ciascun ciclista che ha partecipato allo studio ha eseguito le prove in laboratorio e le prove su strada indossando tre diversi modelli di fondello, sviluppati dalla ditta Cytech s.r.l., in modo da rendere possibile un confronto tra gli stessi.

Infine i dati pressori raccolti nelle sessioni di pedalata svolte da ciascun soggetto, sono stati utilizzati con lo scopo di sviluppare una procedura standardizzata che consentisse la caratterizzazione a fatica dei tre fondelli dopo un ciclo di vita accelerato, utilizzando una macchina assiale dal tipico schema a portale per calcolare la loro capacità di assorbire energia, e quindi il loro effetto protettivo, e la loro rigidità durante tutta la durata della prova a fatica.

MATERIALI E METODI

3.1 Strumentazioni

3.1.1 Sistema NOVEL Pliance-X-32

Il sistema consente di misurare la distribuzione pressoria tra superfici soffici e curve attraverso l'impiego di una matrice di sensori capacitivi flessibile ed elastica. Esso è costituito da un acquisitore dalle dimensioni ridotte (150x100x40 mm) e dal peso contenuto (360 g) dotato di una memoria interna flash di 32 MB. Ad esso vanno collegati, attraverso cavi dedicati, la batteria ricaricabile ed il sensore per la misurazione delle pressioni con una frequenza di acquisizione massima di 100 Hz. Nel presente studio è stato impiegato il sensore S2019 appositamente sviluppato per adattarsi ad ogni tipo di sella, costituito da 234 sensori quadrati di lato 18.75 mm calibrati per registrare ciascuno una pressione massima di 400 kPa. Il sistema può interfacciarsi al computer tramite un cavo a fibre ottiche oppure attraverso una connessione bluetooth; inoltre può essere utilizzato in maniera indipendente salvando i dati sulla memoria flash interna dell'acquisitore che poi vengono scaricati via bluetooth sul notebook.

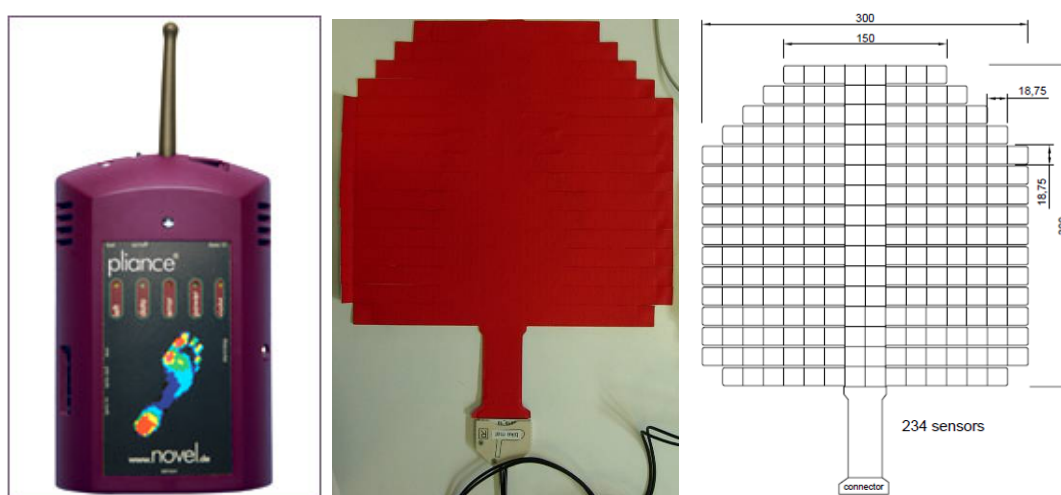
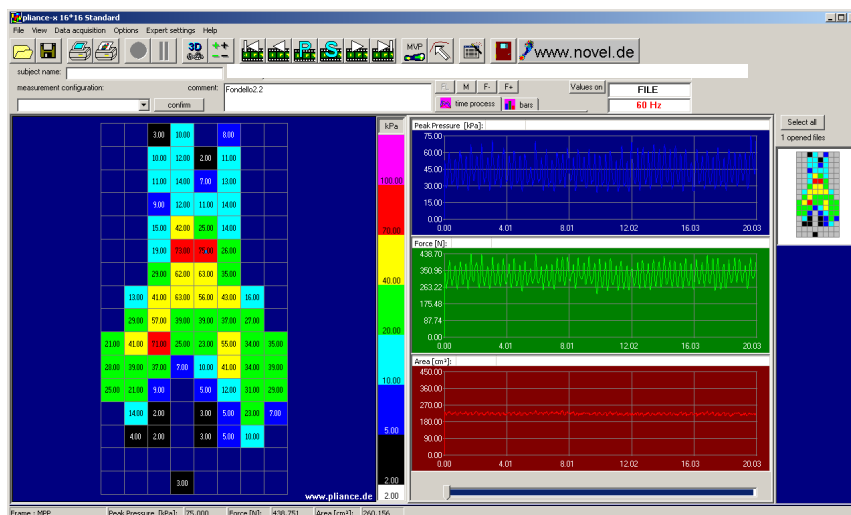


Figura 3.1. Acquisitore Pliance-X-32 e sensore S2019 impiegati nelle prove.

Il software di elaborazione dati consente di visualizzare: i valori assoluti di pressione di ciascun sensore attraverso una scala graduata di colori; la traiettoria del COP (centro di pressione); la pressione massima, la forza e l'area della superficie di contatto istante per istante; l'immagine con il picco massimo o i valori medi di pressione di ciascun sensore. Esso consente inoltre di definire delle maschere di sensori per analisi più specifiche e di esportare tutti i dati in formato ASCII per rielaborazioni successive con altri software.



*Figura 3.2. Interfaccia del software Pliance-x 16*16 Standard.*

3.1.2 Sistema optoelettronico BTS SMART

Il sistema optoelettronico SMART (BTS, Italia) è costituito da sei telecamere che utilizzano sensori CCD ad elevata sensibilità ed illuminatori infrarosso compatti e potenti.

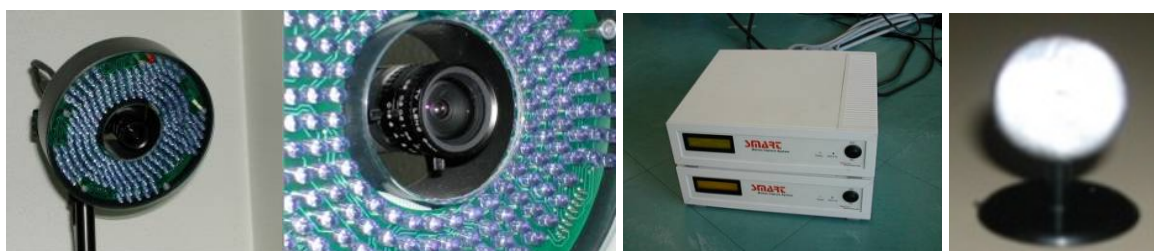


Figura 3.3. Da sinistra a destra: telecamera, particolare dell'ottica e degli illuminatori, hub e marker sferico.

Il principio di funzionamento prevede, dopo una procedura di calibrazione delle telecamere per la definizione di un volume virtuale all'interno del quale è possibile registrare il movimento desiderato, l'applicazione alla persona di marcatori passivi sferici riflettenti su spe-

cifici punti di repere anatomico; questi vengono captati dalle telecamere e il loro segnale viene elaborato dall'unità centrale: il risultato finale è la ricostruzione tridimensionale del movimento di ciascun marcatore con un'elevata accuratezza. La frequenza di acquisizione del sistema utilizzato può essere impostata a 60 o 120 Hz.

3.1.3 Pedana di forza BERTEC

La pedana di forza utilizzata per l'acquisizione delle prove è specificatamente progettata per analisi sia statiche che dinamiche, sportive e cliniche.

Essa è costituita da trasduttori di carico che misurano le tre componenti ortogonali della forza risultante che agisce sulla pedana e le tre componenti del momento risultante sullo stesso sistema ortogonale. Il punto di applicazione della forza e la coppia che agisce sulla pedana possono essere facilmente calcolati dalle forze misurate e dai momenti che ne conseguono.

Per ottenere una misura il più possibile accurata è necessario rispettare alcune semplici norme generali. In primo luogo il pavimento e la struttura dove è alloggiata la pedana devono essere il più rigidi possibile per ridurre al minimo le vibrazioni. Inoltre, la superficie della pedana deve essere perfettamente orizzontale, priva di qualsiasi pendenza per evitare che si verifichino errori durante le misurazioni.

I segnali sono sincronizzati con quelli del sistema optoelettronico SMART e la frequenza di acquisizione può arrivare fino ad 1 kHz.

3.1.4 Rullo ELITE RealPower

Il rullo RealPower (ELITE, Italia) è in grado di riprodurre resistenze molto elevate garantendo una buona rotondità di pedalata grazie al volano maggiorato. Inoltre il software dedicato aggiorna in tempo reale il ciclista sulla distanza percorsa, pendenza, potenza espressa, cadenza di pedalata e velocità. Il rullo è caratterizzato da un'unità di resistenza con freni a polveri magnetiche che variano la loro viscosità a seconda della corrente che le percorre e da un rullino elastogel di 45mm di diametro che diminuisce la rumorosità, il consumo del pneumatico e aumenta l'aderenza evitando fenomeni di slittamento dello stesso.

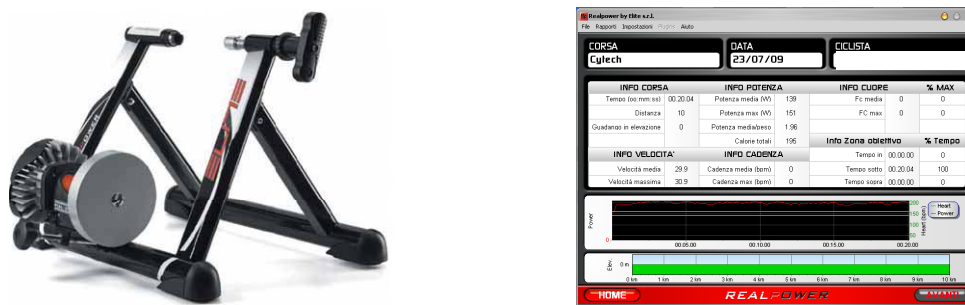


Figura 3.4. Rullo RealPower e schermata del software dedicato.

3.1.5 BTS PocketEMG

Il PocketEMG (BTS, Italia) è un elettromiografo portatile compatto (152x97x22.5 mm) costituito da 16 canali con una frequenza massima di acquisizione di 10 Khz. Lo strumento, oltre alla registrazione dell'attività elettromiografia di superficie, è in grado di supportare footswiches, elettrogoniometri biplanari ed accelerometri estensimetrici.

3.1.6 Macchina per prove sui materiali: 858 MTS Mini Bionix II

La 858 MTS Mini Bionix II è una macchina assiale dal tipico schema a portale, con un attuatore fissato su una traversa superiore, quest'ultima regolabile in altezza mediante due pistoni idraulici. La cella di carico del sistema è situata nella parte inferiore, al di sotto e in serie alla ganascia predisposta per l'afferraggio dei provini. La 858 MTS Mini Bionix II è parte di una sistema complesso, costituito principalmente da: i) un'unità di carico; ii) un sistema software di controllo e gestione; iii) un controller digitale con più canali in ingresso.

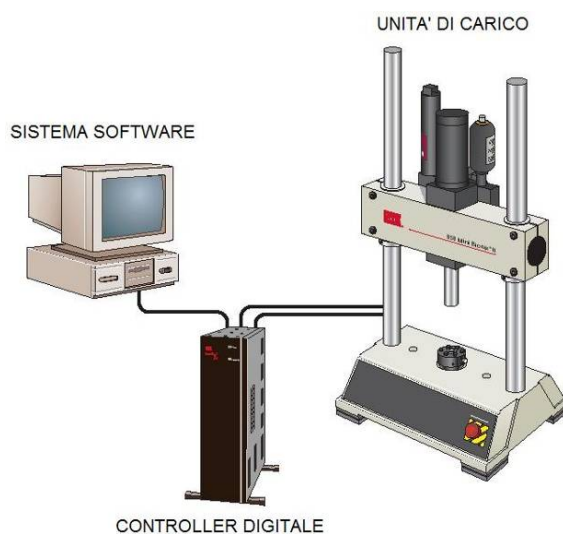


Figura 3.5. 858 MTS Mini Bionix II.

La 858 MTS Mini Bionix II è dotata di un attuatore idraulico da 15 kN. L'escursione dello stelo dell'attuatore è negativa verso il basso. A macchina spenta, in assenza cioè di pressione nel circuito di alimentazione, lo stelo si trova nella posizione limite inferiore per l'azione esercitata dal proprio peso.

Le grandezze misurate sono in generale due:

- *forza*, tramite un dinamometro collocato in serie all'attuatore;
- *allungamento*, tramite un estensometro su base calibrata applicato sul provino, o tramite un trasduttore di spostamento applicato all'attuatore, o entrambi.

Il controllo del funzionamento dell'attuatore è ottenuto mediante l'utilizzo di un trasduttore di forza (cella di carico estensimetrica a ponte intero, sensibile ai soli carichi assiali) e di un trasduttore di spostamento (trasformatore differenziale a variazione lineare, denominato LVDT, che misura gli spostamenti inviando le informazioni al sistema di controllo centrale). Il sistema di gestione e controllo della stazione di lavoro è costituito dal programma *Station Manager*, che mantiene il servocontrollo del sistema di attuazione e permette di effettuare tipiche operazioni di prova, quali:

- monitoraggio degli interblocchi della stazione e controllo dell'alimentazione idraulica o elettromeccanica;
- ottimizzazione dei vari segnali analogici e digitali inviati e provenienti dal regolatore automatico;
- esecuzione di fondamentali attività di prova, quali l'attivazione dell'alimentazione, l'acquisizione del controllo manuale dell'attuatore per il posizionamento dei campioni, l'avvio e l'arresto delle prove;
- ottimizzazione delle operazioni di taratura e tuning del sistema;
- definizione delle leggi caratteristiche del segnale desiderato;
- controllo della pressione idraulica per la stazione di prova;
- salvataggio dei dati acquisiti dalle prove.

3.2 Il fondello

Nel ciclismo su strada e nella mountain bike il lungo tempo trascorso in sella e le numerose sollecitazioni a cui la zona pelvica del ciclista è sottoposta rendono fondamentali l'impiego

di soluzioni che consentano di proteggere il più possibile questa zona da urti e compressioni eccessive: Il fondello è una di queste contromisure. Esso può essere definito come un'interfaccia tra sella e ciclista con lo scopo di proteggere la zona perineale ed aumentare il comfort del ciclista. Anche se il fondello può apparire come una semplice imbottitura, il suo design, le densità dei materiali che lo costituiscono e il posizionamento all'interno del pantalone possono influire in maniera significativa sul livello di protezione e sul livello di comfort. Nel presente lavoro sono stati studiati 3 differenti tipi di fondello prodotti dalla Cytech s.r.l., azienda leader del settore.

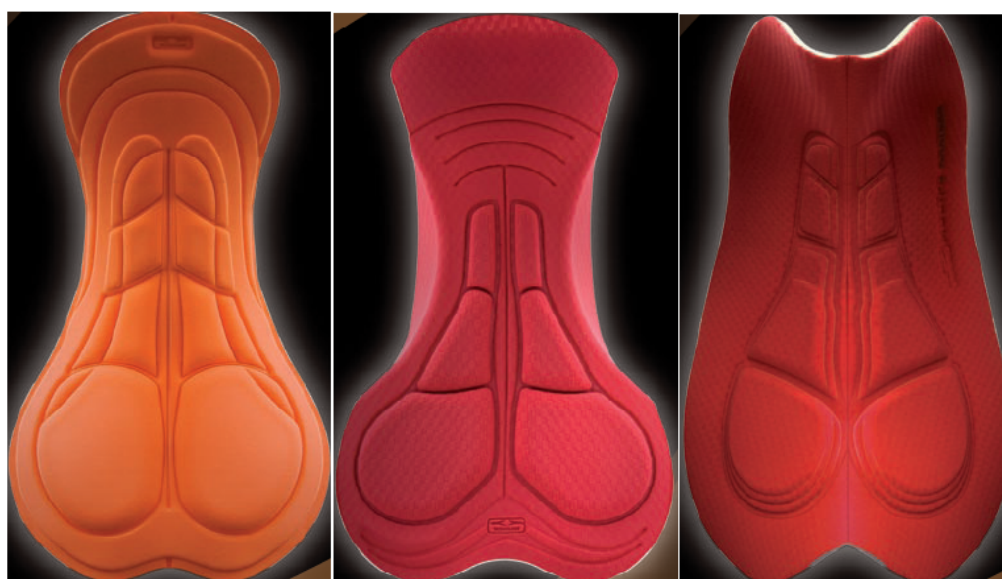


Figura 3.6. Immagine dei tre fondelli studiati. Da sinistra a destra: “Blaze”, “Tour” e “Multi-D anatomic”.

Il modello “Blaze” è stato studiato per l'utilizzo durante percorrenze di media lunghezza. E' caratterizzato da uno spessore di 10 mm ($\pm 10\%$) e da una schiuma di densità 60 kg/m^3 . Misura 345×210 mm ed è dotato di speciali piccoli solchi studiati per evitare che si formino fastidiose pieghe durante il suo utilizzo.

Il modello “Tour” è stato studiato per fornire un'elevata protezione in percorrenze medio-lunghe senza dover rinunciare alla libertà dei movimenti. Ha uno spessore variabile di 10-3 mm e una densità della schiuma di $60-80 \text{ kg/m}^3$. Misura 357×210 mm ed è studiato per evitare la formazione di pieghe e il crearsi di zone di sfregamento con la pelle che possono comportare l'insorgenza di arrossamenti e talvolta piaghe con una diminuzione del comfort.

Il modello “Multi-D anatomico” è studiato per offrire il massimo livello di comfort e protezione nelle lunghe distanze. Ha una forma concava studiata per adattarsi all’anatomia della zona pelvica durante la pedalata e le due mezzelune che lo costituiscono vengono unite grazie ad una tecnologia agli ultrasuoni. Esso è coperto da una speciale microfibra traspirante con trama in carbonio, il suo spessore è di 10-3 mm e presenta tre livelli di densità della schiuma: 60-80-100 kg/m³. La schiuma con densità più alta è posizionata in corrispondenza della zona perineale e delle tuberosità ischiatiche. Nell’analisi dei dati e nella presentazione dei risultati il modello Blaze è stato nominato F1, il modello Tour F2 e il modello Multi-D F3. F1.1 indica la prova con il modello Blaze al minuto 5, F1.2 la prova con il modello Blaze al minuto 10 fino a F1.4 che indica la prova con il modello Blaze al minuto 20.

3.3 Soggetti coinvolti nello studio

Hanno partecipato allo studio nove ciclisti agonisti che praticano ciclismo su strada. I criteri di inclusione comprendevano l’assenza di patologie a carico del tratto urogenitale ed osteo-articolare ed una percorrenza annua che fosse compresa tra i 15000 e i 20000 km.

Soggetto	Età	Altezza (cm)	Peso (kg)
S.V	26	179	68
A.Z	31	174	71
T.B	28	171	73
F.M	21	180	67
C.F	35	175	64
P.T	21	173	63
L.M	17	178	71
L.D	21	173	59
I.Z	30	172	63
Media	25,6	175	66,6
Dev.St.	5,9	3,2	4,6

Tabella 3.1. Dati relativi ai ciclisti coinvolti nello studio.

3.4 Prove svolte: sessioni indoor

3.4.1 Allestimento area prove e preparazione dei ciclisti

La prima fase consisteva nella disposizione delle 6 telecamere del sistema optoelettronico; seguiva la calibrazione del sistema e della pedana di forza per determinare il volume virtuale all'interno del quale doveva svolgersi la prova. Successivamente la bicicletta personale degli atleti veniva montata sul rullo RealPower fissando ad esso, tramite appositi bloccaggi, la ruota posteriore e posizionando la ruota anteriore sopra la pedana di forza. Il passo successivo era l'applicazione del tappetino Pliance S2019 sulla sella della bicicletta in modo tale che la sua linea mediana coincidesse con la linea mediana della sella e che il suo margine anteriore fosse tangente all'estremo anteriore della sella.



Figura 3.7. Particolare del Pliance S2019 e della ruota anteriore sopra la pedana di forza Bertec.

La preparazione del ciclista consisteva nell'applicazione di 22 marker rifrangenti passivi bilateralmente in specifici punti di repere anatomico: acromion, epicondilo laterale, processo stiloideo dell'ulna, spina iliaca anteriore superiore, spina iliaca posteriore superiore, gran trocantere, condilo femorale laterale, testa della fibula, malleolo laterale, tallone e quinta testa metatarsale. Per evitare artefatti dovuti all'elasticità del materiale dei pantaloncini, i marker del bacino e dei due gran trocanteri venivano applicati sulla cute dopo aver tagliato il pantaloncino stesso (figura 3.8).

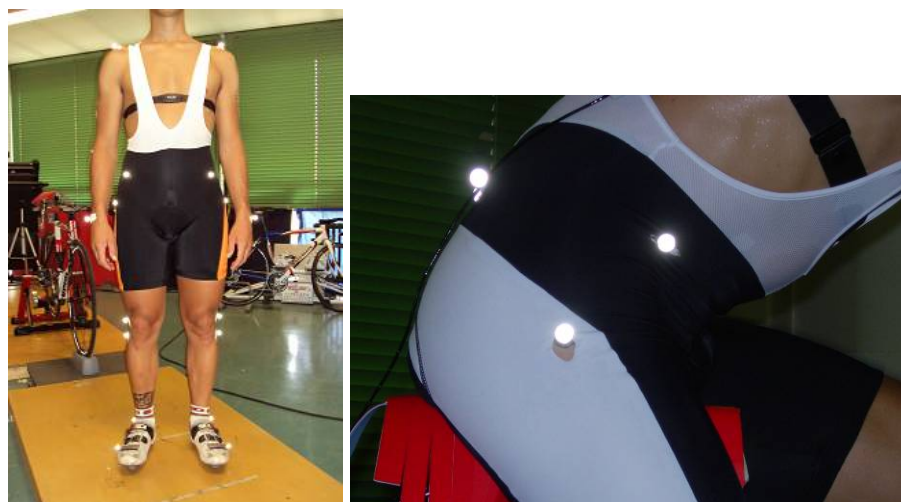


Figura 3.8. Applicazione marker: vista frontale e particolare.

3.4.2 Protocollo di prova

La prova consisteva nell'eseguire per ciascuno dei tre pantaloncini una sessione di 10 km con lo stesso rapporto (catena anteriormente sulla corona di 53 denti e posteriormente sul pignone di 18 denti) con il compito di mantenere una velocità costante di 30 km/h, di non sollevarsi dalla sella e di non variare la posizione delle mani durante la prova, mantenendole sulle corna anteriori della piega manubrio. I dati relativi alla velocità e alla potenza espressa in watt erano visualizzati in tempo reale in modo tale che l'operatore potesse monitorare la corretta esecuzione della prova. Il tempo di recupero tra le tre prove era fissato in 5-7 minuti durante i quali avveniva il cambio dei pantaloncini. L'utilizzo di un cardiofrequenzimetro garantiva che la frequenza cardiaca fosse costante durante tutte e tre le sessioni. L'assegnazione dei pantaloncini avveniva in ordine casuale. Quattro dei nove soggetti hanno inoltre eseguito una sessione della durata di 3 minuti dove veniva loro richiesto di pedalare con gli slip privi di ogni tipo di imbottitura.

La registrazione dei dati cinematici, cinetici e pressori avveniva quattro volte per ciascuna sessione e più precisamente al minuto 5, 10, 15 e 20. La condizione di prova simulata ha volutamente riprodotto un livello di affaticamento costante durante tutte e tre le sessioni, simulando quanto accade durante l'esecuzione di un allenamento ciclistico aerobico di fondo lento.

3.5 Prove svolte: sessioni su strada

3.5.1 Preparazione dei ciclisti

Hanno partecipato alla sessione su strada tre dei nove ciclisti che si sono sottoposti alle prove indoor. Il posizionamento del tappetino Pliance S2019 sulla sella della bicicletta avveniva con la stessa procedura eseguita in laboratorio e quindi in modo tale che la linea mediana del sensore coincidesse con la linea mediana della sella e che il suo margine anteriore fosse tangente all'estremo anteriore della sella. Successivamente veniva applicato lateralmente sulla gamba destra del ciclista un elettrogoniometro per misurare l'angolo di flessione-estensione del ginocchio durante la pedalata. Infine un accelerometro è stato posizionato sul tubo reggisella della bicicletta ed uno sulla schiena del ciclista. Gli accelerometri e l'elettrogoniometro sono stati collegati al pocketEMG che, assieme all'acquisitore per le pressioni, sono stati fissati al busto del ciclista utilizzando apposite cinture in velcro (figura 3.9).



Figura 3.9. Ciclista strumentato per la prova su strada.

3.5.2 Protocollo di prova

Il protocollo di prova su strada si è svolto su un tratto rettilineo di pista ciclabile di lunghezza pari a 300 metri costituito da un manto di asfalto regolare. Mantenendo lo stesso

rapporto (catena anteriormente sulla corona da 53 denti e posteriormente sul pignone di 18 denti) e la stessa velocità di 30 km/h delle prove effettuate sul rullo RealPower, a ciascun ciclista veniva chiesto di percorrere per 5 volte il rettilineo di 300 m senza sollevarsi dalla sella e con le mani posizionate sulle corna anteriori della piega manubrio come riportato in figura 3.9 (foto a sinistra): la velocità della prova era monitorata dal ciclista stesso utilizzando il ciclo computer montato sulla propria bicicletta. Al termine di ogni prova era inoltre richiesto al ciclista di attraversare smettendo di pedalare tre tombini consecutivi posti alla fine del rettilineo, mantenendo le pedivelle parallele al suolo e accompagnando l'avvallamento creato dal tombino senza sollevarsi completamente dalla sella, utilizzando la muscolatura degli arti inferiori come smorzatori in modo da ricreare ciò che normalmente accade quando i ciclisti incontrano asperità e buche nei loro allenamenti e durante le competizioni.

Similmente alle prove di laboratorio, ciascun ciclista ha effettuato 5 ripetizioni per ciascun tipo di pantaloncino, assegnato in maniera casuale.

3.6 Prove svolte: caratterizzazione a fatica dei fondelli

Questo tipo di prova è stato eseguito per studiare l'efficacia nel tempo dei tre diversi fondelli sottoponendoli ad un ciclo di vita accelerato per verificare la variazione della loro capacità di assorbire energia e la loro rigidità in funzione del tempo. Per fare ciò sono stati progettati due piatti in alluminio di dimensioni tali da poter contenere ciascuno dei tre fondelli e che fossero compatibili con gli afferraggi della macchina assiale 858 MTS Mini Bionix II. Successivamente, tramite il software di gestione della macchina, è stata sviluppata una procedura di prova a fatica automatizzata utilizzando i dati pressori ricavati dalle prove sperimentali su rullo e su strada. In particolare tutta la superficie di ciascun fondello è stata sottoposta a 100000 cicli di carico/scarico con forze imposte rispettivamente di 4500 N/300 N ad una frequenza di 6 Hz; a ciò seguiva una pausa di 25 minuti trascorsi i quali altri 100000 cicli venivano eseguiti. Al termine di questi il fondello veniva lasciato riposare la notte e poi la mattina successiva era sottoposto agli ultimi 100000 cicli per un totale di 300000 cicli applicati a ciascun fondello.

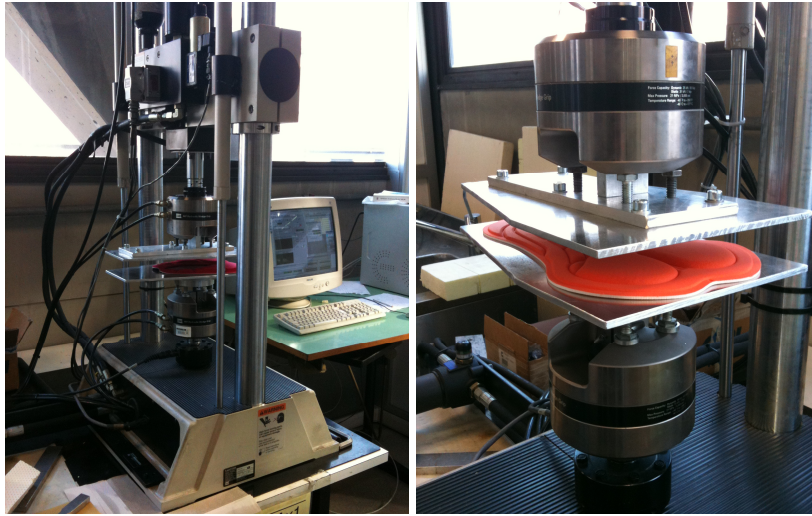


Figura 3.10. Macchina assiale 858 MTS Mini Bionix II allestita per le prove a fatica del modello Blaze.

3.7 Analisi dati: prove indoor

All'inizio della registrazione di ogni prova è stata effettuata una procedura per consentire la sincronizzazione a posteriori dei dati pressori e cinematici in fase di analisi. Essa consisteva nel fare pressione su una cella nota del Pliance S2019 e successivamente nel rilasciarla facendo istantaneamente comparire un marker nel volume calibrato. Il frame dell'acquisitore Pliance-X-32 (frequenza di acquisizione 60 Hz) in cui la cella precedentemente premuta indicava valore di pressione pari a zero e il frame del sistema SMART (frequenza di acquisizione 60 Hz) in cui compariva il marker all'interno del volume sono stati utilizzati per la sincronizzazione dei due sistemi.

La finestra di analisi è stata individuata considerando la coordinata Y (spostamento in verticale) del marker posizionato in corrispondenza della testa metatarsale del V dito del piede destro: dall'istante di sincronizzazione, trascorsi 400 frames si è individuato il primo picco massimo in Y come inizio della finestra di analisi (corrispondente al punto morto superiore destro, PMSdx) e il trentesimo come termine della finestra di analisi: il tempo tra due PMSdx consecutivi rappresenta un ciclo di pedalata completo (figura 3.11).

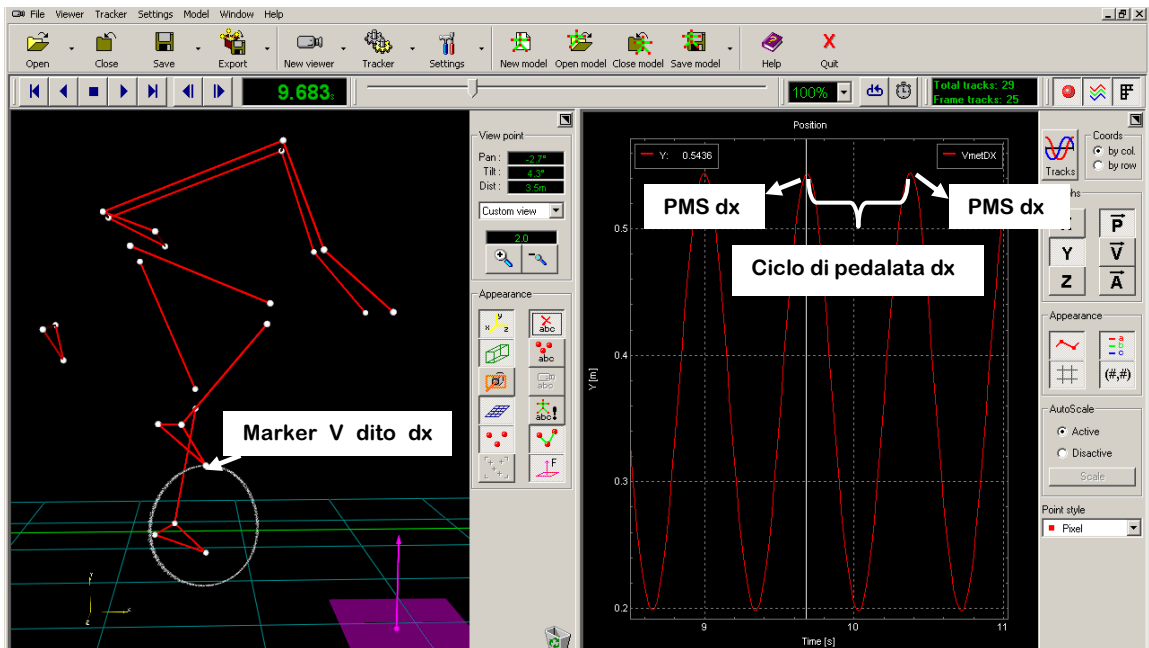


Figura 3.11. Individuazione del ciclo di pedalata destro.

La procedura di sincronizzazione precedentemente descritta ha consentito di individuare l'equivalente finestra di analisi relativa ai dati pressori. Come descritto nella sezione della strumentazione, le dimensioni del Pliance S2019 consentono di adattarlo a qualsiasi tipo di sella presente in commercio. Tuttavia molti sensori non appartengono alla superficie della sella e vengono attivati dalle cosce del ciclista che durante la pedalata vanno in contatto con le celle laterali del sensore. Per questo motivo, prima delle sessioni di pedalata, si effettuava una tastatura della sella così da individuare le celle d'interesse ed escludere quelle attivate dal movimento delle cosce del ciclista. Più precisamente è stata registrata una prova durante la quale veniva esercitata una pressione su tutto il perimetro della sella andando ad evidenziare quindi le effettive celle che sarebbero state attivate al contatto della pelvi del ciclista con la sella. Il design molto simile delle selle testate e le dimensioni non proprio contenute di ciascuna cella del Pliance S2019 (18.75 mmx18.75 mm) hanno portato alla creazione di un'unica maschera che è stata applicata a alle selle di tutti i ciclisti per le analisi (figura 3.12).

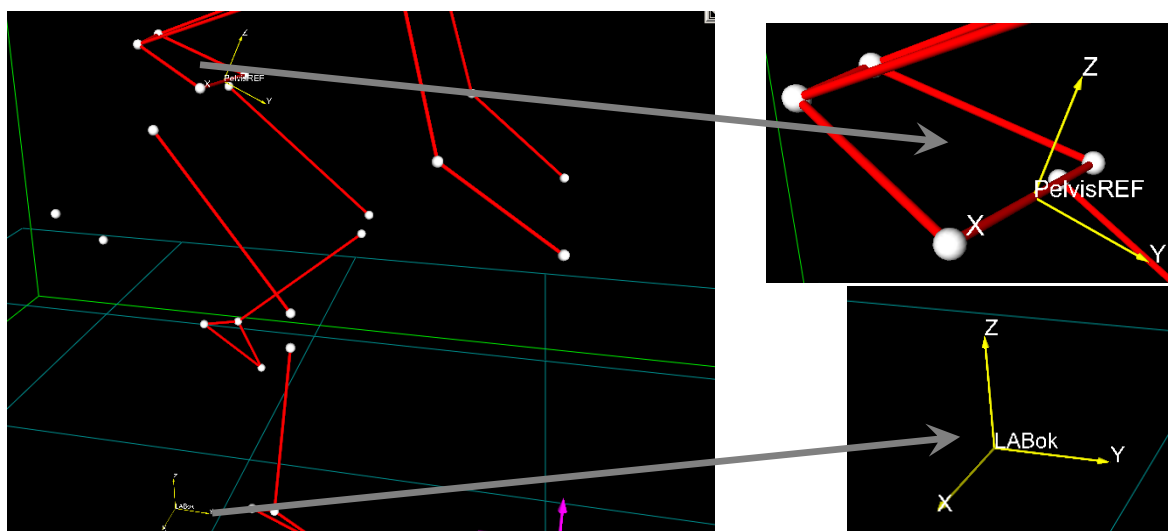


Figura 3.13. SMARTanalyzer: sistema di riferimento solidale alla pelvi e sistema di riferimento del laboratorio.

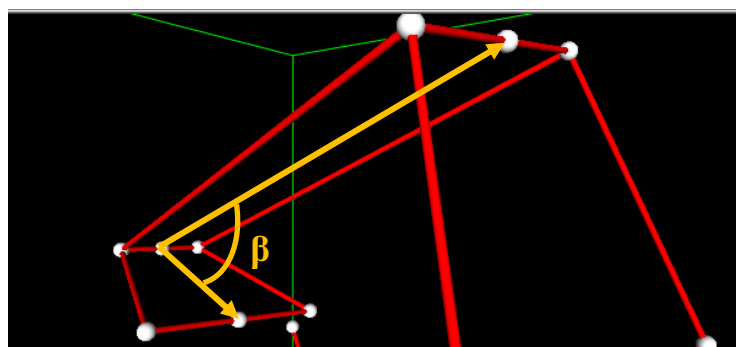


Figura 3.14. SMARTanalyzer: determinazione angolo β .

Infine è stata calcolata la traslazione della pelvi calcolando per ciascun ciclo di pedalata la media della coordinata antero-posteriore del marker virtuale punto medio tra le due spine iliache anteriori superiori (figura 3.15).

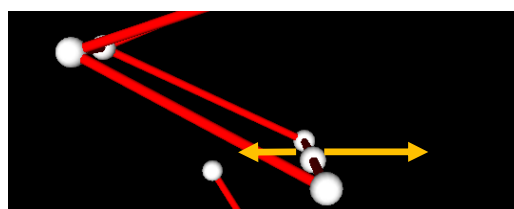


Figura 3.15. SMARTanalyzer: traslazione antero-posteriore della pelvi.

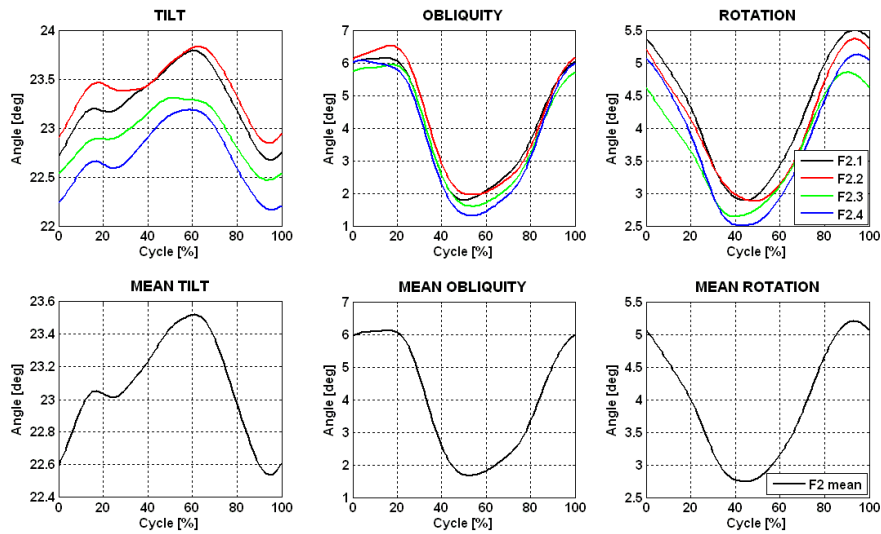


Figura 3.16. Parametri cinematici relativi alla prova di un ciclista con il fondello Tour.

Per quanto riguarda invece i parametri delle forze di reazione al suolo ottenuti posizionando la ruota anteriore della bicicletta sulla pedana di forza (figura 3.17), sono state considerate la componente verticale (Y GRF) e la componente antero-posteriore (X GRF).

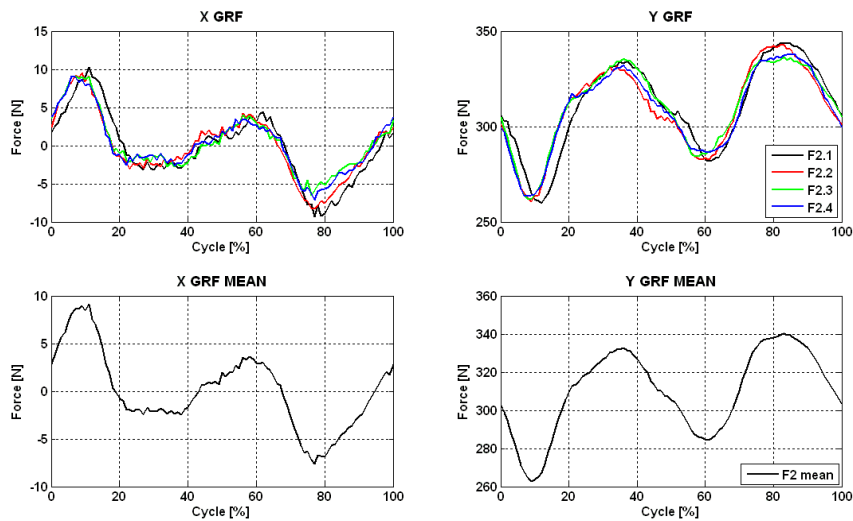


Figura 3.17. Parametri cinetici relativi alla prova di un ciclista con il fondello Tour.

Di ciascun parametro e per ciascun pantaloncino è stata considerata la media dei 29 cicli normalizzati di pedalata al minuto 5, al minuto 10, al minuto 15 e al minuto 20 e successivamente la media di tutte le medie. Per il tilt, l'obliquità e la rotazione della pelvi, la componente antero-posteriore e verticale delle forze di reazione al suolo, si sono estratti i valori di escursione sottraendo al picco di valore massimo il picco di valore minimo (figura 3.18).

L'angolo bidimensionale tra il tronco e la pelvi e il valore di traslazione antero-posteriore del bacino sono stati invece estratti come valore medio dei cicli di pedalata normalizzati.

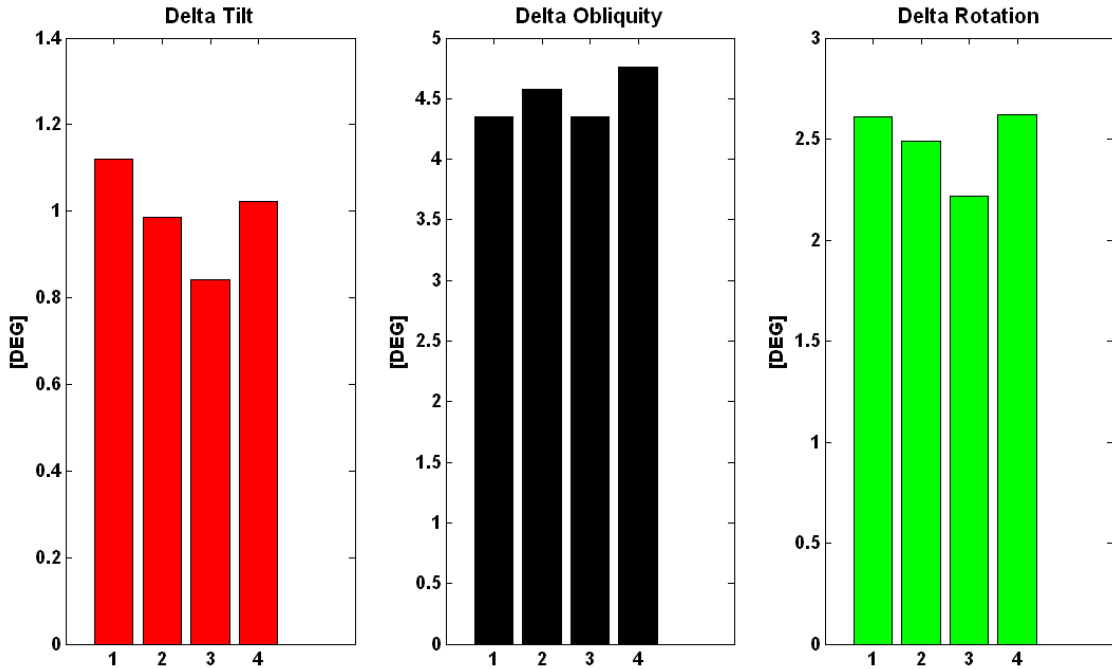


Figura 3.18. Escursione angolare media della pelvi: tilt, obliquità e rotazione.

3.7.2 Parametri relativi alla distribuzione pressoria

Dopo aver individuato la finestra di analisi ed aver applicato la maschera ottenuta dalla tastatura delle selle dei ciclisti si è proceduto esportando i file del software Pliance in formato di testo e implementando delle procedure di calcolo per ottenere i parametri che di seguito verranno descritti.

3.7.2.1 Centro di pressione (COP)

Per ciascuna delle 4 prove registrate con ogni pantaloncino si è calcolato la lunghezza della traiettoria descritta dal centro di pressione (COP) ed il suo baricentro avente come coordinate in ascissa, la media di tutti i suoi valori in ascissa, e in ordinata, la media di tutti i suoi valori in ordinata. Il passaggio successivo è stato il calcolo dell'area dell'ellisse avente come origine il COP medio, come asse maggiore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ordinata, e come asse minore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ascissa. È stata inoltre calcolata l'area dell'ellisse avente come origine sempre il COP me-

dio ma come assi rispettivamente il valore medio sommato a due volte il valore della corrispettiva deviazione standard (figura 3.19).

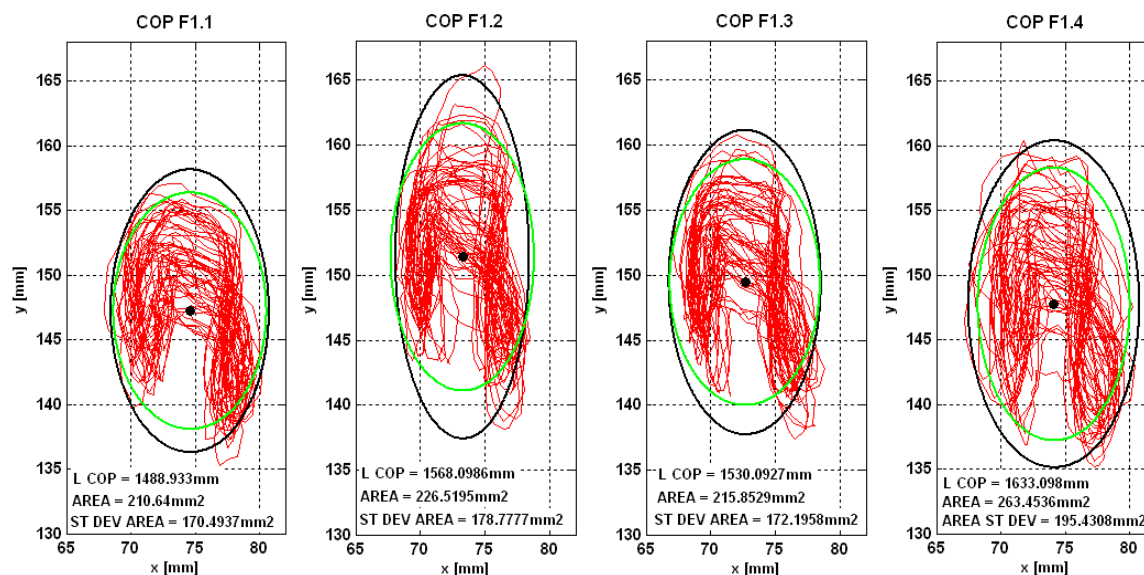


Figura 3.19. Traiettoria del COP (in rosso), ellisse media (in nero) ed ellisse st dev. (in verde).

Per ciascun pantaloncino si è calcolata l'area dell'ellisse ottenuta dalla media delle ellissi calcolate al minuto 5, 10, 15 e 20 sia considerando come asse maggiore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ordinata e come asse minore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ascissa, sia considerando come asse maggiore il valore medio delle ordinate sommato a due volte il valore della deviazione standard e come asse minore il valore medio delle ascisse sommato a due volte il valore della deviazione standard (vedi figura 3.20).

Per ottenere i valori relativi al COP, alla sua traiettoria e alle aree sopra descritti i dati sono stati esportati in formato testo e successivamente processati e graficati utilizzando il software MATLAB, tramite uno script appositamente creato.

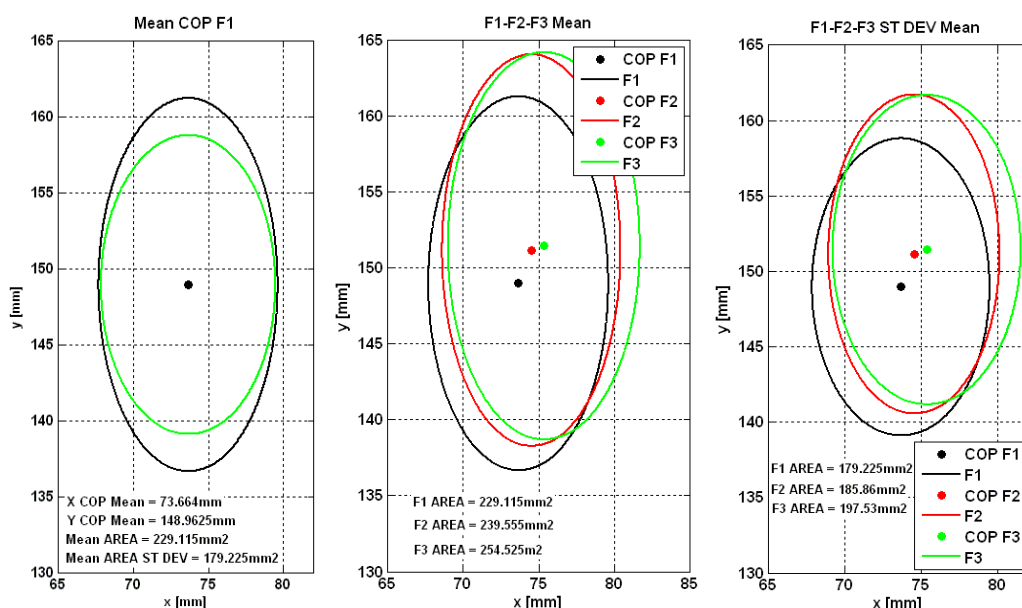


Figura 3.20. Valori medi relativi al modello Blaze (immagine a sinistra) e confronto dei valori medi dei tre modelli (immagine centrale e a destra). F1=Blaze; F2=Tour; F3=Multi-D.

3.7.2.2 Valori pressori

Il sistema di acquisizione delle pressioni Novel Pliance X-32 consente di visualizzare ed esportare istante per istante i valori pressori di ciascuna cella, il picco massimo di pressione e la pressione media di ciascuna cella relativi a tutta la finestra di analisi, come pure la pressione media totale, la pressione massima assoluta e l'integrale della pressione sulla superficie per ciascun istante dell'acquisizione. L'esportazione di tali dati ha consentito di calcolare la media dell'integrale della pressione sulla superficie, la media dei picchi massimi e la media della pressione media totale per ciascuna delle 4 acquisizioni relative a ciascun fondello e la conseguente media tra le medie di queste quattro acquisizioni.

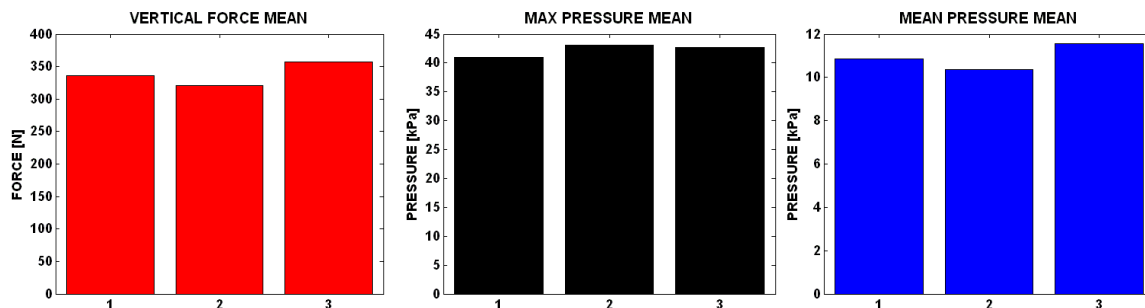


Figura 3.21. Forza verticale, pressione massima e pressione media: valori medi di ciascun fondello e confronto tra modelli per un ciclista. (1=Blaze; 2=Tour; 3=Multi-D).

3.7.2.3 Pressioni massime nel ciclo di pedalata

La sincronizzazione a posteriori dei dati cinematici e dei valori di pressione registrati sulla sella ha consentito di analizzare l'andamento delle pressioni massime in funzione di precisi istanti del ciclo di pedalata. In particolare esso è stato suddiviso in 4 momenti (figura 3.22): punto morto superiore destro (PMSdx), pedivelle parallele al suolo con il piede destro avanti rispetto al sinistro (PARIdx), punto morto inferiore destro (PMIdx) e pedivelle parallele al suolo con il piede sinistro avanti rispetto al destro (PARIsx).

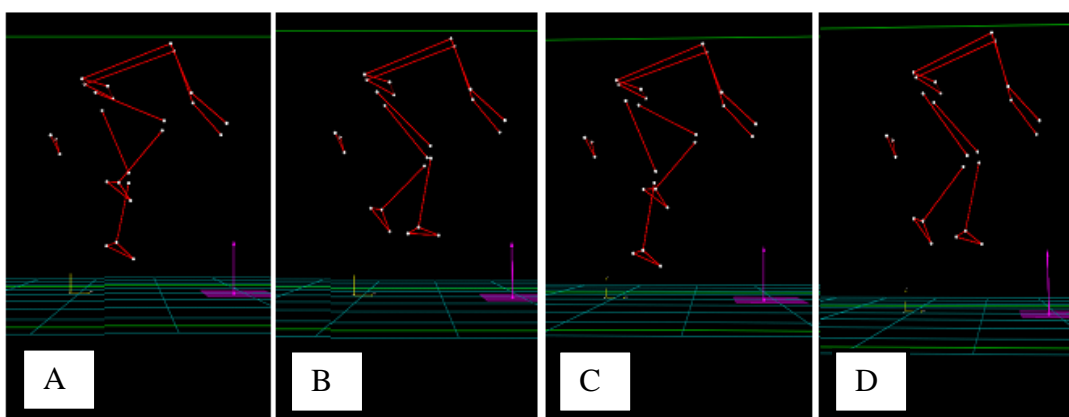


Figura 3.22. Ciclo di pedalata: PMSdx (A), PARIdx (B), PMIdx (C), PARIsx (D).

Per ciascun pantaloncino indossato dai soggetti è stato considerato il valore di pressione massima in corrispondenza di ciascuno dei quattro istanti del ciclo di pedalata sopra descritti. I valori sono stati calcolati per 10 cicli di pedalata consecutivi relativi al minuto 5 e al minuto 20 di ciascuna prova. Questi valori sono serviti per definire un parametro chiamato Delta Pressorio così calcolato:

$$(\text{Max P PMSdx} + \text{Max P PMIdx})/2 - (\text{Max P PARIdx} + \text{Max P PARIsx})/2$$

3.7.2.4 Pressioni massime nella zona perineale

Con un'ulteriore analisi si è cercato di concentrarsi sulla distribuzione dei picchi massimi di pressione e sulla loro media in un'area della sella che potesse rappresentare la zona perineale del ciclista. Tale area è stata definita come un rettangolo costituito in orizzontale da 2 celle e in verticale da 5 celle del sensore Pliance S2019 per una superficie complessiva di 35.16 cm²(9.375x3.75 cm). Per determinare la posizione di tale rettangolo si è considerato

il gomito ottenuto dalla traiettoria del COP in ciascuno dei 29 cicli di pedalata, individuando come prime celle inferiori del rettangolo corrispondente all'area perineale le ultime due che contenessero la traiettoria del COP stesso. A partire da queste si sono considerate le altre otto celle spostandosi in verticale (figura 3.23). Di ciascuna di queste 10 celle si è registrato il picco massimo assoluto e la loro media durante i 29 cicli di pedalata al minuto 5, al minuto 10, al minuto 15 e al minuto 20.

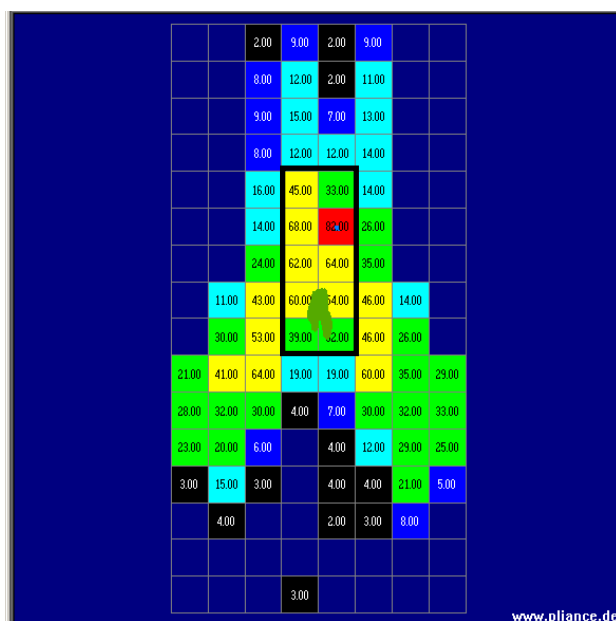


Figura 3.23. Individuazione della zona perineale (rettangolo in nero).

3.8 Analisi dati: prove su strada

Anche in questa seconda sessione di prove, eseguita da tre dei nove ciclisti, la sincronizzazione dei valori registrati dal Pliance con quelli dell'elettrogoniometro posizionato lateralmente al ginocchio destro è stato il primo passo per poter individuare la finestra di analisi. In particolare per ciascuna prova di ciascun ciclista non si sono considerati i primi 10 punti morti inferiori della pedalata destra, indicati dalla massima estensione del ginocchio destro, in quanto si è visto che tale periodo era necessario perché ciascun ciclista raggiungesse la velocità costante di 30 km/h come richiesto dal protocollo di prova. Dopo il decimo punto morto inferiore sono stati selezionati i successivi 15 per un totale di 14 cicli di pedalata destra come illustrato in figura 3.24.

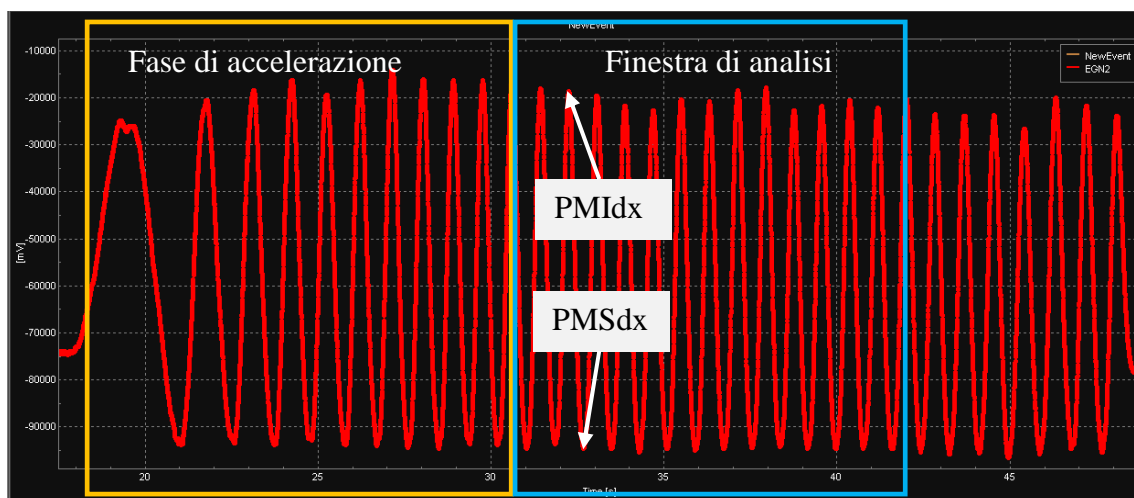


Figura 3.24. Segnale dell'elettrogoniometro e definizione della finestra di analisi.

Come per le prove indoor eseguite in laboratorio è stato effettuato il calcolo della media dell'integrale della pressione sulla superficie (forza verticale), della media dei picchi massimi e della media della pressione media totale per i 14 cicli di pedalata di ognuna delle 5 prove relative a ciascun fondello e la conseguente media delle medie di queste 5 acquisizioni. Avendo i tre ciclisti coinvolti nello studio su strada impiegato la stessa bicicletta e quindi la stessa sella usata nella prova in laboratorio, per il calcolo dei valori pressori sopra descritti è stata applicata ai dati grezzi registrati con il Pliance X-32 la maschera ottenuta dalla tastatura delle selle nelle prove indoor. Anche l'analisi relativa ai picchi di pressione sulla zona perineale è stata condotta con le stesse procedure eseguite nella prova in laboratorio. Per quanto riguarda invece l'analisi dei dati relativi al passaggio sui tre tombini sono state sviluppate due analisi differenti. Come è possibile vedere in figura 3.25, nell'attraversare ciascun tombino si sono individuati 5 momenti caratteristici osservando l'andamento dei picchi di pressione e della forza verticale:

1. Picco dovuto alla ruota anteriore che entra nel tombino.
2. Valle dovuta alla ruota posteriore che entra nel tombino e alla conseguente perdita parziale di contatto tra la pelvi e la sella.
3. Picco dovuto all'impatto della pelvi, che procede verso il basso, con la sella della bici che si muove in senso opposto nell'uscita dal tombino.
4. Valle conseguente all'impatto precedente che spinge la pelvi verso l'alto facendo perdere nuovamente il contatto con la sella.

5. Picco dovuto al secondo contatto della pelvi con la sella che a differenza di quanto accadeva nel punto tre, non sale verso l'alto poiché la bici si trova fuori dal tombino in un tratto di asfalto piano.

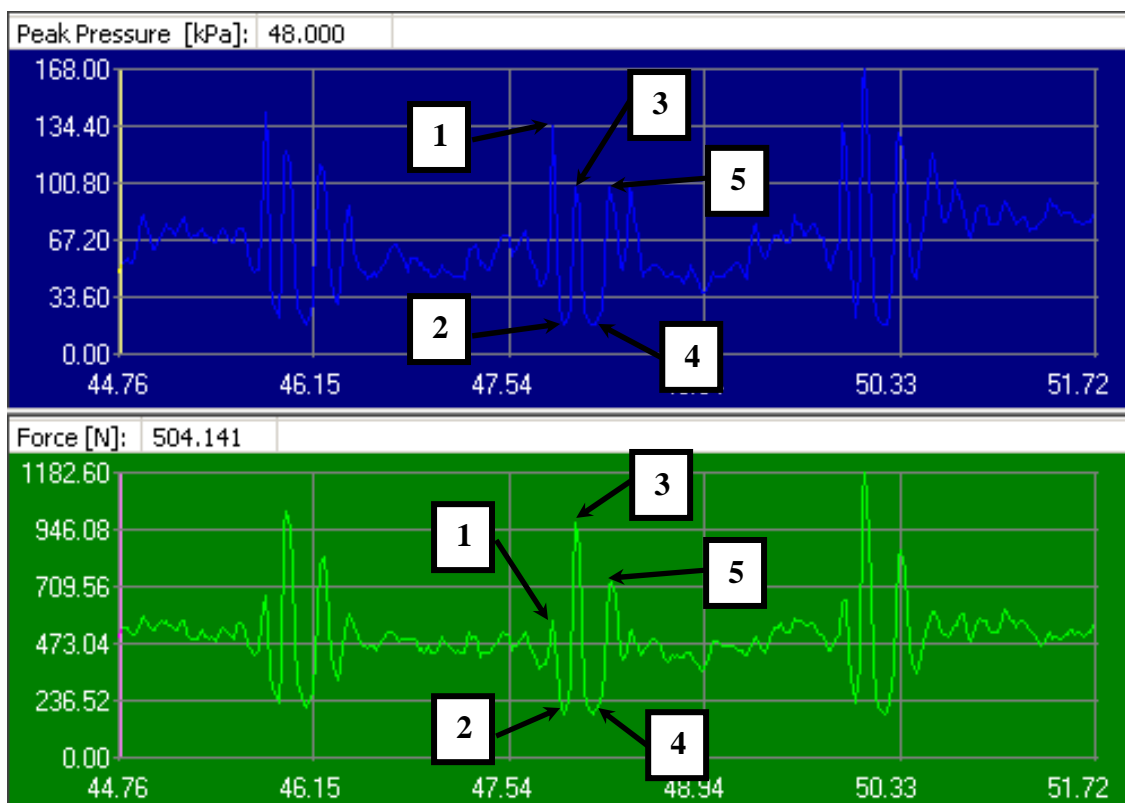


Figura 3.25. Attraversamento dei tre tombini: Visualizzazione dei 5 momenti caratteristici. In blu l'andamento dei picchi pressori e in verde della forza verticale calcolata come integrale della pressione sulla superficie.

La prima analisi più generale ha considerato una finestra temporale compresa tra il primo valore minimo di forza registrato al primo tombino e il secondo valore minimo di forza registrato al terzo tombino (figura 3.26).

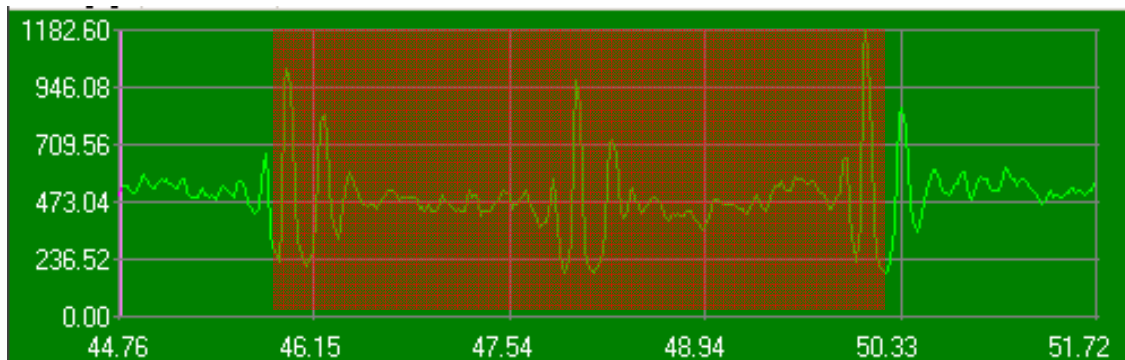


Figura 3.26. Finestra temporale per l'analisi dati relativa al passaggio dei tombini.

Per questa finestra temporale si sono calcolati i valori medi di forza verticale, dei picchi pressori e della pressione media relativa ai tre tombini per tutti i 5 passaggi effettuati con ciascun pantaloncino. Un'analisi più dettagliata ha visto il calcolo della media dei picchi massimi di forza verticale, dei picchi massimi di pressione e dei rispettivi valori minimi per gli istanti 2 e 4 (figura 3.25) registrati nell'attraversamento dei tre tombini.

3.9 Analisi dati: caratterizzazione a fatica dei fondelli

Come spiegato nel paragrafo relativo alla descrizione delle prove, ciascun fondello è stato sottoposto ad una prova a fatica che ne estremizzasse l'usura attraverso 300000 cicli suddivisi in tre blocchi intervallati con carichi molto simili a quelli registrati durante l'attraversamento dei tombini nelle prove su strada. La procedura creata attraverso il programma *Station Manager* prevedeva il salvataggio di file di testo contenenti i valori di forza applicata in Newton e i valori di spostamento dello stelo dell'attuatore idraulico in millimetri; ciascun blocco di fatica di 100000 cicli veniva salvato in 10 file separati, ciascuno contenente i dati di forza e spostamento relativi a 10000 cicli di fatica.

Attraverso l'impiego del software MATLAB è stato creato uno script la cui prima parte eseguiva le seguenti operazioni per i 10 file salvati di ciascun blocco di fatica:

1. Importazione dei file in ambiente MATLAB.
2. Lettura delle righe e delle colonne di ciascun file di testo e creazione delle rispettive matrici contenenti in due colonne i valori di forza e di spostamento.
3. Lettura delle matrici ed individuazione per ciascuna di specifici cicli di isteresi compresi nel range di carico-scarico imposto (4500 N-300 N).
4. Calcolo in millijoule (mJ) dell'area e della rigidità (N/mm) per i cicli di isteresi selezionati in ciascuna matrice.
5. Salvataggio in una nuova matrice dei dati dell'energia assorbita e della rigidità.
6. Plottaggio in un unico grafico dei cicli di isteresi (figura 3.27).
7. Plottaggio del grafico con l'andamento dell'energia assorbita (figura 3.28) e della rigidità (figura 3.30) in funzione del numero di cicli di fatica.

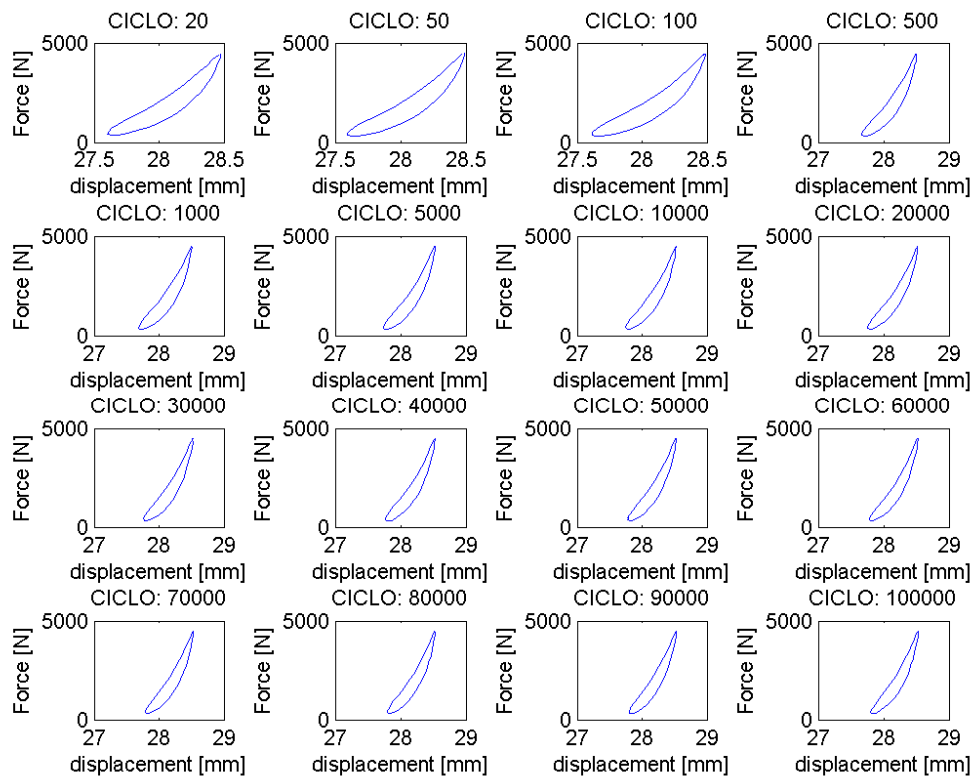


Figura 3.27. Fondello Blaze. Rappresentazione grafica dei cicli di isteresi relativi al secondo blocco di fatica di 100000 cicli.

La seconda parte dello script creato sempre con il software MATLAB ha consentito di:

1. Importazione della matrice dati con i valori di energia assorbita e della rigidezza relativi al primo blocco di fatica.
2. Importazione della matrice dati con i valori di energia assorbita e della rigidezza relativi al secondo blocco di fatica.
3. Importazione della matrice dati con i valori di energia assorbita e della rigidezza relativi al terzo blocco di fatica.
4. Plottaggio dell'andamento dell'energia di assorbimento dei tre blocchi di fatica in funzione del numero di cicli totali (figura 3.29)
5. Plottaggio dell'andamento della rigidezza dei tre blocchi di fatica in funzione del numero di cicli totali (figura 3.31)

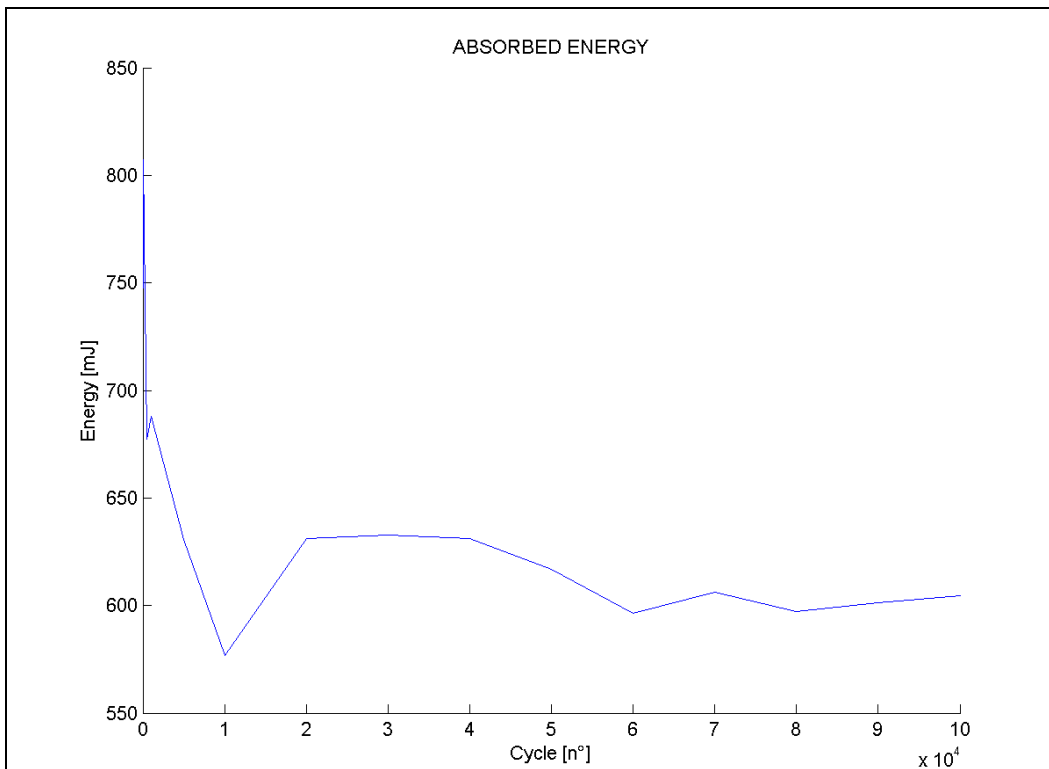


Figura 3.28. Fondello Blaze: andamento dell'energia assorbita nel secondo blocco di fatica.

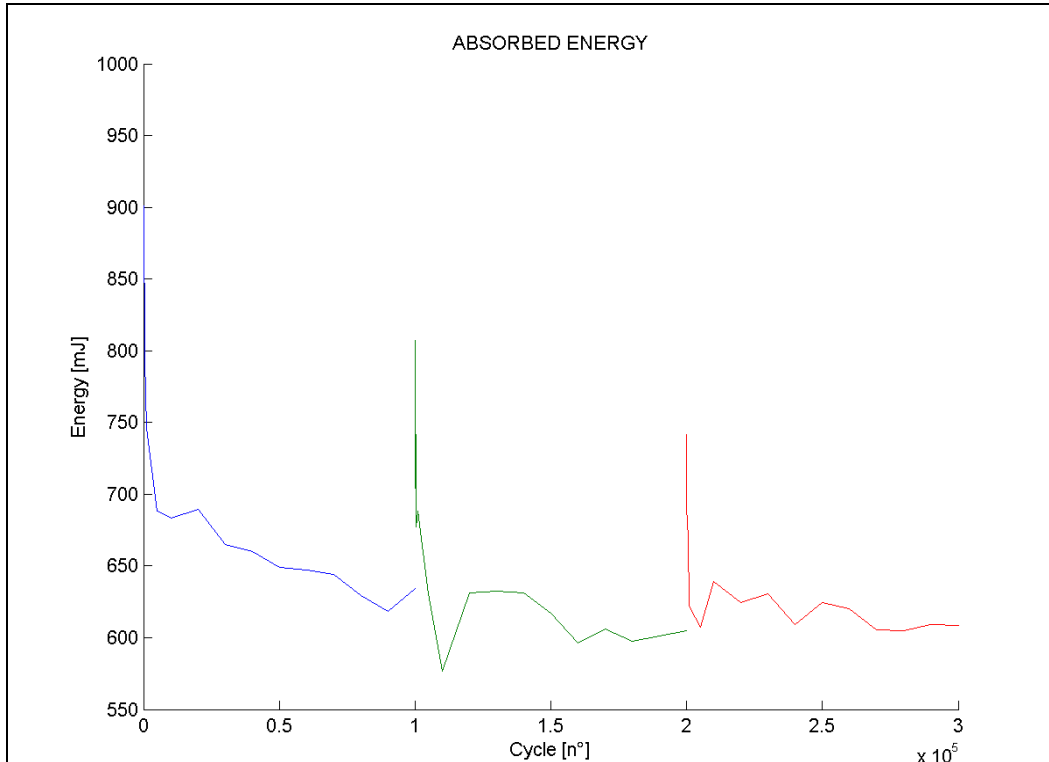


Figura 3.29. Fondello Blaze: andamento dell'energia assorbita per i tre blocchi di fatica.

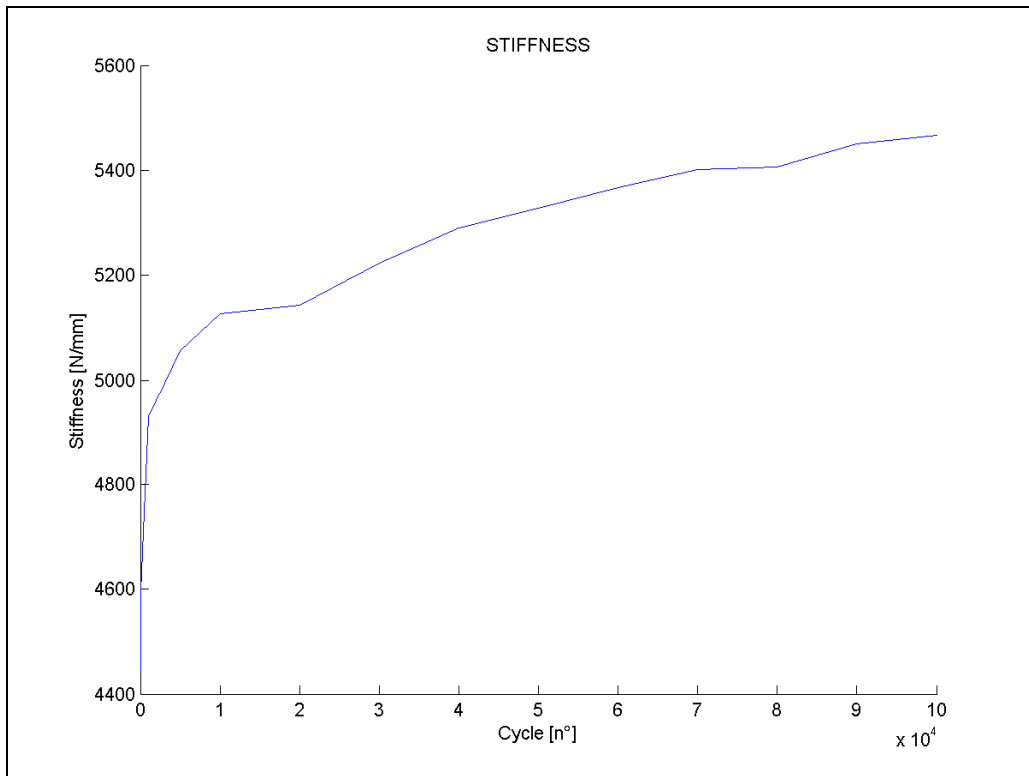


Figura 3.30. Fondello Blaze: andamento della rigidezza (stiffness) nel secondo blocco di fatica.

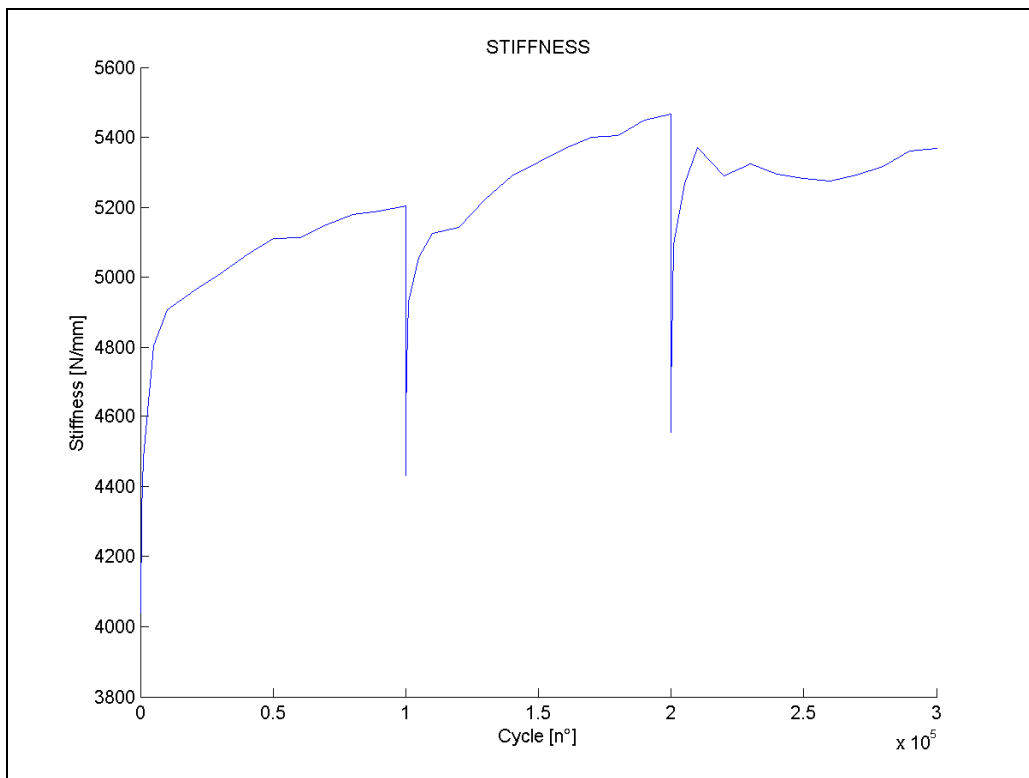
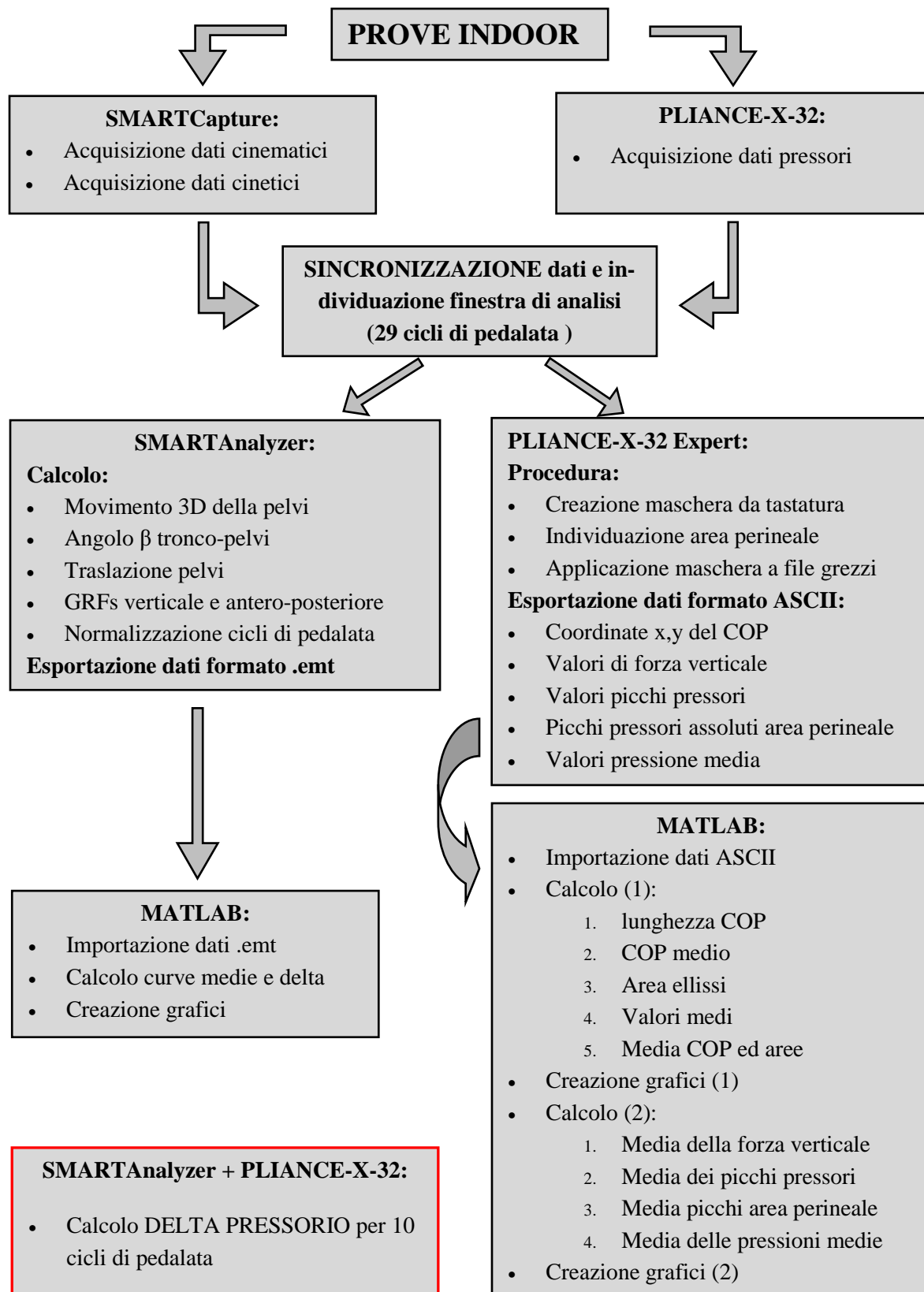
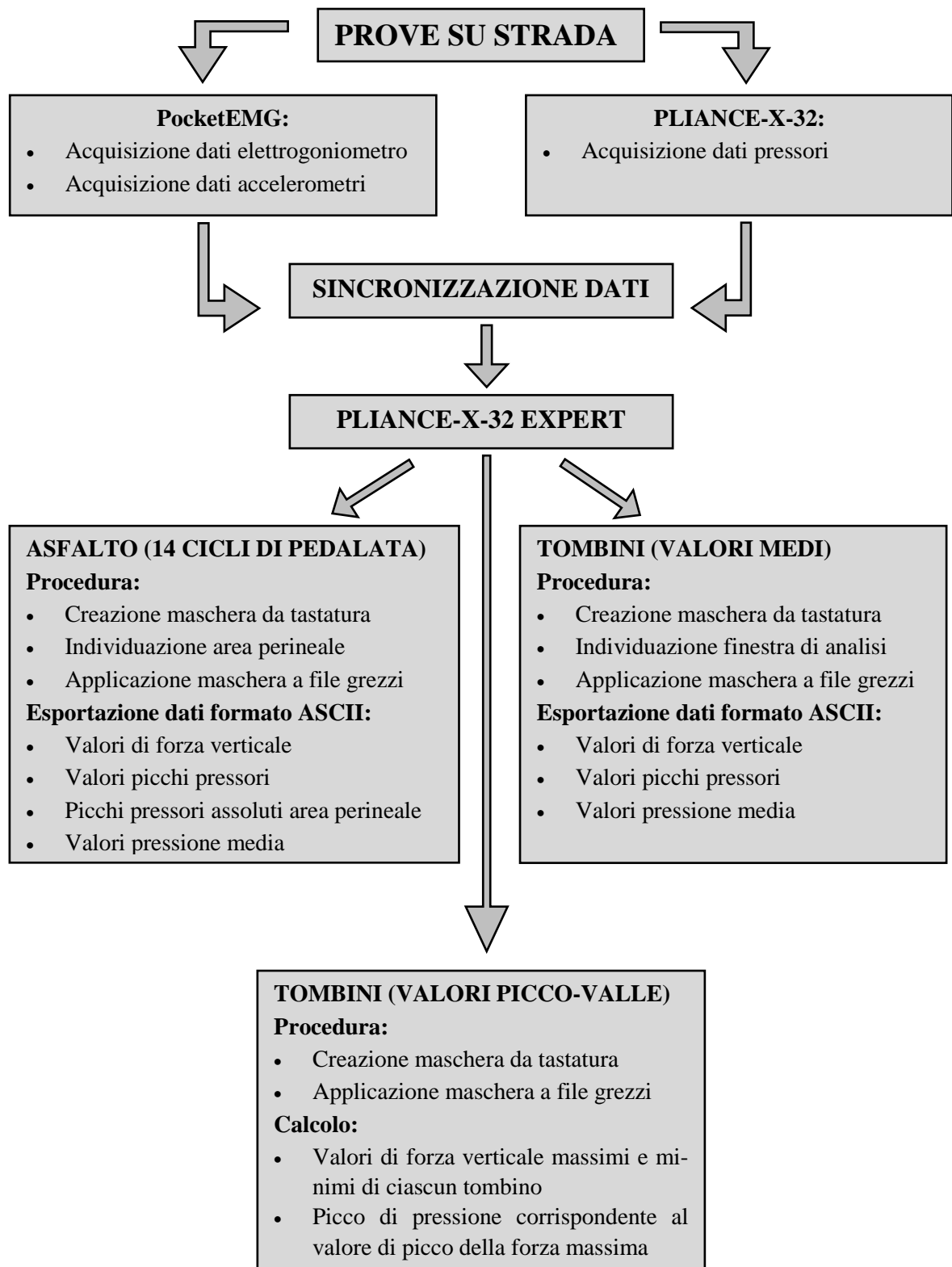


Figura 3.31. Fondello Blaze: andamento della rigidezza (stiffness) nei tre blocchi di fatica.

3.10 Analisi dati: diagrammi riassuntivi





CARATTERIZZAZIONE A FATICA



MACCHINA ASSIALE 858 MTS Mini Bionix II



MTS Station Manager:

- Impostazione valori di forza del ciclo carico-scarico (4500 N/300 N)
- Impostazione frequenza di applicazione ciclo di carico-scarico (6 Hz)
- Impostazione numero di blocchi fatica (10 da 10000 cicli ciascuno)
- Impostazione salvataggio automatico valori di forza (N) e spostamento (mm) di ciascun blocco fatica in file formato .txt



MATLAB: per ciascuno dei tre blocchi di fatica

- Importazione dati .txt
- Lettura righe e colonne di ciascun file e creazione delle rispettive matrici contenenti i valori di forza e di spostamento
- Lettura matrici ed individuazione per ciascuna di specifici cicli di isteresi compresi nel range di carico-scarico imposto
- Calcolo dell'area (mJ) e della rigidezza (N/mm) per i cicli di isteresi selezionati in ciascuna matrice
- Salvataggio in una matrice dei dati dell'energia assorbita e della rigidezza per ciascun blocco (fatica1, fatica2, fatica3)
- Creazione grafico dei cicli di isteresi
- Creazione grafici dell'andamento dell'energia assorbita e della rigidezza in funzione del numero di cicli di fatica



MATLAB

- Importazione file fatica1, fatica2 e fatica3
- Grafico dell'andamento dell'energia di assorbimento dei tre blocchi di fatica in funzione del numero di cicli totali
- Grafico dell'andamento della rigidezza dei tre blocchi di fatica in funzione del numero di cicli totali

RISULTATI

4.1 Prove indoor

La velocità media totale registrata in tutte le sessioni eseguite dai nove ciclisti è stata di 29.98 ± 0.37 km/h con una potenza media misurata dal rullo RealPower di 140.1 ± 4.2 W. Di seguito si riportano i risultati cinematici, cinetici e pressori. Nella presentazione dei dati il fondello Blaze è nominato F1, il fondello Tour F2 e il fondello Multi-D F3. Le 4 prove eseguite da ciascun ciclista con il modello Blaze sono state nominate di conseguenza F1.1, F1.2, F1.3 e F1.4; F2.1, F2.2, F2.3 e F2.4 quelle fatte con il modello Tour; F3.1, F3.2, F3.3 e F3.4 quelle eseguite con il modello Multi-D. I dati sono presentati come media e deviazione standard e la significatività statistica ($p < 0.05$) è indicata da linee orizzontali poste sopra gli istogrammi.

4.1.1 Cinematica e cinetica

La figura 4.1 riporta per ciascun fondello i valori medi dell'escursione angolare di tilt pelvico, obliquità pelvica, rotazione pelvica e angolo β mediati su tutti i ciclisti dopo 5 minuti dall'inizio della prova di 10 chilometri.

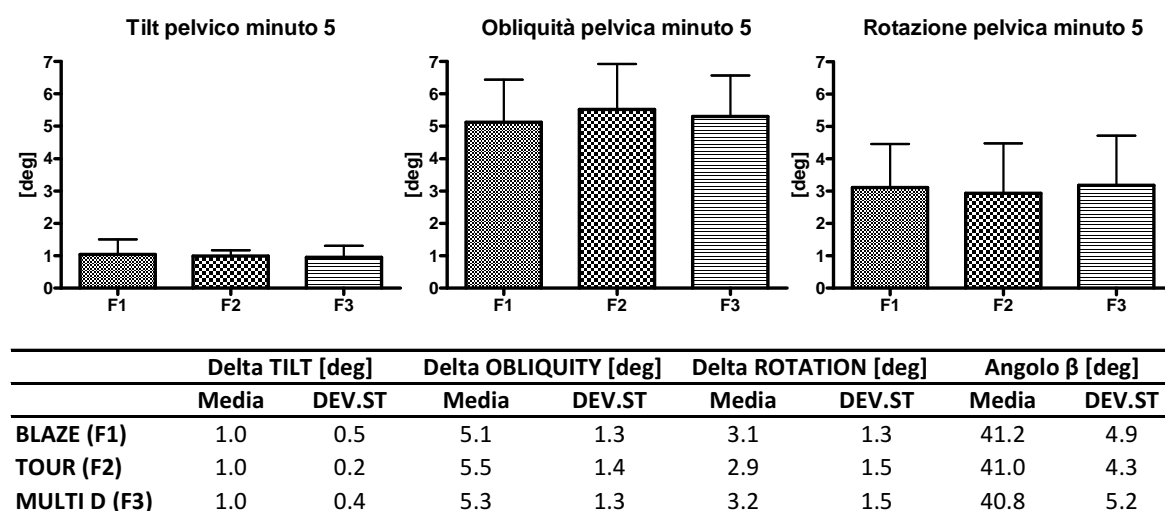


Figura 4.1. Escursione angolare media dei parametri cinematici al minuto 5: confronto tra i 3 fondelli.

Nella figura 4.2 si riportano i valori medi degli stessi parametri, relativi però al minuto 20. Infine i valori in figura 4.3 sono ottenuti calcolando per ciascun ciclista e per ciascun tipo di fondello la media di ogni parametro tra le 4 registrazioni (al minuto 5, 10, 15, 20) e poi la media delle medie dei nove ciclisti.

Per ciascuna delle variabili cinematiche dipendenti e' stata eseguita l'analisi della varianza per misure ripetute. Il livello di significatività è stato posto a $p < 0.05$ e, se raggiunto, si è eseguito un post hoc con il test di Tukey. In nessun caso il confronto tra i tre modelli di fondello ha portato differenze statisticamente significative delle variabili cinematiche considerate.

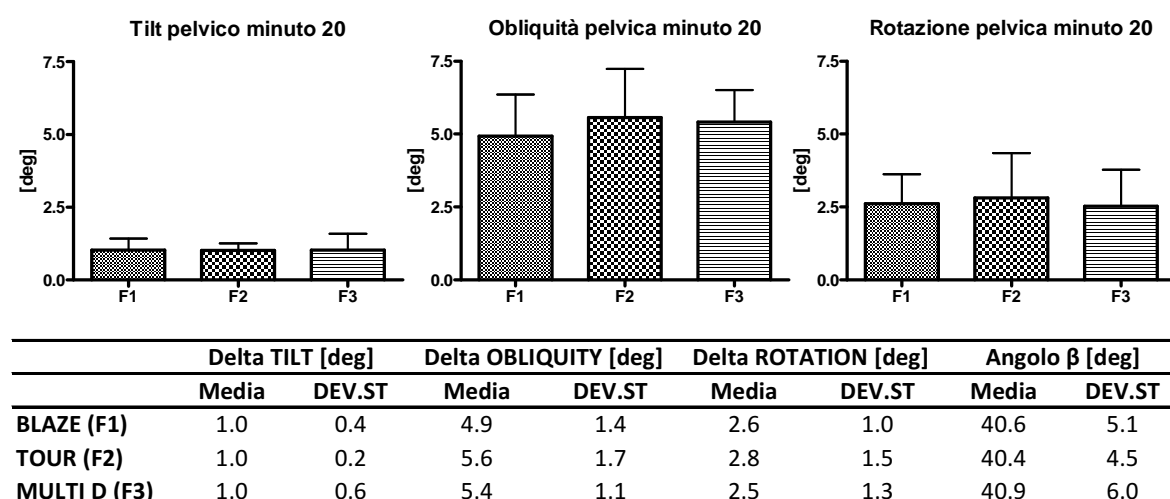


Figura 4.2. Escursione angolare media dei parametri cinematici al minuto 20: confronto tra i 3 fondelli.

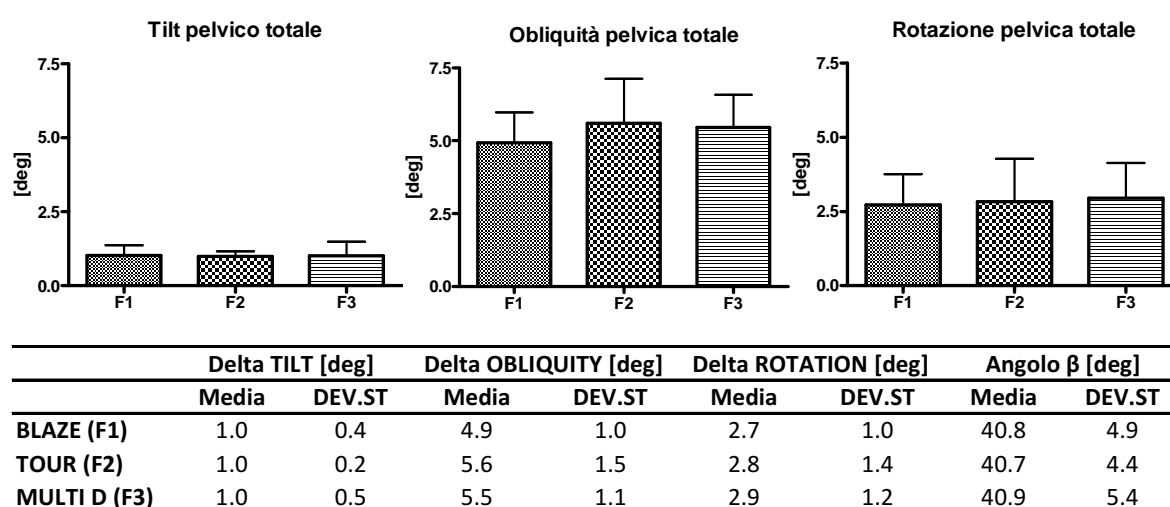


Figura 4.3. Escursione angolare dei parametri cinematici: medie complessive.

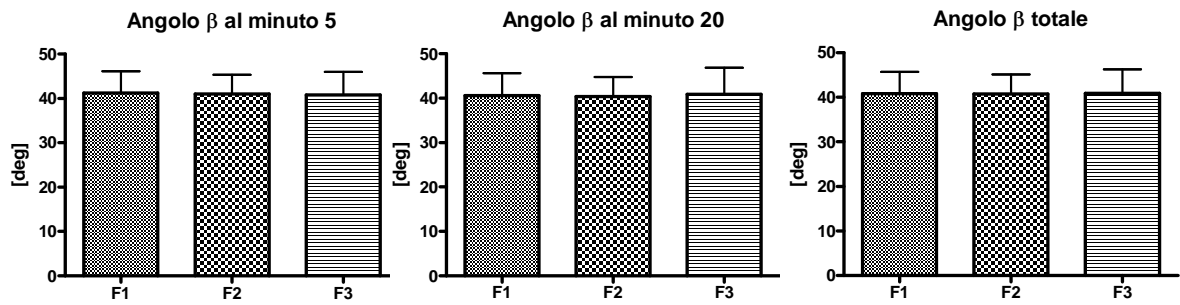
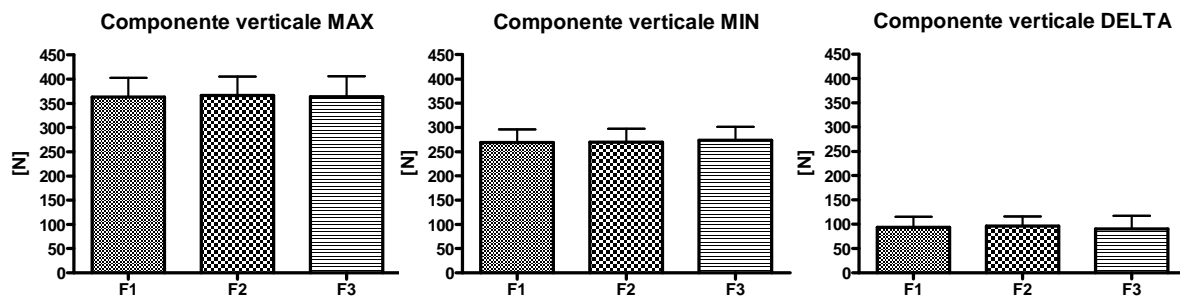


Figura 4.4. Valori medi dell'angolo β al minuto 5, al minuto 20 e totale: confronto tra i 3 fondelli.

Per quanto riguarda i parametri cinetici è stata considerata la componente verticale delle GRFs (forze di reazione al suolo) e più in particolare il suo valore massimo, il suo valore minimo e la conseguente differenza in Newton tra questi due valori. Come per i parametri cinematici sopra presentati, il confronto tra i tre fondelli è avvenuto all'inizio della prova (minuto 5), al termine (minuto 20) ed infine per ciascun ciclista è stata fatta, con ogni tipo di fondello, una media tra le 4 registrazioni (minuto 5, 10, 15, 20) e poi la media delle medie tra i ciclisti (i dati in figura 4.5 si riferiscono a quest'ultima).



	GRF componente verticale [N]					
	Max [N]		Min [N]		Delta [N]	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	362.7	40.3	269.2	26.6	93.5	22.0
TOUR (F2)	366.2	38.9	270.0	27.5	96.2	19.7
MULTID (F3)	363.9	42.2	273.6	27.3	90.3	26.9

Figura 4.5. Valori medi totali della componente verticale: confronto tra i 3 fondelli.

Il confronto statistico (analisi della varianza per misure ripetute e livello di significatività posto a $p < 0.05$) per evidenziare un possibile effetto del tipo di fondello sui parametri cinetici non ha mostrato differenze statisticamente significative per nessuno dei tre parametri (valore massimo, minimo e delta della componente verticale) né al minuto 5, né al minuto 20 né considerando tutta la durata della prova.

4.1.1.1 Cinematica e cinetica: confronto tra fondelli e slip

Come spiegato nel capitolo precedente, 4 dei 9 ciclisti, oltre alle tre prove di 10 km eseguite con i tre fondelli, hanno effettuato un'ulteriore prova di 3 minuti dove era loro richiesto di pedalare con gli slip, quindi privi di ogni tipo di imbottitura. Il confronto relativo ai parametri cinematici e cinetici (tilt pelvico, obliquità pelvica, rotazione pelvica, angolo β e componente verticale della forza di reazione al suolo) è stato fatto considerando i valori dei 29 cicli di pedalata registrati al minuto 5 per i tre fondelli e i valori dei 29 cicli di pedalata registrati al minuto 3 nella sessione effettuata indossando gli slip.

L'analisi statistica (analisi della varianza per misure ripetute con livello di significatività posto a $p < 0.05$) non ha evidenziato differenze statisticamente significative per nessuna delle variabili dipendenti analizzate.

4.1.2 *Centro di pressione (COP)*

I valori relativi alla lunghezza della traiettoria percorsa dal centro di pressione (COP) al minuto 5 sono stati i seguenti: 1243 ± 299.4 mm per il modello Blaze (F1), 1279 ± 259.5 mm per il modello Tour (F2) e 1271 ± 334.7 per il modello Multi-D (F3). Al minuto 20 la lunghezza del COP calcolata è stata 1365 ± 317.4 mm per F1, 1310 ± 310.1 mm per F2 e 1348 ± 330.9 mm per F3. La media totale che considera la media tra tutte e 4 le acquisizioni per ciascun fondello ha prodotto i seguenti risultati: 1295 ± 301.9 mm per F1, 1300 ± 289.4 mm per F2 e 1321 ± 326.9 mm per F3 (figura 4.6).

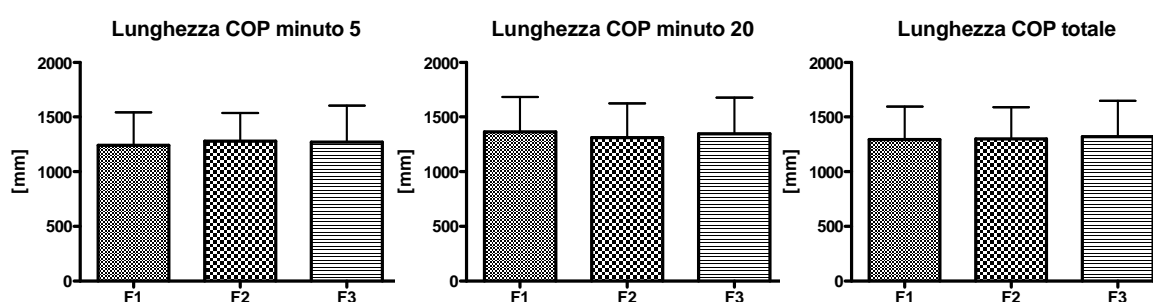


Figura 4.6. Valori medi della lunghezza del COP al minuto 5, al minuto 20 e totale: confronto tra i 3 fondelli.

L'analisi della varianza per misure ripetute ha evidenziato come in nessuna delle tre condizioni (minuto 5, 20 e media totale) c'è stata una variazione statisticamente significativa della lunghezza della traiettoria del centro di pressione nel confronto tra i tre fondelli.

In figura 4.7 si riporta il confronto della lunghezza del COP all'inizio (minuto 5) e alla fine (minuto 20) della prova per ciascun fondello. Il test t di Student a due code per campioni appaiati ha evidenziato una differenza statistica ($p < 0.05$) per il modello Blaze (F1) con lunghezza del COP al minuto 5 inferiore rispetto a quella evidenziata al minuto 20. Per gli altri due modelli non si sono registrate differenze statisticamente significative.

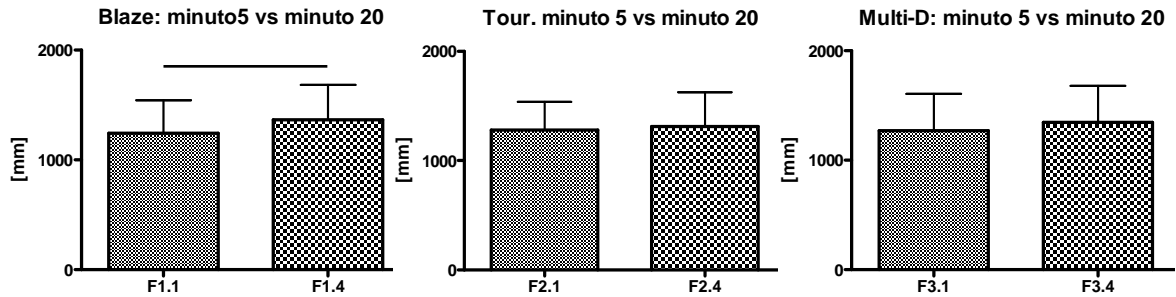


Figura 4.7. Confronto lunghezza traiettoria COP al minuto 5 e al minuto 20 per ogni singolo fondello.

Il fattore tempo e il fattore fondello non hanno avuto alcun effetto significativo sulla variazione antero-posteriore della posizione del centro di pressione medio registrato durante le prove.

Il confronto (analisi della varianza per misure ripetute) del valore medio (minuto 5, minuto 20 e media totale tra minuto 5, 10, 15, 20) dell'area dell'ellisse avente come origine il COP medio, come asse maggiore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ordinata, e come asse minore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ascissa, non ha evidenziato differenze statisticamente significative tra i 3 modelli di fondello. Lo stesso risultato si è ottenuto confrontando i valori dell'area dell'ellisse avente come origine sempre il COP medio ma come assi rispettivamente il valore medio sommato a due volte il valore della corrispettiva deviazione standard.

In figura 4.8 si riporta il confronto per lo stesso fondello dell'area, calcolata come media totale tra le 4 acquisizioni (minuto 5, minuto 10, minuto 15 e minuto 20), ottenuta con i due metodi descritti nel capitolo 3. Il test t di Student a due code per campioni appaiati ha evidenziato una differenza statistica ($p < 0.05$) per tutti e tre i fondelli con i valori dell'area calcolati utilizzando la deviazione standard inferiori ai valori dell'area calcolati utilizzando i valori massimi e minimi del COP in ascissa e ordinata.

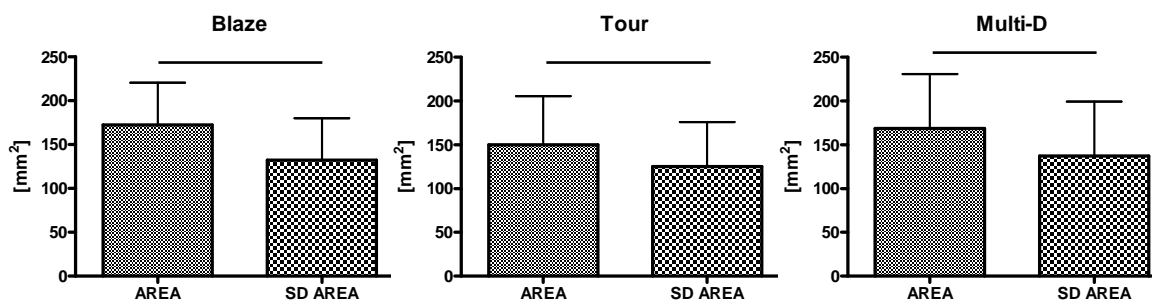


Figura 4.8. Confronto dell'area delle ellissi calcolate con i due metodi: media tra le 4 acquisizioni (minuto 5, minuto 10, minuto 15, minuto 20) per ciascun fondello.

4.1.2.1 Centro di pressione (COP): confronto tra fondelli e slip

I risultati relativi alla lunghezza della traiettoria percorsa dal centro di pressione (COP) al minuto 5 delle 3 prove eseguite con i fondelli e dell'ulteriore prova con gli slip sono riportati in figura 4.9. L'analisi della varianza per misure ripetute ha evidenziato delle differenze statisticamente significative ($p < 0.05$) e più in particolare il post hoc di Tukey ha dimostrato che la traiettoria del COP nelle prove con gli slip si è rivelata più lunga delle traiettorie del COP nelle prove con i tre fondelli ($p < 0.05$).

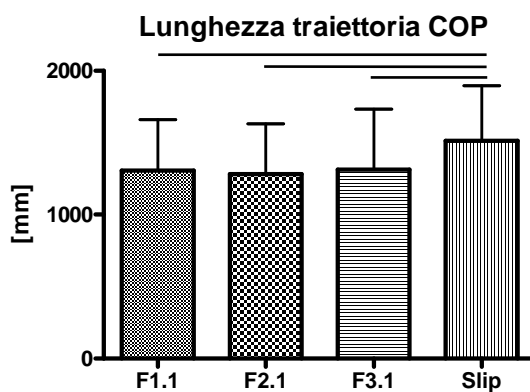


Figura 4.9. Lunghezza della traiettoria del COP al minuto 5: confronto tra fondelli e slip.

Il confronto statistico tra i fondelli e gli slip non ha condotto a differenze significative per quanto riguarda lo spostamento antero-posteriore del COP come pure per il valore dell'area dell'ellisse calcolato con i due metodi già ampiamente descritti.

4.1.3 Valori pressori su tutta la superficie della sella

La figura 4.10 riporta i valori medi della forza verticale (integrale della pressione sulla superficie della sella) nel confronto tra i 9 ciclisti al minuto 5, al minuto 20 e per la media totale delle 4 acquisizioni (minuto 5, minuto 10, minuto 15, minuto 20).

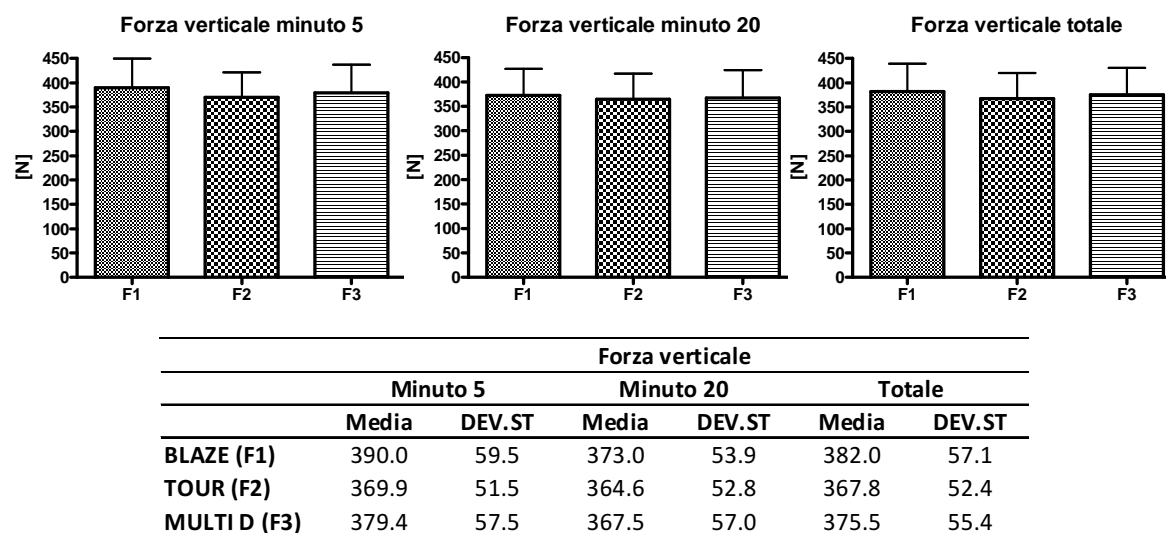


Figura 4.10. Valori medi della forza verticale al minuto 5, al minuto 20 e totale: confronto tra i 3 fondelli.

La figura 4.11 e 4.12 riportano gli stessi valori medi, riferiti però rispettivamente alla pressione massima e alla pressione media, calcolati anche in questo caso al minuto 5, al minuto 20 e facendo una media totale riferita a tutte e 4 le acquisizioni per ciascuna sessione di pedalata con i diversi fondelli.

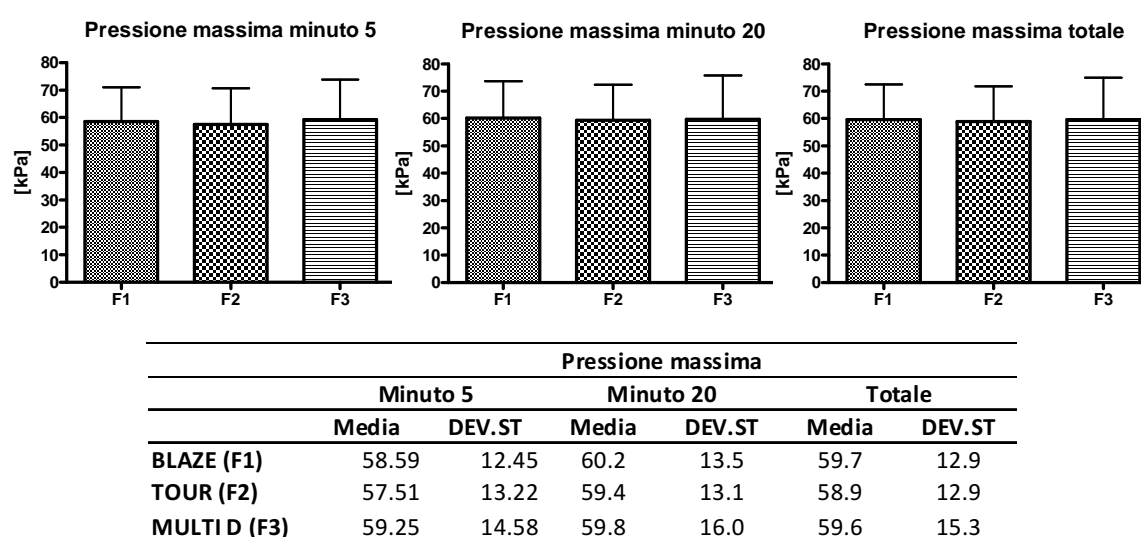


Figura 4.11. Valori medi della pressione massima al minuto 5, al minuto 20 e totale: confronto tra i 3 fondelli.

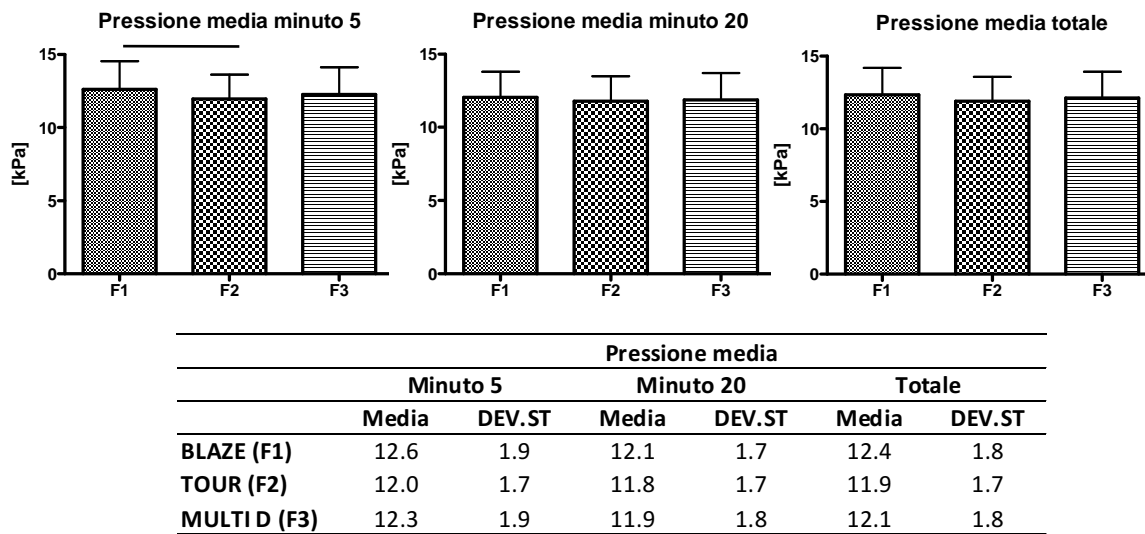


Figura 4.12. Valori medi della pressione media al minuto 5, al minuto 20 e totale: confronto tra i 3 fondelli.

4.1.3.1 Valori pressori su tutta la superficie della sella: confronto tra fondelli e slip

Il confronto tra slip e fondelli al minuto 5 (figura 4.13) ha evidenziato un valore medio di forza verticale maggiore ($p < 0.05$) per il fondello F1 Blaze (385.5 ± 70.09 N) rispetto agli slip (356.9 ± 70.38 N), un valore medio di pressione massima maggiore ($p < 0.05$) per gli slip (63.39 ± 20.09 kPa) rispetto al fondello F2 Tour (53.96 ± 15.40 kPa) e un valore medio di pressione media maggiore ($p < 0.05$) per il fondello F1 Blaze (12.46 ± 2.26 kPa) rispetto agli slip (11.54 ± 2.27 kPa).

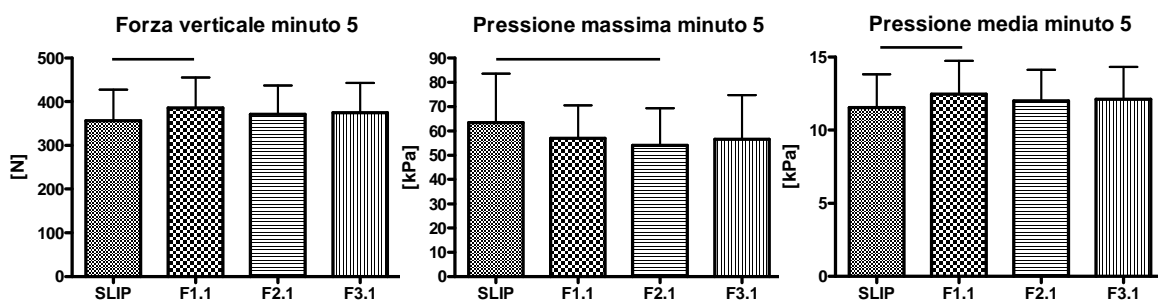


Figura 4.13. Valori medi della forza verticale, della pressione massima e della pressione media al minuto 5: confronto tra fondelli e slip.

4.1.4 Pressioni massime nella zona perineale

Come spiegato nel capitolo 3, dopo aver determinato l'area perineale, si è individuato per ciascuna cella il picco di pressione assoluto tra i 29 cicli analizzati; successivamente si è calcolata la media dei 10 picchi individuati essendo l'area perineale costituita da 10 celle. Questa procedura è stata seguita per ognuna delle 4 acquisizioni di ciascun fondello. In figura 4.14 si riportano i valori medi registrati al minuto 5, al minuto 20 e i valori mediati delle 4 acquisizioni. L'analisi della varianza per misure ripetute non ha prodotto differenze statisticamente significative ($p > 0.05$) tra i valori registrati per i tre modelli di fondello.

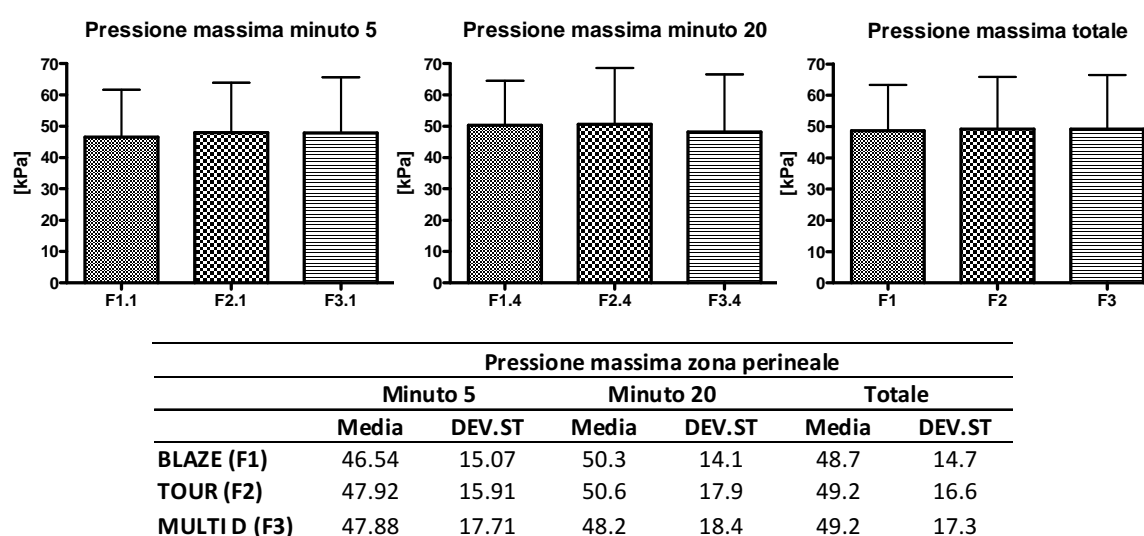


Figura 4.14. Valori medi della pressione massima al minuto 5, al minuto 20 e totale registrata nelle 10 celle che definiscono la zona perineale: confronto tra i 3 fondelli.

Per ciascun fondello si è confrontata la media delle pressioni massime assolute registrate in ciascuna delle 10 celle rappresentanti la zona perineale, al minuto 5 e al minuto 20 (figura 4.15). Il test t di Student a due code per campioni appaiati ha evidenziato una differenza statistica ($p < 0.05$) per il modello Blaze con un valore al minuto 5 di 46.54 ± 15.07 kPa e al minuto 20 di 50.31 ± 14.12 kPa. Per il fondello Tour e Multi-D non si sono registrate differenze statisticamente significative ($p > 0.05$).

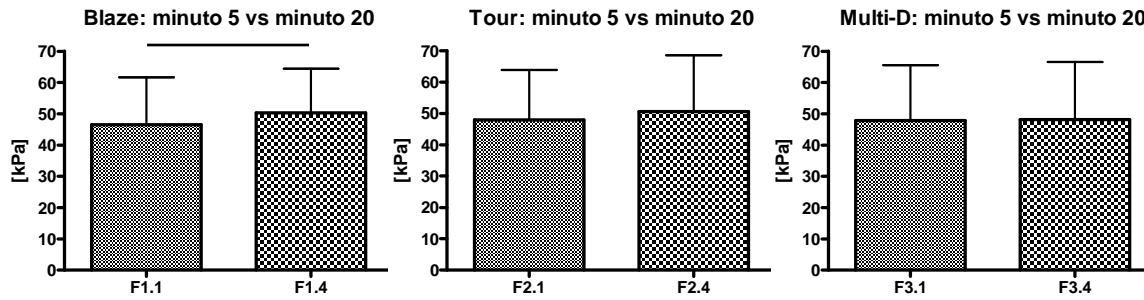


Figura 4.15. Confronto valori medi della pressione massima perineale al minuto 5 e al minuto 20 per ciascun fondello: Blaze (F1), Tour (F2) e Multi-D (F3).

4.1.4.1 Pressioni massime nella zona perineale: confronto tra fondelli e slip

Per determinare i valori riportati in figura 4.16 è stato scelto il valore pressorio massimo tra le celle comprendenti la zona perineale che contenessero la traiettoria del COP nella pedalata con gli slip. Successivamente si è considerato il valore pressorio massimo della stessa cella, ma nelle prove di pedalata con i tre fondelli al minuto 5. I valori mediati sui 4 ciclisti sono stati i seguenti: 64.00 ± 27.58 kPa (slip), 50.00 ± 22.05 kPa (F1 Blaze), 47.75 ± 15.90 kPa (F2 Tour) e 44.75 ± 17.46 kPa (F3 Multi-D). L'analisi della varianza per misure ripetute e il test post hoc di Tukey hanno evidenziato che il valore registrato nelle sessioni con gli slip è maggiore sia del valore registrato per il fondello F1 ($p < 0.05$), che di quello registrato per il fondello F2 ($p < 0.05$) e F3 ($p < 0.05$).

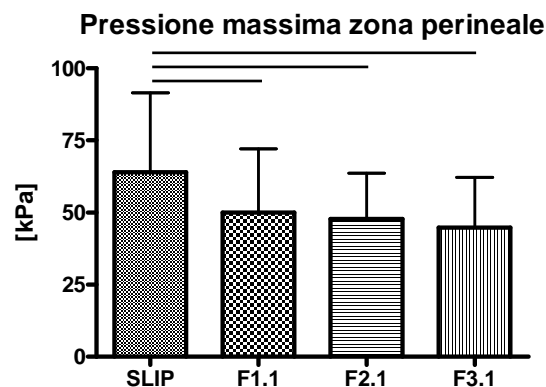


Figura 4.16. Picco pressorio della zona perineale: confronto tra slip e fondelli al minuto 5 di ogni prova.

4.1.5 Pressioni massime nel ciclo di pedalata

La figura 4.17 riporta il valore del Delta Pressorio calcolato per i tre fondelli al minuto 5 e al minuto 20. L'analisi statistica è stata fatta confrontando tutte le pedalate eseguite dai 9 ciclisti con un tipo di fondello, con quelle eseguite con gli altri due modelli, nello stesso istante temporale (al minuto 5 e al minuto 20). Nello specifico al minuto 5 l'analisi della varianza per misure ripetute non ha evidenziato differenze statisticamente significative ($p > 0.05$) tra il modello F1 Blaze (4.678 ± 9.37 kPa), il modello F2 Tour (3.128 ± 9.095 kPa) e il modello F3 Multi-D (5.717 ± 10.23 kPa). Al minuto 20 l'analisi statistica ha evidenziato differenze statisticamente significative ($p < 0.05$) tra tutti e tre i modelli con il valore più alto registrato dal modello F2 Tour (12.4 ± 12.91 kPa), seguito dal modello F3 Multi-D (8.428 ± 11.31 kPa) e infine dal modello F1 Blaze (3.628 ± 11.88 kPa).

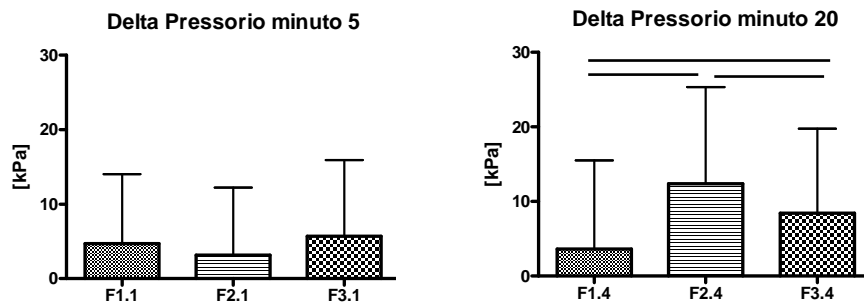


Figura 4.17. Valori medi del Delta Pressorio al minuto 5 e al minuto 20: confronto tra fondelli.

La figura 4.18 riporta invece l'andamento dei valori del Delta Pressorio misurati al minuto 5 e poi confrontati con quelli misurati al minuto 20 per ciascun tipo di fondello. Il test t di Student a due code per campioni appaiati ha evidenziato una differenza statistica ($p < 0.05$) per il modello Tour, una tendenza alla significatività per il modello Multi-D ($p = 0.06$) e nessuna differenza statistica per il modello Blaze.

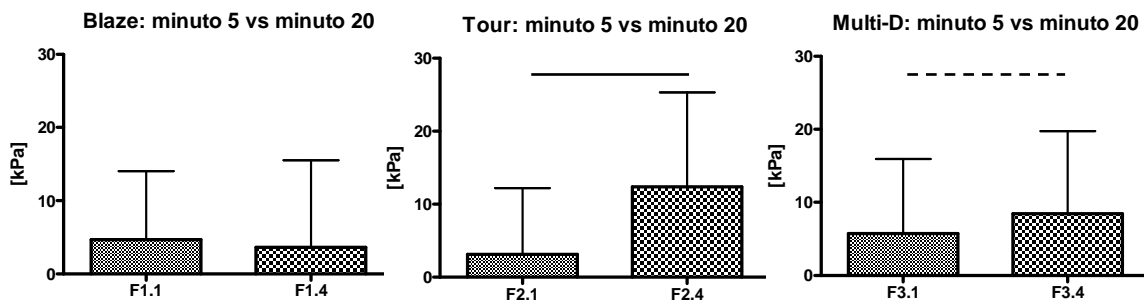


Figura 4.18. Valori medi del Delta Pressorio al minuto 5 e al minuto 20 per ciascuno dei tre fondelli. La linea tratteggiata indica una tendenza alla significatività statistica ($p = 0.06$).

4.1.5.1 Pressioni massime nel ciclo di pedalata: confronto tra fondelli e slip

La figura 4.19 riporta il confronto dei valori delle pressioni massime registrate nei 4 momenti caratteristici del ciclo di pedalata nell'utilizzo con fondello e con gli slip. In particolare si è calcolato per ciascun fondello il valore medio tra i picchi pressori massimi dei 4 momenti del ciclo di pedalata di tutte le 10 pedalate registrate al minuto 5. Allo stesso modo questo valore è stato calcolato per le 10 pedalate eseguite con gli slip indossati. Il test t di Student a due code per campioni appaiati ha evidenziato una differenza statistica ($p < 0.05$) per il modello Tour e per il modello Multi-D che hanno registrato valori inferiori di quelli registrati nelle pedalate con gli slip.

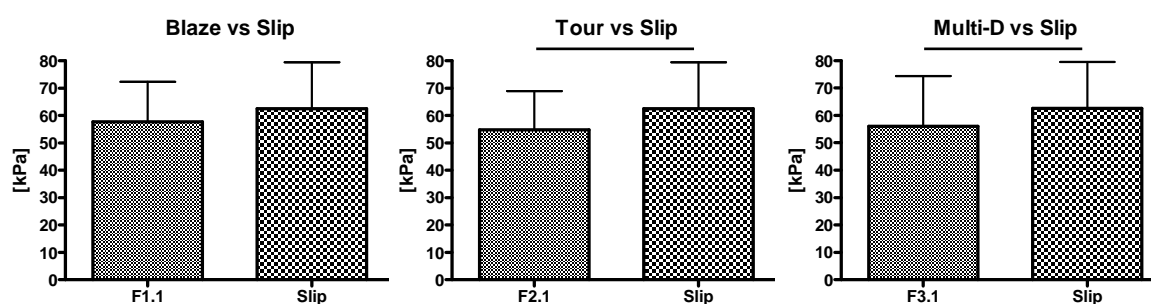


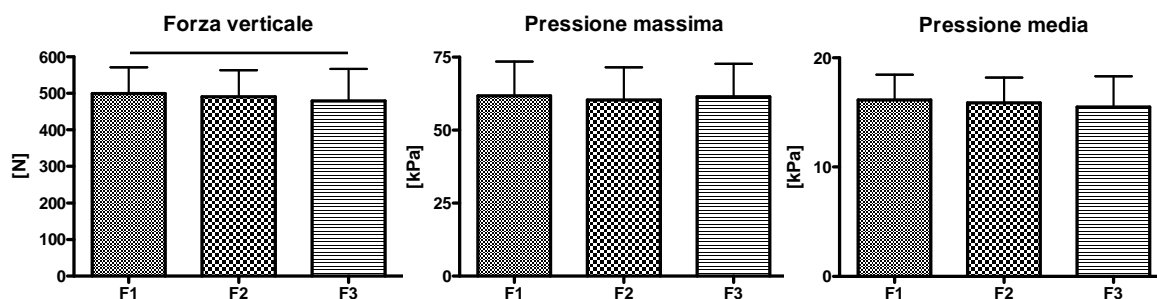
Figura 4.19. Media delle pressioni massime nel ciclo di pedalata. Confronto tra slip e fondelli.

4.2 Prove su strada

Nella presentazione dei dati, come per le prove indoor, il modello Blaze è chiamato F1, il modello Tour F2 e il modello Multi-D F3. I dati si riferiscono a 3 ciclisti, ognuno dei quali ha eseguito per ciascun fondello 5 prove di pedalata con attraversamento finale di tre tombini. L'analisi statistica è stata fatta sommando tra loro tutte le prove di pedalata e di attraversamento tombini dei 3 ciclisti e confrontandole per tipo di fondello.

4.2.1 *Valori pressori sulla superficie della sella*

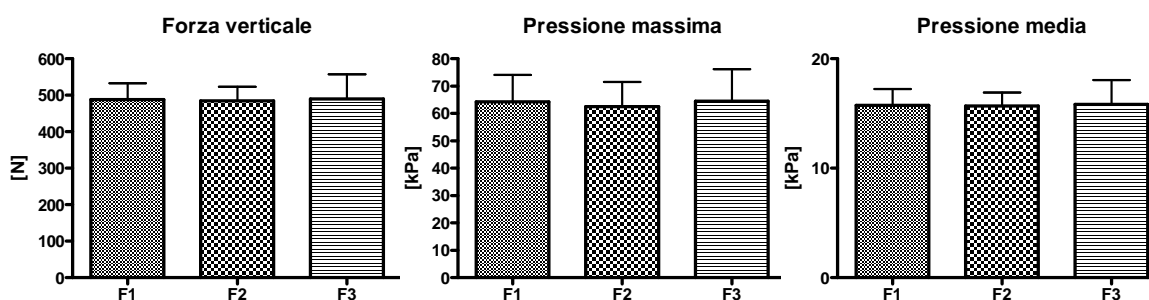
La figura 4.20 riporta i valori di forza verticale, di pressione massima e di pressione media, mediati sulle 15 pedalate effettuate con ciascun fondello. L'analisi della varianza per misure ripetute non ha evidenziato differenze statisticamente significative se non per il valore di forza verticale (integrale della pressione sulla superficie della sella) tra il modello Blaze e il modello Multi-D ($p < 0.05$).



	Valori pressori superficie sella (pedalata)					
	Forza Verticale [N]		Pressione massima [kPa]		Pressione media [kPa]	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	499.5	71.7	61.8	11.7	16.1	2.3
TOUR (F2)	491.0	71.8	60.4	11.2	15.9	2.3
MULTI-D (F3)	479.4	86.7	61.5	11.2	15.5	2.8

Figura 4.20. Pedalate su strada: valori pressori medi sulla superficie totale della sella.

In figura 4.21 si possono osservare i valori di forza verticale, di pressione massima e di pressione media riferiti all'attraversamento dei tombini. Per nessun parametro si sono osservate differenze statisticamente significative.



	Valori pressori superficie sella (tombini)					
	Forza Verticale [N]		Pressione massima [kPa]		Pressione media [kPa]	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	487.8	45.7	64.3	9.756	15.8	1.5
TOUR (F2)	484.9	38.3	62.5	9.0	15.7	1.2
MULTI-D (F3)	489.9	68.1	64.5	11.7	15.8	2.2

Figura 4.21. Passaggio tombini su strada: valori pressori medi sulla superficie totale della sella.

La figura 4.22 riporta per ciascun fondello i valori del picco di forza verticale (misurato in Newton), del picco di forza verticale normalizzato al peso del ciclista e del picco di pressione massima, calcolati mediando tutti i passaggi effettuati sui tombini dai tre ciclisti.

	Valori massimi tombini					
	Forza Verticale [N]		Forza verticale [N/BW]		Pressione massima [kPa]	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	877.0	29.4	1.30	0.06	118.7	11.1
TOUR (F2)	849.4	17.8	1.26	0.03	111.6	15.9
MULTI-D (F3)	864.8	60.3	1.28	0.07	116.8	12.8

Figura 4.22. Passaggio tombini: media dei valori massimi di forza verticale, e di pressione massima.

4.2.2 Valori pressori sulla zona perineale

I valori medi tra i picchi assoluti della pressione massima di ciascuna delle 10 celle rappresentanti la zona perineale sono stati i seguenti: 59.75 ± 10.63 kPa per il modello Blaze (F1), 59.20 ± 7.30 kPa per il modello Tour (F2) e 62.53 ± 10.82 kPa per il modello Multi-D (F3). Nessuna differenza statisticamente significativa è stata osservata nel confronto tra i tre fondelli.

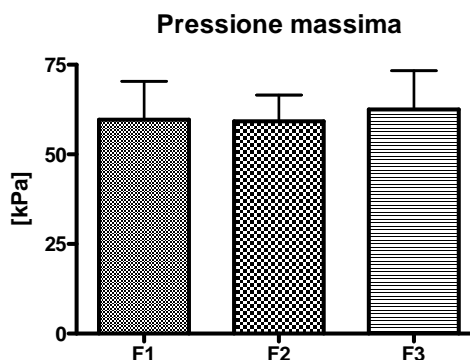


Figura 4.23. Valori medi dei picchi di pressione massima registrati nelle 10 celle che definiscono la zona perineale: confronto tra i 3 fondelli nelle prove su strada.

4.3 Confronto tra prove indoor e prove su strada

Di seguito si riportano i grafici relativi al confronto tra prove svolte su strada e prove indoor. I dati si riferiscono ai valori medi della forza verticale, della pressione massima e della pressione media su tutta la superficie della sella (figura 4.24, 4.25 e 4.26). Inoltre il confronto tra i picchi di pressione massima assoluti registrati sulla zona perineale è stato fatto anche per i valori medi (figura 4.27). Si sono confrontate le prove eseguite su strada e su rullo dagli stessi tre ciclisti che hanno utilizzato la stessa bicicletta e la stessa sella nelle 2 tipologie di prova.

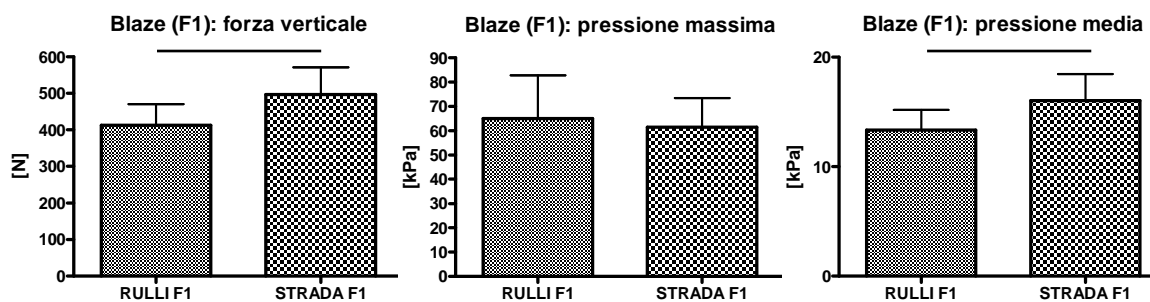


Figura 4.24. Modello Blaze: valori medi di forza verticale, pressione massima e pressione media nel confronto tra prove indoor e prove su strada.

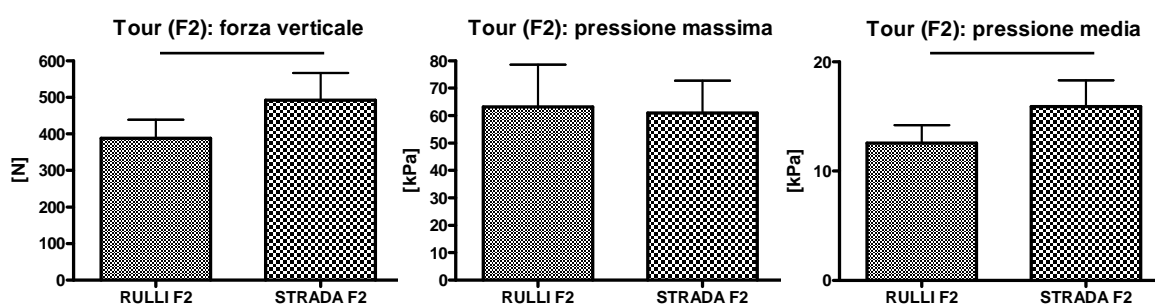


Figura 4.25. Modello Tour: valori medi di forza verticale, pressione massima e pressione media nel confronto tra prove indoor e prove su strada.

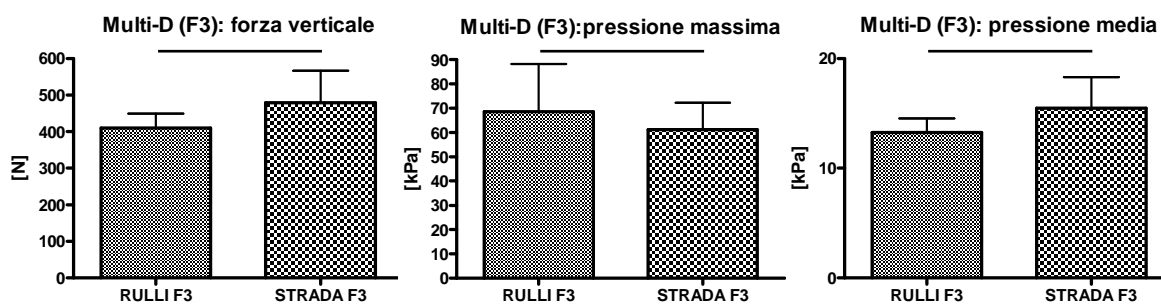


Figura 4.26. Modello Multi-D: valori medi di forza verticale, pressione massima e pressione media nel confronto tra prove indoor e prove su strada.

Il confronto statistico è stato fatto con il test t di Student per campioni appaiati a due code e il livello di significatività posto a $p < 0.05$. Per tutti e tre i fondelli la forza verticale e la pressione media sono risultate maggiori nelle prove su strada rispetto a quelle su rullo ($p < 0.05$). Il valore della pressione massima è risultato minore nelle prove su strada ma con differenza statisticamente significativa ($p < 0.05$) solo per il modello Multi-D.

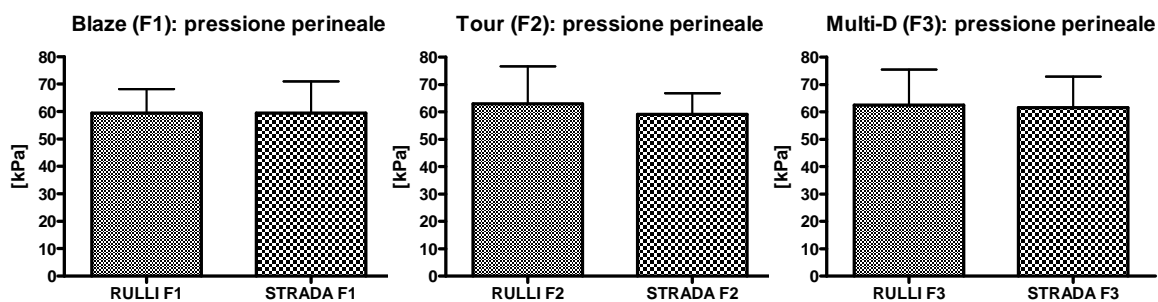
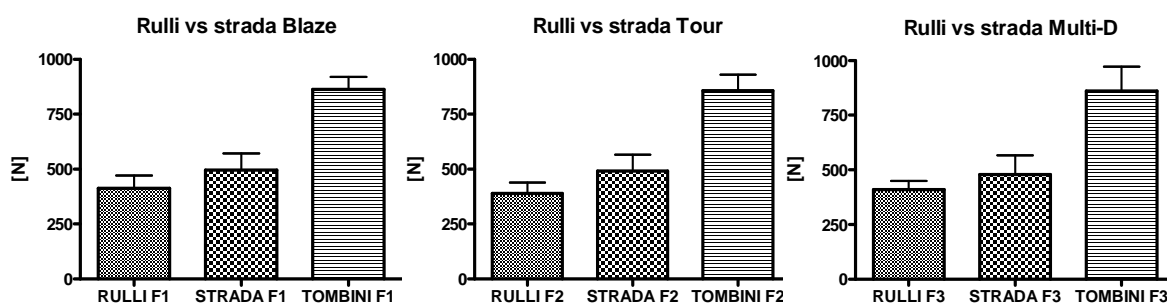


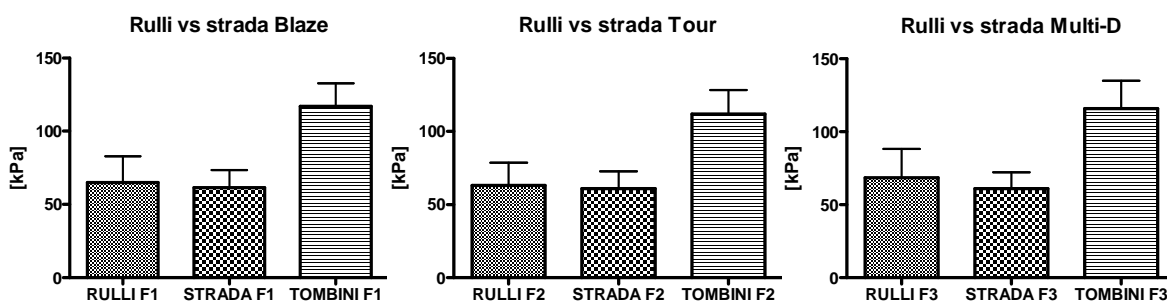
Figura 4.27. Media delle pressioni massime assolute nella zona perineale. Confronto prove indoor e prove su strada per ciascun modello.

Infine si riportano in figura 4.28 e 4.29 i valori medi di forza verticale e di pressione massima misurati su tutta la superficie della sella nelle 3 condizioni sperimentali: pedalata indoor su rullo da allenamento, pedalata su strada e attraversamento dei tombini.



	Forza verticale [N]					
	Pedalata Rulli		Pedalata Strada		Tombini	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	412.7	57.3	496.5	74.9	863.9	55.5
TOUR (F2)	388.4	50.7	492.1	74.4	857.1	72.5
MULTI D (F3)	409.7	40.2	478.8	87.2	860.1	111.7

Figura 4.28. Valori medi di forza verticale misurati nelle tre condizioni di prova per ciascun fondello.



	Pressione massima [kPa]					
	Pedalata Rulli		Pedalata Strada		Tombini	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	64.9	17.8	61.4	12.0	116.9	15.8
TOUR (F2)	63.2	15.4	61.0	11.8	112.0	16.3
MULTI D (F3)	68.6	19.6	61.2	11.1	115.8	19.2

Figura 4.29. Valori medi di pressione massima misurati nelle tre condizioni di prova per ciascun fondello.

4.4 Caratterizzazione a fatica dei fondelli

Nella figura 4.30 si riportano per ciascun fondello testato il valore massimo, medio e minimo di energia assorbita durante l'esecuzione di ognuno dei 3 blocchi di fatica strutturati, come spiegato nel capitolo 3, in 100000 cicli di carico/scarico (4500-300N) ad una frequenza di 6Hz. Le figure successive (dalla figura 4.31 alla figura 4.40) visualizzano l'andamento della curva dell'energia assorbita in funzione del numero di cicli e gli istogrammi per un confronto visivo dei valori massimi, minimi e medi dell'energia di assorbimento di ciascun fondello ed il successivo confronto tra i tre modelli.

	Energia assorbita [mJ]								
	Fatica1			Fatica2			Fatica3		
	Max	Media	Min	Max	Media	Min	Max	Media	Min
BLAZE (F1)	969.2	720.2	618.4	807.3	646.0	576.8	741.9	639.1	604.6
TOUR (F2)	914.8	698.2	628.0	704.5	620.9	566.2	786.1	626.4	566.6
MULTI D (F3)	1131.4	847.4	718.6	862.1	727.3	673.6	953.7	725.5	646.7

Figura 4.30. Valori dell'energia assorbita riferiti ai tre modelli di fondello.

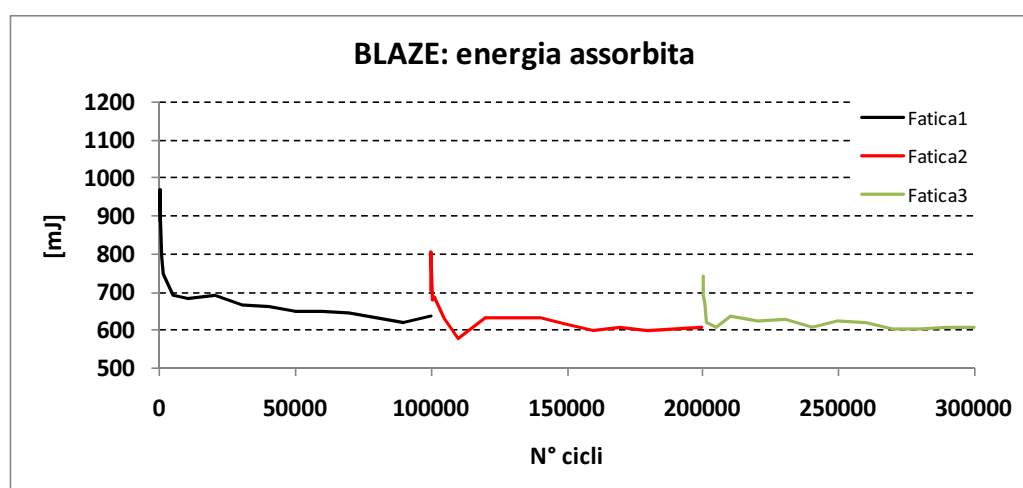


Figura 4.31. Fondello Blaze: andamento dell'energia assorbita in funzione del numero di cicli.

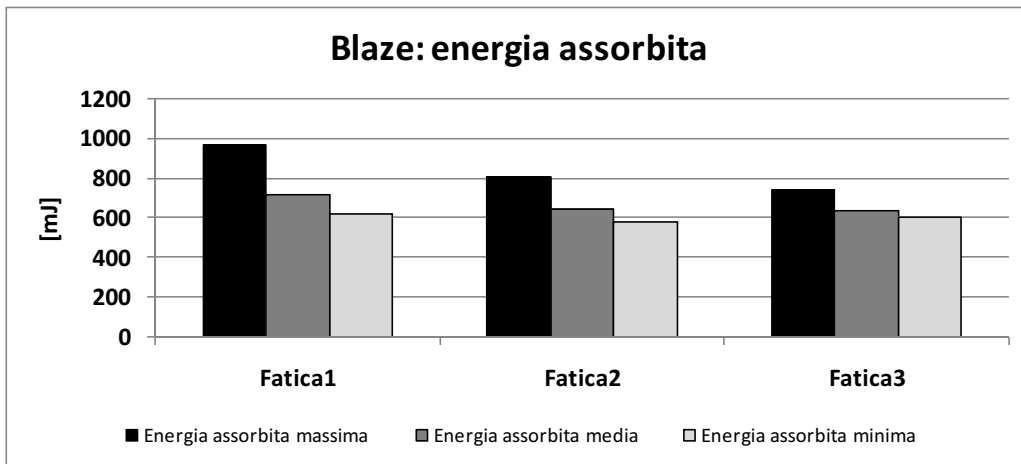


Figura 4.32. Fondello Blaze: energia assorbita massima, media e minima per i tre blocchi di fatica.

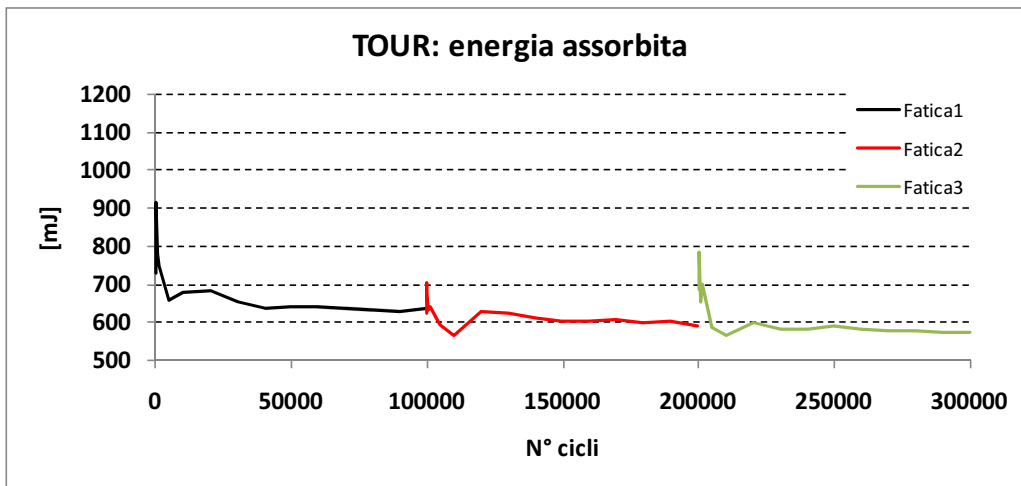


Figura 4.33. Fondello Tour: andamento dell'energia assorbita in funzione del numero di cicli.

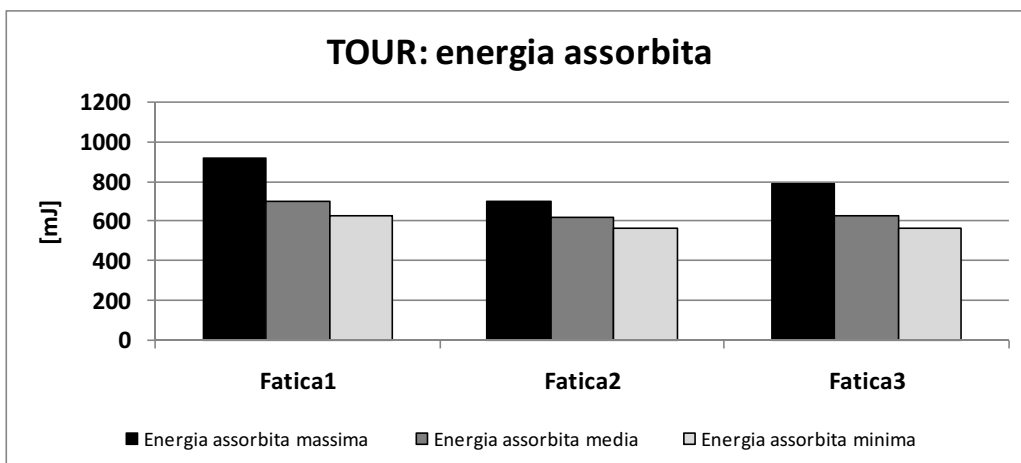


Figura 4.34. Fondello Tour: energia assorbita massima, media e minima per i tre blocchi di fatica.

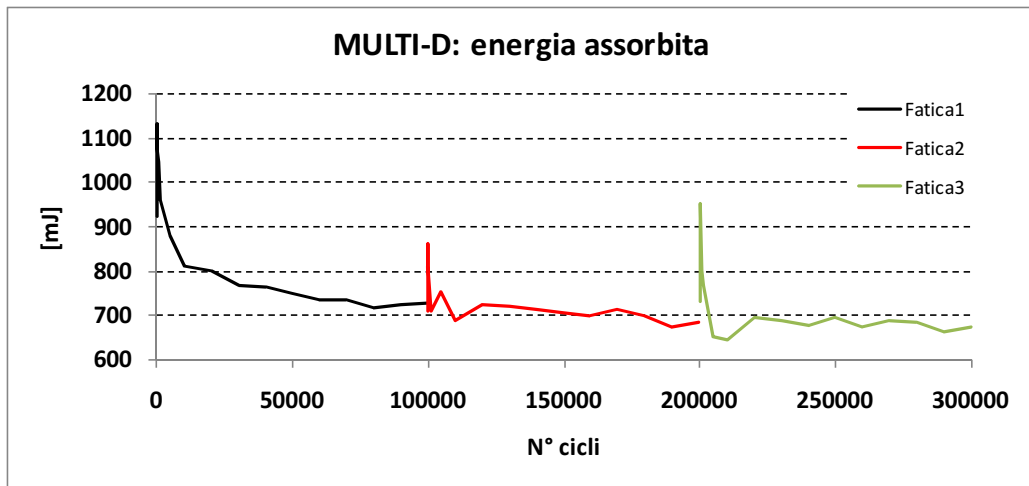


Figura 4.35. Fondello Multi-D: andamento dell'energia assorbita in funzione del numero di cicli.

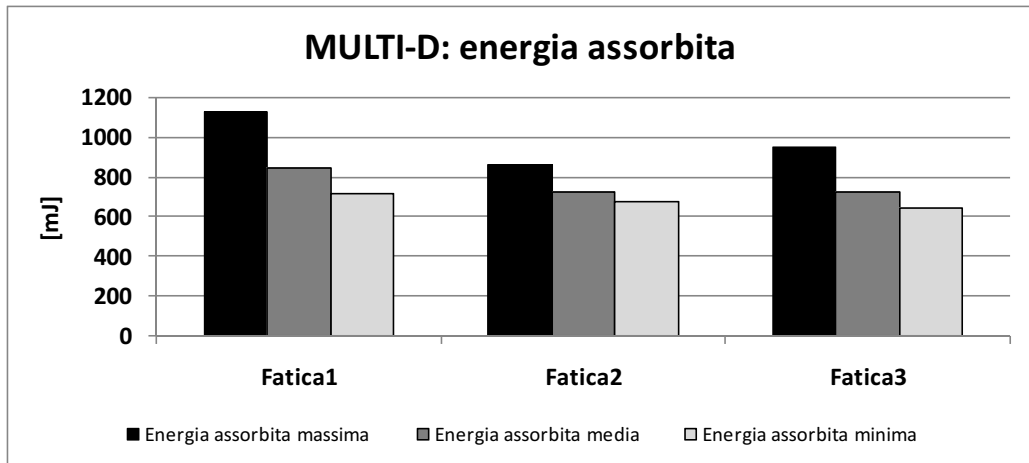


Figura 4.36. Fondello Multi-D: energia assorbita massima, media e minima per i tre blocchi di fatica.

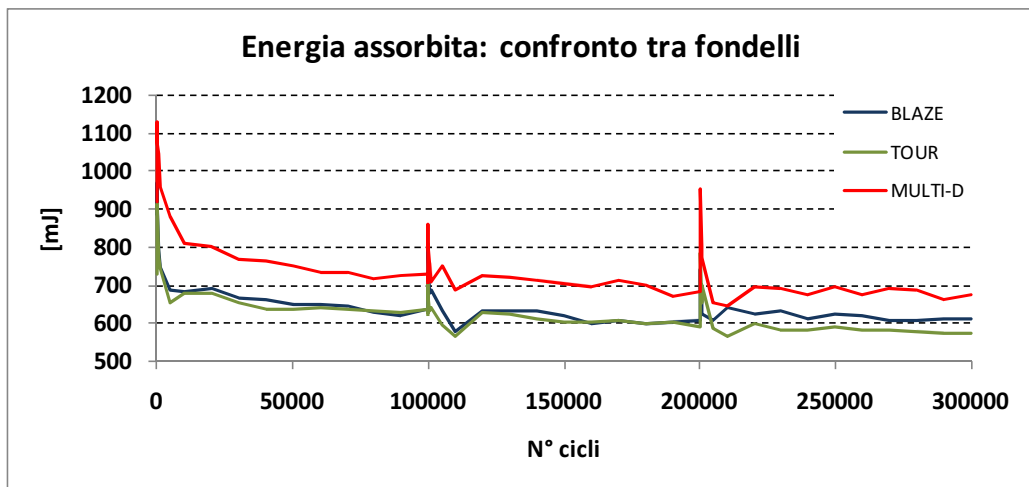


Figura 4.37. Andamento della rigidezza in funzione del numero dei cicli di fatica: confronto tra fondelli.

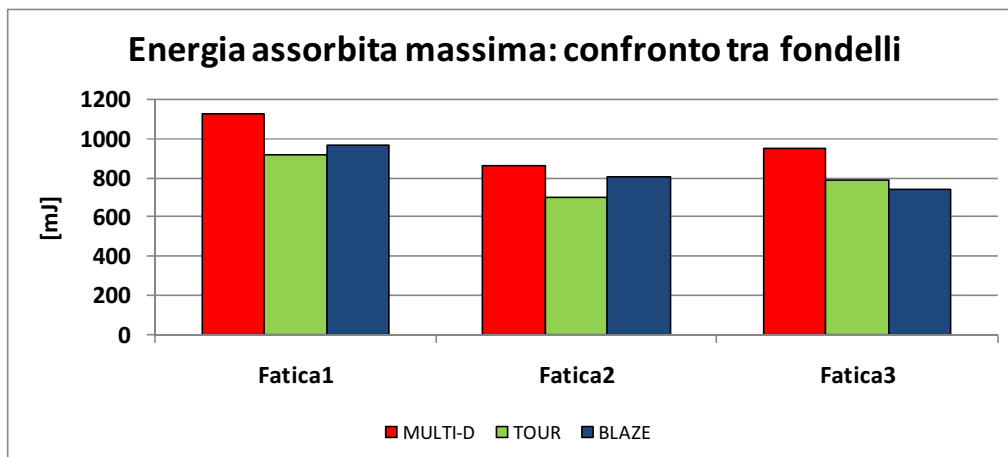


Figura 4.38. Confronto tra fondelli del valore massimo di energia assorbita per ciascun blocco di fatica.

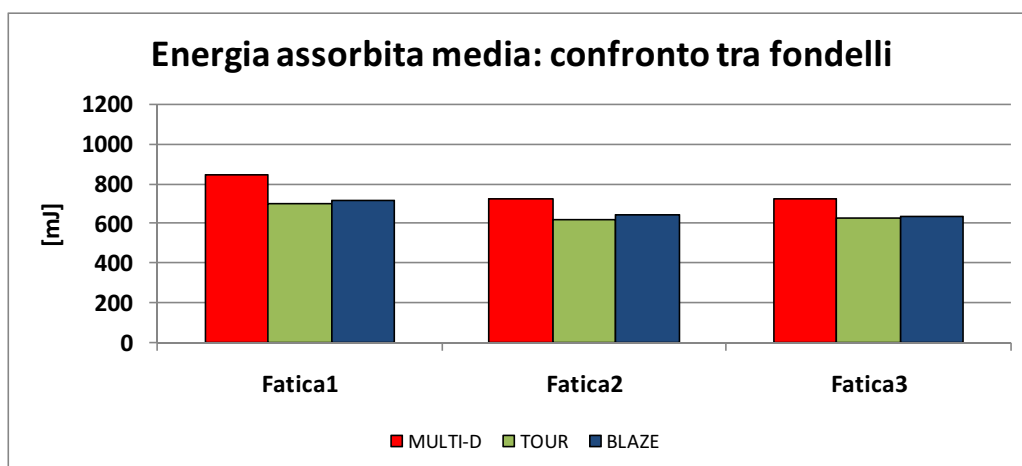


Figura 4.39. Confronto tra fondelli del valore medio di energia assorbita per ciascun blocco di fatica.

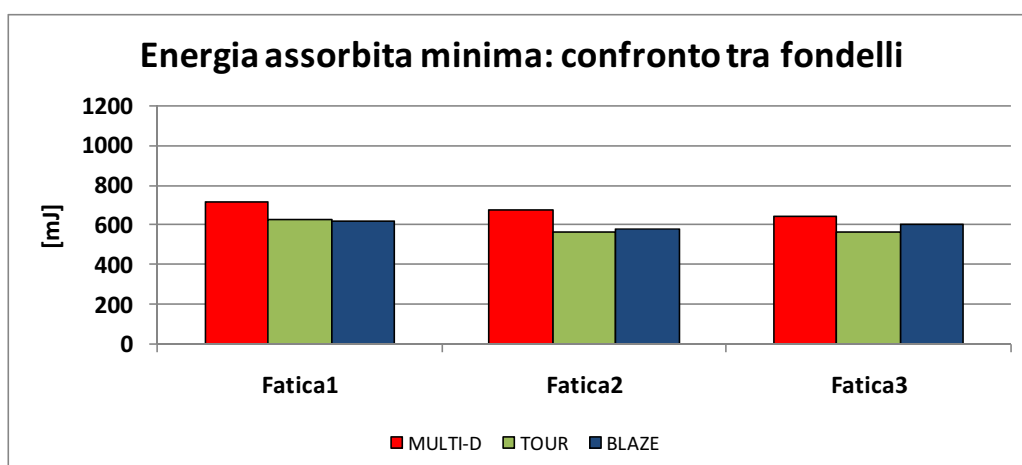


Figura 4.40. Confronto tra fondelli del valore minimo di energia assorbita per ciascun blocco di fatica.

Infine si riporta l'andamento della rigidità per i tre blocchi di fatica dei tre fondelli testati

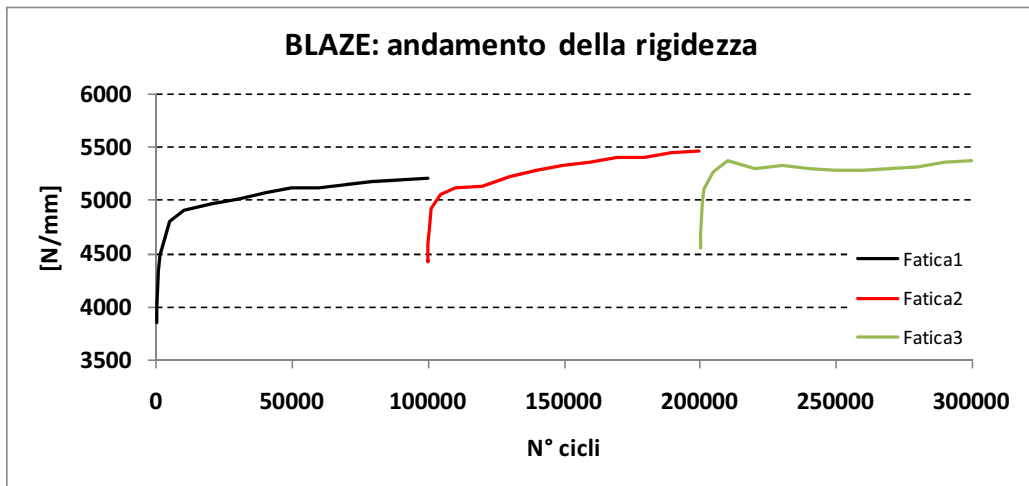


Figura 4.41. Fondello Blaze: andamento della rigidezza in funzione del numero dei cicli di fatica.

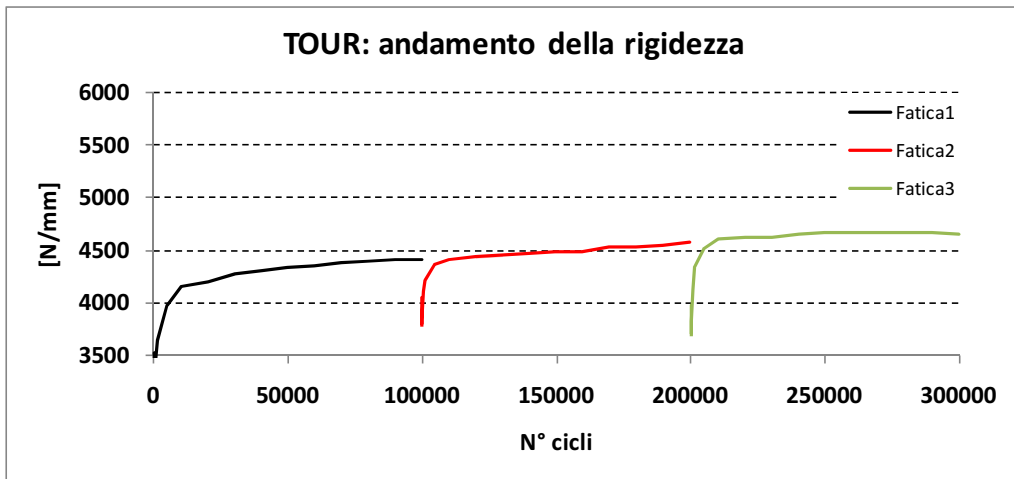


Figura 4.42. Fondello Tour: andamento della rigidezza in funzione del numero dei cicli di fatica.

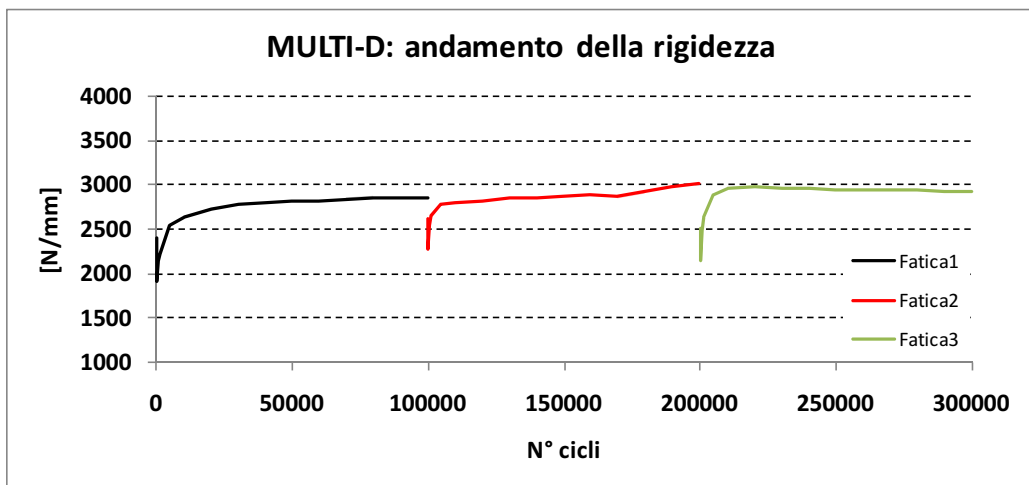


Figura 4.43. Fondello Multi-D: andamento della rigidezza in funzione del numero dei cicli di fatica.

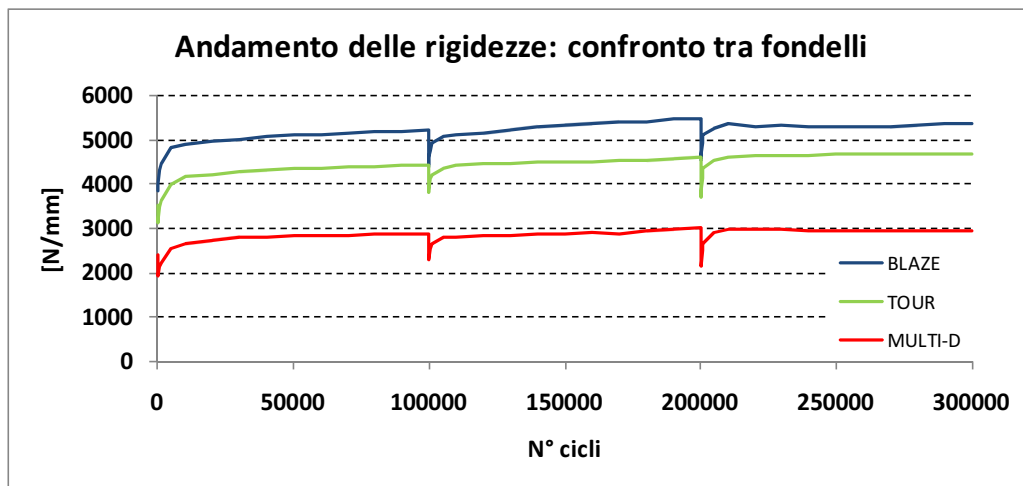


Figura 4.44. Andamento della rigidezza in funzione del numero dei cicli di fatica: confronto tra fondelli.

DISCUSSIONE

5.1 Prove svolte: confronto con la letteratura

Una persona che decide di avvicinarsi al ciclismo su strada necessita inizialmente di un periodo di adattamento, dovuto alla posizione che la bicicletta stessa gli impone. Infatti la postura aerodinamica con un'accentuata inclinazione del busto in avanti, che arriva ad essere quasi parallelo al suolo quando le mani impugnano la parte bassa del manubrio, porta nel primo periodo d'utilizzo all'assunzione di una posizione non naturale, con indolenzimenti frequenti della muscolatura lombare e cervicale. Solo dopo numerose ore trascorse in sella il neofita raggiunge la sua postura ottimale, giusto compromesso tra comfort e prestazioni, effettuando, dove necessario, alcune piccole regolazioni per esempio sulla sella (avanzamento, arretramento, altezza da terra), sulla distanza del manubrio dal perno centrale dello sterzo e sul posizionamento delle tacchette fissate alle scarpe.

Queste considerazioni iniziali hanno portato alla scelta di coinvolgere nel presente lavoro ciclisti agonisti con percorrenze chilometriche annue comprese tra i 15000 e i 20000 chilometri e alla scelta di sottoporli alle sessioni di pedalata sempre con il proprio mezzo cosicché la loro abituale postura in bicicletta non venisse minimamente modificata. Il possesso di una tecnica di pedalata consolidata era indispensabile per poter disporre di dati che rispecchiassero i reali valori espressi da ciclisti di alto livello, e per poter comparare tra di loro i diversi modelli di fondello. Va ricordato che i soggetti coinvolti negli studi riportati in letteratura presentavano diversi livelli di esperienza e solamente in pochi lavori sono stati studiati ciclisti di un certo livello: che trascorressero in bicicletta almeno tre ore alla settimana e comunque non meno di un'ora (Potter et al., 2008, Sauer et al., 2007), che partecipassero a gare su strada o appartenessero a qualche gruppo ciclistico (Bressel et al., 2009), che percorressero almeno 80 miglia su strada la settimana (Cohen et Gross, 2005), o almeno 50 miglia la settimana (Bressel et Larson, 2003).

Anche i protocolli di prove scelti meritano alcune considerazioni. Nel presente lavoro le prove in laboratorio hanno voluto riprodurre il più possibile quanto si verifica realmente su strada. Ecco perché ciascun ciclista ha percorso con ciascun fondello un totale di 10 km ad una velocità di 30 km/h ad una potenza media di $140,1 \pm 4,2$ watt (rapporto 53x18) per un totale di 20 minuti durante i quali non doveva sollevarsi dalla sella. Le prove su strada sono state fatte anch'esse ad una velocità di 30 km/h e con lo stesso rapporto (53x18) in modo da poter confrontare i risultati con quelli delle prove indoor.

Le procedure presenti in letteratura sono variabili tra loro e comunque spesso più brevi di quelle sviluppate nel presente studio. Per esempio Sauer (Sauer et al., 2007) prevedeva un riscaldamento di 5 minuti dopo il quale i soggetti pedalavano per un periodo compreso tra 1 e 3 minuti a 100, 150 e 200 W con le mani sia sulla parte alta che sulla parte bassa del manubrio; il protocollo sviluppato da Wilson (Wilson et Bush, 2007) richiedeva, dopo un riscaldamento di 10 minuti, 2 minuti a 125 W terminati i quali venivano registrate tre sessioni di 5 secondi l'una sempre a 125 W e ad una cadenza compresa tra le 72 e le 78 RPM. 3 minuti di riscaldamento e 2 sessioni di pedalata (una di 2 minuti e una di 4 minuti) era il protocollo sviluppato da Bressel (Bressel et Cronin, 2005). Lowe (Lowe et al. 2004) registrava sessioni di 40-60 secondi a 150 W una volta che il ciclista aveva raggiunto e mantenuto in maniera costante le 70 RPM con la resistenza imposta. La procedura di Bressel (Bressel et Larson, 2003) prevedeva 3 sessioni di 8 minuti a 140 W intervallate da 5 minuti di pausa. Due studi (Schrader et al., 2008; Bressel et al., 2009) comprendevano tra le procedure l'acquisizione delle pressioni sulla sella durante sessioni di pedalata su strada e non al cicloergometro o su rullo da allenamento.

Gli studi che riguardavano la variazione del flusso penieno presentavano generalmente sessioni di pedalata più lunghe di quelle sopra illustrate e un monitoraggio accurato della frequenza cardiaca (Sommer et al., 2001; Schwarzer et al., 2002; Nayal et al., 1999; Cohen et al., 2005).

5.2 Cinematica e cinetica

L'analisi del movimento tridimensionale della pelvi ha evidenziato come le escursioni angolari maggiori si siano registrate sul piano frontale (obliquità pelvica) e sul piano trasverso (rotazione pelvica) in accordo con quanto riportato da Sauer (Sauer et al., 2007) e da Bressel (Bressel et Larson, 2003). I valori si sono mantenuti simili durante tutta la durata delle prove confermando quanto spiegato nel paragrafo precedente sulla posizione in sella di ciclisti esperti. Il confronto tra fondelli non ha evidenziato differenze statisticamente significative né all'inizio della prova (minuto 5), né alla fine della prova (minuto 20) né facendo una media su tutta la durata della stessa. Anche il confronto tra i tre modelli di fondello e l'uso degli slip non ha prodotto differenze statisticamente apprezzabili. Questi risultati non stupiscono in quanto le modificazioni che possono indurre diversi fondelli con elevati livelli di comfort sulla tecnica di pedalata di un ciclista sono trascurabili rispetto a quelle che possono essere indotte da altre modifiche come, per esempio, la forma della sella che comporta variazioni angolari apprezzabili (Bressel et Larson, 2003).

I risultati della componente verticale delle GRFs dimostrano che l'utilizzo dei tre modelli di fondello non ha influito sulla distribuzione del peso del ciclista. L'ipotesi che potesse aumentare il carico sulla ruota anteriore diminuendo quello sulla sella in funzione del livello di comfort e di protettività percepiti indossando i diversi fondelli non è stato confermato dai risultati. Tuttavia l'andamento della forza verticale durante il ciclo di pedalata ha dato delle utili informazioni sulla simmetria nella distribuzione del carico al manubrio durante le fasi di spinta sui pedali attraverso l'individuazione di due picchi di forza in corrispondenza della spinta destra e sinistra (figura 5.1).

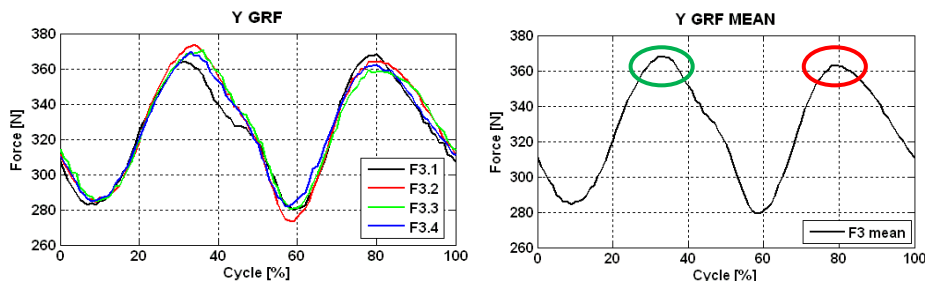


Figura 5.1. Andamento della forza verticale per un ciclista con il modello Multi-D (valori delle 4 acquisizioni e valore medio nei 20 minuti di prova). Cerchiato in verde il valore di picco riferito alla spinta sul pedale destro e in rosso quello riferito alla spinta sul pedale sinistro.

5.3 Valori pressori sulla sella: prove indoor

La distribuzione della pressione sulla sella ha evidenziato come la posizione avanzata del tronco tipica nella postura assunta sulle biciclette da corsa, abbia prodotto una maggior sollecitazione sulla porzione anteriore della sella in corrispondenza della zona perineale e al di sotto della sinfisi pubica, rispetto alla zona posteriore in corrispondenza delle tuberosità ischiatiche.

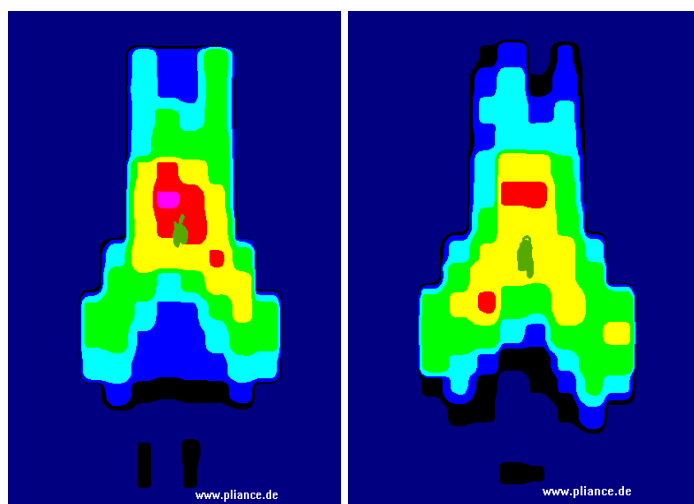


Figura 5.2. Distribuzione pressoria registrata da due soggetti nelle sessioni di pedalata indoor: in rosso la visualizzazione dei valori massimi assoluti di pressione.

I valori della pressione media nelle prove indoor, calcolati su tutta la superficie della sella, si sono dimostrati molto simili per tutti e tre i fondelli e per l'intera durata di ciascuna prova senza evidenziare differenze tra l'inizio e la fine della stessa. I valori medi totali del Blaze (12.4 ± 1.8 kPa), del Tour (11.9 ± 1.7 kPa) e del Multi-D (12.1 ± 1.8 kPa) sono stati minori di quelli registrati da Lowe (Lowe et al. 2004) e da Bressel (Bressel et al. 2005). Ciò può essere attribuito al fatto che il peso medio dei soggetti coinvolti in questi due studi (93.7 ± 18.1 kg; 813 ± 89.2 N) era superiore al peso medio dei ciclisti da noi reclutati (66.6 ± 4.6 kg). Inoltre nello studio di Lowe i soggetti, poliziotti che utilizzavano per lavoro la bicicletta, provvedevano loro stessi a regolare l'altezza della sella e il posizionamento del manubrio del cicloergometro, probabilmente scegliendo regolazioni che riproducessero il più possibile la postura in sella alla loro bicicletta di servizio e quindi con un'inclinazione del busto meno accentuata rispetto a quella dei ciclisti del nostro studio. La minor inclinazione del busto comporta un maggior carico sulla sella e di conseguenza un aumento della

pressione media. L'effetto dell'inclinazione del busto sui valori pressori è stato dimostrato da Bressel (Bressel et al. 2005) che ha riscontrato come la pressione media misurata sulla sella, diminuisse passando con le mani dalla parte superiore del manubrio (19.3 ± 2.2 kPa) alla parte inferiore (17.2 ± 1.4 kPa) mantenendo costante la resistenza (118 W).

I valori medi dei picchi pressori registrati su tutta la superficie della sella nelle prove di laboratorio risultano essere inferiori se confrontati con quelli presenti in letteratura e ciò probabilmente è riconducibile a differenze metodologiche tra gli studi. Nel nostro caso infatti non si sono considerati i picchi assoluti di ciascun ciclo di pedalata ma la media dei picchi massimi registrati istante per istante nei 29 cicli di pedalata. L'analisi dei picchi pressori relativi alla zona perineale ha evidenziato innanzitutto come l'utilizzo del fondello abbia avuto un effetto protettivo sulla distribuzione delle pressioni. Infatti il picco pressorio di quest'area ottenuto nella sessione di pedalata con gli slip (64.00 ± 27.58 kPa) si è dimostrato ampiamente superiore al picco pressorio del fondello Blaze (50.00 ± 22.05 kPa), Tour (47.75 ± 15.90 kPa) e Multi-D (44.75 ± 17.46 kPa). L'ulteriore confronto tra i tre fondelli ha dimostrato come al termine dei 20 minuti di prova il modello Blaze avesse sensibilmente ridotto la sua capacità ammortizzante rispetto all'inizio della prova nel confronto con gli altri due fondelli che hanno mantenuto invece le loro proprietà durante tutta la durata del test.

La pressione esercitata dalla parte anteriore della sella sul ciclista, soprattutto quando il busto è molto inclinato in avanti, conduce ad una compressione dell'arteria pudenda contro la sinfisi pubica come dimostrato da Gemery et al. (Gemery et al., 2007). Funzionalmente gli studi condotti sul flusso penieno da Nayal e da Sommer (Nayal et al., 1999; Sommer et al., 2001) hanno dimostrato come la compressione di questa arteria comporta una diminuzione del flusso sanguigno che però si riprende velocemente dopo aver pedalato sollevati dalla sella per pochi minuti. Questo concetto di compressione-decompressione ci ha suggerito di indagare in maniera più approfondita sulle pressioni massime concentrandoci sui valori registrati negli istanti caratteristici del ciclo di pedalata. Il calcolo per ciascun fondello del valore medio tra i picchi pressori massimi dei 4 momenti dei 10 cicli di pedalata al minuto 5 è stato confrontato con lo stesso valore medio calcolato nella sessione di pedalata con gli

slip: tutti e tre i fondelli hanno registrato valori medi di picco inferiori a quelli registrati con gli slip e statisticamente significativi per il modello Tour e Multi-D. Questo effetto protettivo del fondello è stato ulteriormente approfondito introducendo la misura del Delta Pressorio per ciascuno dei tre modelli, quale indicatore dell'entità del fenomeno di compressione-decompressione della zona perineale. In particolare, confrontando i valori al minuto 5 e al minuto 20, si è visto che per il modello Tour si ha un incremento statisticamente significativo, per il Multi-D questo aumento tende alla significatività ($p=0.06$) mentre per il modello Blaze la variazione non è significativa. Considerando che l'aumento del Delta Pressorio per i modelli Tour e Multi-D avviene senza che vi sia un aumento delle pressioni massime nella zona perineale (figura 4.15), riteniamo che questi due modelli possano indurre dei fenomeni locali di compressione e decompressione dei tessuti che dovrebbero favorire una maggior ossigenazione dell'area perineale del ciclista.

5.4 Centro di pressione (COP)

La lunghezza della traiettoria del centro di pressione (COP) è stata misurata come possibile indice di comfort partendo dall'ipotesi che maggiore è la percezione di comfort, minori saranno i movimenti del ciclista sopra la sella volti a ricercare una nuova posizione meno fastidiosa, con una conseguente lunghezza della traiettoria descritta dal centro di pressione ridotta. Anche in questo caso si ritiene necessario sottolineare come, quando una persona non è abituata all'utilizzo frequente della bicicletta da corsa, i movimenti sopra descritti sono causati anche da dolori muscolari a livello cervicale e lombare per la non abitudine alla posizione. Al contrario nel caso di ciclisti che percorrono migliaia di chilometri l'anno e quindi abituati a mantenere una postura aerodinamica, si assiste a micro movimenti influenzati solo in minima parte da dolori muscolari del tratto cervicale e lombare. Per questo motivo eventuali differenze della lunghezza del centro di pressione nell'impiego dei tre modelli di fondello possono essere indice di diversi livelli di comfort.

I risultati dello studio non hanno evidenziato delle differenze statisticamente significative per questo parametro nel confronto tra i tre fondelli e ciò è probabilmente riconducibile al fatto che i modelli testati hanno uno standard qualitativo molto elevato. Tuttavia nel con-

frontare per ciascun modello la lunghezza della traiettoria del centro di pressione al minuto 5 e al minuto 20 il fondello Blaze è stato l'unico che ha registrato un incremento statisticamente significativo di questo parametro; ricordando le specifiche dei tre modelli, il Blaze è indicato per percorrenze medie mentre il Tour e soprattutto il Multi-D sono indicati per lunghe e lunghissime percorrenze: la severità della prova (20 minuti di pedalata senza mai sollevarsi dalla sella), ha probabilmente messo in evidenza i limiti di questo fondello rispetto agli altri due modelli. Il confronto della lunghezza della traiettoria del COP tra le pedalate con i fondelli e quelle con gli slip ha evidenziato come in quest'ultimo caso la lunghezza sia maggiore rispetto a quelle dei tre fondelli indicando, secondo quanto spiegato sopra, un basso indice di comfort e protettività.

Strettamente correlato alla lunghezza del COP è la differenza tra le aree calcolate con i due metodi già ampiamente descritti. In particolare si ipotizza che più i valori di queste due aree sono simili, minore è la variazione dei micro movimenti del ciclista in sella e più ripetibile è la sua pedalata. I risultati hanno tuttavia dimostrato che l'area dell'ellisse calcolata con il metodo della deviazione standard è sempre minore ($p < 0.05$) dell'area dell'ellisse avente come asse maggiore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ordinata e come asse minore la differenza tra il massimo ed il minimo valore in ascissa della traiettoria del COP.

5.5 Valori pressori sulla sella: prove su strada

Degli studi presenti in bibliografia, solamente due (Schrader et al., 2008; Bressel et al., 2009) hanno effettuato delle prove su strada per verificare come un determinato modello di sella privo della parte anteriore potesse influenzare la percezione di stabilità nella conduzione del mezzo.

Nel presente lavoro 3 dei 9 soggetti si sono sottoposti alla sessione di prova su strada con lo scopo primario di raccogliere informazioni sulla distribuzione pressoria nel reale utilizzo su strada della bicicletta comprendendo anche alcune asperità che i ciclisti devono spesso affrontare rappresentate, nelle nostre prove, da avvallamenti creati da 3 tombini. Un secon-

do scopo è stato confrontare i dati indoor con i dati sperimentali acquisiti su strada per verificare quanto fosse efficace la pedalata su rullo da allenamento nel simulare il reale utilizzo della bici da corsa all'aperto. Per rendere possibile il confronto rullo-strada i tre soggetti hanno effettuato le prove con la stessa bicicletta, la stessa sella, la stessa velocità (30 km/h) e lo stesso rapporto (53x18).

Il confronto tra i parametri ha evidenziato per tutti e tre i modelli di fondello un aumento significativo della forza verticale e della pressione media nelle prove su strada. Ciò è a nostro parere attribuibile al fatto che in prove indoor la bici non oscillava in quanto fissata al rullo e il ciclista doveva esclusivamente concentrarsi sulla pedalata mentre nelle prove su strada la bicicletta era libera di oscillare ed il ciclista doveva anche preoccuparsi di mantenere l'equilibrio. A ciò va aggiunto un'osservazione sulla potenza espressa che non è stata misurata nelle prove su strada ma che si presuppone essere stata inferiore rispetto alle prove sul rullo. Infatti la sensazione soggettiva dei ciclisti durante le simulazioni indoor era che lo sforzo nel mantenere la velocità richiesta di 30 km/h fosse sensibilmente maggiore di quello percepito per mantenere la stessa velocità su strada. L'effetto della diminuzione di pressione media con l'aumento della potenza è stato dimostrato da Bressel (Bressel et al. 2005).

I valori della pressione massima non hanno registrato differenze significative nel confronto tra prove indoor e outdoor per il modello Blaze e Tour, mentre si è registrata una diminuzione dei valori per il modello Multi-D. Infine i valori pressori massimi dell'area perineale non hanno evidenziato differenze per nessuno dei tre fondelli nel confronto tra le due tipologie di prova. Questi risultati dimostrano come le prove eseguite sul rullo da allenamento RealPower siano una buona simulazione di quanto realmente accade nell'impiego della bicicletta in strada.

Di seguito (tabella 5.1) si riportano i valori relativi all'attraversamento dei tombini da parte dei tre soggetti.

	Valori massimi tombini					
	Forza Verticale [N]		Forza verticale [N/BW]		Pressione massima [kPa]	
	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST	Media	DEV.ST
BLAZE (F1)	877.0	29.4	1.30	0.06	118.7	11.1
TOUR (F2)	849.4	17.8	1.26	0.03	111.6	15.9
MULTI-D (F3)	864.8	60.3	1.28	0.07	116.8	12.8

Tabella 5.1. Tombini: media dei valori di picco di tutte le prove a cui i tre ciclisti si sono sottoposti.

La forza verticale massima registrata risulta essere simile tra tutti e tre i ciclisti e per tutti i tre modelli di fondello anche dopo la normalizzazione rispetto al peso. Pur essendo valori doppi rispetto a quelli registrati durante le pedalate, tale forza è impulsiva con un tempo di applicazione di circa 0.02 secondi; la stessa considerazione può essere fatta per i picchi di pressione massima registrati. La tecnica nell'assorbire questo tipo di asperità ammortizzando in parte l'urto mantenendo le pedivelle parallele al suolo e contraendo i muscoli quadricipiti ha fatto sì che i valori di pressione massima siano risultati simili o addirittura inferiori a quelli registrati in sessioni di pedalata in altri studi (Lowe et al.,2004; Bressel et al.,2005). Sicuramente questi valori sono stati influenzati dal fatto che i soggetti erano consapevoli di dover attraversare tali asperità e per questo motivo ipotizziamo che, quando una buca coglie di sorpresa il ciclista non dandogli la possibilità di prepararsi per assorbirla, i valori pressori in gioco risulteranno più elevati. Queste considerazioni portano tuttavia a riflettere sui valori pressori che si possono sviluppare sull'area perineale nello svolgimento di altre discipline quali il ciclocross, dove si affrontano terreni sterrati con biciclette da corsa, e la mountain bike dove, oltre ai terreni accidentati, la posizione con il busto meno inclinato in avanti contribuisce ad aumentare il carico sulla sella.

5.6 Caratterizzazione a fatica dei fondelli

Lo scopo della caratterizzazione a fatica dei fondelli è stato quello di verificare la loro efficacia nel tempo, attraverso delle prove accelerate che riproducessero tuttavia reali sollecitazioni a cui un fondello è sottoposto nell'utilizzo quotidiano. Per questo motivo si è scelto un carico che riproducesse le pressioni di picco registrate nell'attraversamento dei tombini e di applicarlo con frequenza doppia rispetto alla frequenza di pedalata mantenuta dai ciclisti nelle prove.

L'andamento dell'energia assorbita in funzione del numero di cicli di fatica ha dimostrato un comportamento molto simile per tutti e tre i modelli (figura 4.37): il primo blocco di fatica (fatica1) ha registrato i valori migliori di energia assorbita massima, media e minima. Nei successivi due blocchi di fatica i valori sono risultati simili tra loro ma inferiori a quelli del primo blocco. Si può inoltre osservare come la pausa tra i blocchi di fatica abbia consentito in parte un recupero iniziale della capacità di assorbire energia. Questi dati ci consentono di avanzare l'ipotesi che, dopo un progressivo danneggiamento nel corso del primo blocco di fatica della struttura delle schiume, con un conseguente decremento prestazionale, i fondelli sono riusciti a mantenere nei successivi due blocchi di fatica la loro capacità di assorbire energia su valori costanti, senza andare incontro ad ulteriori e progressivi deterioramenti. Tra i tre modelli il più protettivo è risultato essere in assoluto il Multi-D sia per quanto riguarda l'energia assorbita massima, che per la media e la minima. Il modello Blaze ed il modello Tour hanno invece dimostrato di equivalersi nella capacità di assorbire energia mostrando valori simili.

Il secondo parametro analizzato è stato la rigidità. Anche in questo caso è stato possibile distinguere un andamento simile dei tre fondelli (figura 4.44): all'inizio di ogni blocco di fatica si è registrata una rigidità bassa, poi un aumento repentino fino al ciclo 5000 circa ed infine un ulteriore minimo aumento progressivo fino al termine del blocco di fatica. Questi valori sono in accordo con quelli dell'energia assorbita in quanto per definizione più un corpo è rigido minore sarà l'energia che esso è in grado di assorbire e viceversa. Nel nostro caso l'aumento della rigidità è strettamente correlato al danno che il fondello subisce con un conseguente e progressivo impaccamento del materiale che lo costituisce. Il confronto dei tre fondelli ha dimostrato ancora una volta come il Multi-D abbia ottenuto i risultati migliori con i valori più bassi di rigidità e con un minimo incremento della stessa nello svolgimento totale della prova. Il fondello Tour ha registrato valori di rigidità intermedi mentre il modello Blaze si è dimostrato il modello con i valori più elevati e con il maggior incremento della stessa considerando i tre blocchi di fatica nel loro insieme, indice di un maggior danno.

La capacità di assorbire energia determina dunque l'efficacia del fondello nel proteggere e quindi anche nel prevenire le patologie da compressione del nervo pudendo e dell'omonima arteria. La rigidità è da considerarsi invece un indice di comfort e più precisamente maggiori sono i suoi valori minore sarà il livello di comfort.

Considerando che nello studio di un fondello oltre alle proprietà dei materiali che lo compongono è importante anche la forma anatomica e il posizionamento dello stesso all'interno del pantaloncino, il limite delle prove a fatica è stato quello di non poter introdurre queste ulteriori variabili avendo sollecitato i fondelli tra due piatti di alluminio tra loro paralleli.

CONCLUSIONI

Nel ciclismo su strada la pressione esercitata sulla zona perineale è un fattore di rischio per lo sviluppo di patologie nervose e vascolari a carico del nervo pudendo e dell'arteria pudenda. Le conseguenze vanno da fenomeni di intorpidimento dell'area genitale fino a ben più gravi forme di disfunzione erettile. L'utilizzo di selle che contribuiscano con il loro design alla riduzione delle pressioni in gioco, sembra essere una delle soluzioni migliori per cercare di limitare il problema.

Il protocollo integrato sviluppato nel presente lavoro e la sua applicazione ad un gruppo di ciclisti agonisti con un'elevata percorrenza chilometrica annua, hanno permesso di ottenere informazioni dettagliate sul movimento tridimensionale della pelvi e sulle pressioni che si registrano sulla zona perineale durante sessioni di pedalata su rullo da allenamento ed in strada. L'attenzione principale è stata rivolta al fondello con l'obiettivo di oggettivare e quantificare la sua capacità di proteggere l'area perineale e quindi di contribuire alla prevenzione di patologie nervose e vascolari. Il confronto tra il suo utilizzo e quello degli slip ha dimostrato come l'impiego di queste imbottiture applicate al pantaloncino possano innalzare il livello di comfort e ridurre i valori di pressione massima nella zona perineale. L'analisi dei picchi pressori nei 4 istanti caratteristici del ciclo di pedalata ha permesso di approfondire queste caratteristiche ipotizzando un effetto positivo di compressione-rilasciamento, variabile tra i modelli di fondello, che potrebbe favorire l'ossigenazione di questa delicata area.

La caratterizzazione a fatica del materiale ha prodotto informazioni sulla durata nel tempo della capacità protettiva attraverso il calcolo dell'energia assorbita, e del livello di comfort attraverso il calcolo della rigidità. Quest'ultimo parametro ha inoltre aggiunto preziose informazioni sulla capacità del fondello di mantenere nel tempo le proprie proprietà, valutando il livello di usura delle schiume che lo compongono.

Alla luce dei risultati ottenuti in questo studio e dei lavori presenti in letteratura riteniamo che nello sviluppo di contromisure per la prevenzione delle patologie nervose e vascolari

correlate al ciclismo una nuova linea di ricerca dovrà approfondire la sinergia tra diversi tipi di fondello e diversi design di selle nell'ottimizzare la distribuzione pressoria, diminuendo lo stress sulla zona perineale e aumentando il livello di comfort.

Lo studio biomeccanico di questi parametri non potrà non essere affiancato da accurate misurazioni fisiologiche e cliniche per la valutazione diretta e indiretta dello stato di salute delle strutture nervose e vascolari del perineo. In questo modo sarà possibile correlare in maniera sempre più precisa le valutazioni soggettive dei ciclisti con la distribuzione delle pressioni nella zona perineale e con le proprietà delle schiume per studiare l'effetto di fondelli diversi accoppiati a selle con design innovativi.

BIBLIOGRAFIA

- Azzali G, Lockhart RD, Hamilton GF, Fyfe FW. *Anatomia del corpo umano*. Terza edizione 1995. Casa editrice Ambrosiana.
- Bressel E, Bliss S, Cronin J. *A field-based approach for examining bicycle seat design effects on seat pressure and perceived stability*. *Applied Ergonomics* 2009; 40: 472-476.
- Bressel E, Cronin J. *Bicycle seat interface pressure: reliability, validity, and influence of hand position and workload*. *J Biomech* 2005; 38: 1325-1331.
- Bressel E, Larson B. *Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle and comfort*. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35: 1-6.
- Bressel E, Reeve T, Parker D et al.. *Influence of bicycle seat pressure on compression of the perineum: a MRI analysis*. *J Biomech* 2005; 40: 198-202.
- Carpes FP, Dagnese F, Kleinpaul JF et al. *Bycicle saddle pressure: effects of trunk position and saddle design on healthy subjects*. *Urol Int* 2009; 82: 8-11.
- Cohen JD, Gross MT. *Effect of bicycle racing saddle design on trascutaneous penile oxygen pressure*. *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45: 409-18.
- Dettori JR, Koepsell TD, Cummings P et al. *Erectile dysfunction after a long-distance cycling event: associations with bicycle characteristics*. *J Urol* 2004; 172: 637-41.

- Dettori NJ, Norvell DC. *Non-Traumatic Bicycle Injuries*. Sports Med 2006; 36 (1): 7-18.
- Faria EW, Parker DL, Faria IE. *The science of cycling. Factors affecting performance - part 2*. Sports Med 2005; 35: 313-337.
- Faria EW, Parker DL, Faria IE. *The science of cycling. Physiology and training – part 1*. Sports Med 2005; 35: 285-312.
- Foss Ø, Hallen J. *Cadence and performance in elite cyclists*. Eur J Appl Physiol 2005; 93: 453-462.
- Gemery JM, Nangia AK, Mamourian AC et al.. *Digital three-dimensional modelling of the male pelvis and bicycle seats: impact of rider position and seat design on potential penile hypoxia and erectile dysfunction*. BJU Int 2007; 99, 135-140.
- Goldstein I, Lurie AL, Lubisich JP. *Bicycle riding, perineal trauma and erectile dysfunction: data and solutions*. Curr Urol Rep 2007; 8: 491-497.
- Hough DM, Wittenberg KH, Pawlina W et al. *chronic perineal pain caused by pudendal nerve entrapment: anatomy and CT-guided perineural injection technique*. AJR Am J Roentgenol 2003; 181: 561-7.
- Hruby S, Ebmer J, Dellon AL et al. *Anatomy of pudendal nerve at urogenital diaphragm-new critical site for nerve entrapment*. Urol 2005; 66: 949-952.
- Jeong S-J, Park K, Moon J-D, Ryu SB. *Bicycle saddle shape affects penile blood flow*. Int J Impot Res 2002; 14: 513-517.
- Lavoisier P, Barbe R, Gally M. *Validation of a continuous penile blood-flow measurement by pulse-volume-plethysmography*. Int J Impotence Research 2002; 14: 116-120.

- Leibovitch I, Mor Y. *The vicious cycling: bicycling related urogenital disorders*. Eur Urol 2005; 47: 277-87.
- Lowe BD, Schrader SM, Breitenstein MJ. *Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist*. Med Sci Sports Exerc 2004; 36: 1055-1062.
- Mestdagh KdV. *Personal perspective: in search of an optimum cycling posture*. Applied Ergonomics 1998; 29: 325-334.
- Nanka O, Sedy J, Jarolim L. *Sulcus nervi dorsalis penis: site of origin of Alcock's syndrome in bicycle riders?* Medical Hypotheses 2007; 69:1040-45.
- Nayal W, Schwarzer U, Klotz T et al. *Transcutaneous penile oxygen pressure during bicycling*. BJU International 1999; 83: 623-625.
- Neptune RR, Hull ML. *Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling*. J Biomech 1995; 28: 423-437.
- Nigg BM, Herzog W. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Second edition 1999. Wiley editore.
- Popeney C, Ansell V, Renney K. *Pudendal entrapment as etiology of chronic perineal pain: diagnosis and treatment*. Neurourol Urodynam 2007; 26: 820-827.
- Potter JJ, Sauer JL, Weisshaar CL et al. *Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling*. Med Sci Sports Exerc 2008; 40: 1126-1134.
- Ramsden CE, McDaniel MC, Harmon RL et al. *Pudendal nerve entrapment as source of intractable perineal pain*. Am J Phys Med Rehabil 2003; 82: 479-484.

- Rosen RC, Riley A, Wagner G, et al. *The international index of erectile function (IIEF): a multidimensional scale for assessment of erectile dysfunction*. Urology 1997; 49 (6): 822-30.
- Sauer JL, Potter JJ, Weisshaar CL, Ploeg HL et al. *Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling*. Med Sci Sports Exerc 2007; 39: 2204-11.
- Schrader SM, Breitenstein MJ, Clark JC et al. *Nocturnal penile tumescence and rigidity testing in bicycling patrol officers*. J Androl 2002; 23: 927-934.
- Schrader SM, Breitenstein MJ, Lowe BD. *Cutting off the nose to save the penis*. J Sex Med 2008; 5: 1932-1940.
- Schwarzer U, Sommer F, Klotz T et al. *Cycling and penile oxygen pressure: the type of saddle matters*. Eur Urol 2002; 41: 139-143.
- Sommer F, Schwarzer U, Klotz T et al. *Erectile dysfunction in cyclists. Is there any difference in penile blood flow during cycling in an upright versus a reclining position?* Eur Urol 2001; 39: 720-723.
- Spears IR, Cummins NK, Brenchley Z et al. *The effect of saddle design on stresses in the perineum during cycling*. Med Sci Sports Exerc 2003; 35: 1620-1625.
- Taylor JA, Kao TC, Albertsen PC, et al. *Bicycle riding and its relationship to the development of erectile dysfunction*. J Urol 2004; 172: 1028-31.
- Thompson MJ, Rivara FP. *Bicycle related injuries*. Am Fam Physician 2001; 63: 2007-14.

- Wilber CA, Holland GJ, Madison RE, et al. *An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists*. Int J Sports Med 1995; 16 (3): 201-6.
- Wilson C, Bush TR. *Interface forces on the seat during a cycling activity*. Clin Biomech. 2007; 22: 1017-1023.