

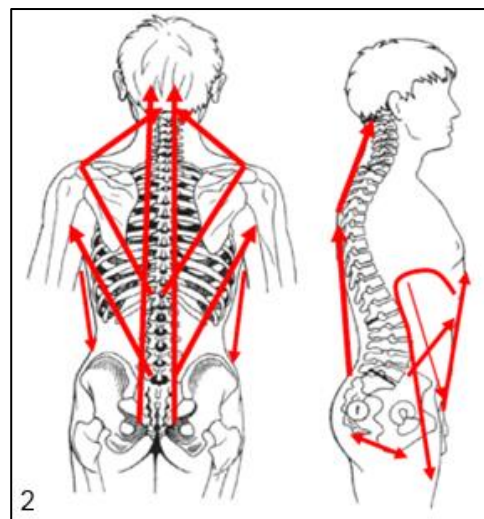
La biomécanique du torse pour le skieur alpin

Pourquoi focalisons-nous notre attention sur le fonctionnement du torse¹ des skieurs ? Parce que nos diverses analyses en trois dimensions des techniques corporelles des athlètes de coupe du monde nous ont révélé, que lorsqu'ils se pilotent



par exemple vers la droite, ils vissent leur torse fléchi vers l'avant à gauche. Avec cette habileté motrice, ils orientent l'axe de leurs épaules vers l'extérieur de la trajectoire du ski gauche dans ce cas, ainsi que leurs membres supérieurs, tandis que l'axe de leurs hanches reste à peu près perpendiculaire à lui. Nous avons mesuré avec des plateformes de force situées entre le ski et la chaussure la conséquence mécanique qu'a ce "vissage" : il rend prédominant l'effort neige→ski sur le pied gauche dans ce cas, d'autant plus que le vissage est important, parce qu'il déplace le centre de gravité de cet ensemble dans cette direction [1]. Ces athlètes de haut niveau ont donc appris, intentionnellement ou non, à déformer l'ensemble articulé qu'est leur torse pour rester en appui prédominant sur leur pied extérieur lorsqu'ils augmentent l'angle de carre.

Ils utilisent leur torse comme s'il s'agissait d'un membre. Un membre composé de deux segments : 1) la structure déformable thorax-abdomen ; 2) le bassin. Un membre qui a une influence majeure sur leur fonctionnement biomécanique car il est massif. Un membre qui, curieusement, n'évoque pas un grand intérêt dans les milieux sportifs français, car nous n'avons découvert aucune publication scientifique explicitant son fonctionnement, bien qu'il soit couramment utilisé au cours de nombreuses activités sportives et professionnelles (tennis, javelot, alpin ski..., manutention), et sa biomécanique est peu évoquée. Exception faite de la modélisation de la marche, où les implications des variations des



¹ Le torse désigne une partie du corps sans tête, sans bras et sans jambes.

inclinaisons et des rotations du bassin, avec ses répercussions sur la forme du rachis et sur les vissages bassin-épaules, ont été montrées [2 et 3]. Il nous semble donc indispensable de préciser quelques traits de la physiologie du torse qui peuvent être utiles aux moniteurs, car bien des assertions à son sujet sont aujourd'hui contestées dans la littérature scientifique [4].

1 Roux F, 2000, *Actualisation des savoirs technologiques pour la formation des entraîneurs de ski alpin de compétition*, Paris 11 Orsay.

2 Baiardi S., 2012, *Organisation sagittale statique et dynamique chez les personnes présentant une chute antérieure du torse*, faculté de médecine de Nancy.

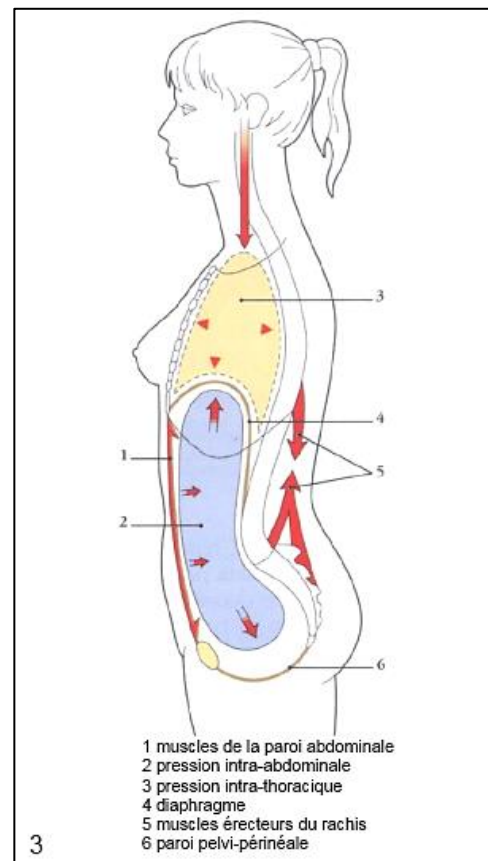
3 Hayot C., 2010, *Analyse biomécanique 3D de la marche : comparaison des modèles mécaniques*, Université de Poitiers

4 Seyrés, P., 2009, *Contribution à une modélisation du rachis lombal avec prise en compte des tissus conjonctifs*, Université de Bordeaux 1, à partir de la page 105.

Le torse

Notre torse est une structure érectile, déformable, gonflable et amortissante, à laquelle nos quatre membres s'articulent. Les membres inférieurs au bassin, qui constitue son extrémité inférieure. Les membres supérieurs de part et d'autre de la ceinture scapulaire qui, avec le col, constitue son extrémité supérieure [1].

La relation biomécanique viscoélastique qui existe entre la ceinture scapulaire et le bassin vient des efforts conjugués de la colonne vertébrale, du système musculaire érecteur et moteur du torse (image 2), des efforts pneumatiques de la cage thoracique et hydrauliques de l'abdomen (image 3). Simultanément, la musculature striée (motrice) et les tissus conjonctifs du torse peuvent haubaner la colonne vertébrale, la fléchir,



Amplitudes moyennes du rachis (± 15 à 20 %)												
Auteurs ^a	Cervical global				Thoracique				Lombal			
	Van.	Cast.	Kapj.	Louis	Van.	Cast.	Kapj.	Louis	Van.	Kapj.	Cast.	Louis
Flexion	65°	55°	50°	45°	65°	30°	45°	30°	70°	40°	45°	55°
Extension	55°	65°	50°	75°	(F/E)	35°	25	20°	(F/E)	30°	35°	30°
Flexion latérale ou inclinaison ^c	30°	20°	35°	35°	35°	30°	20°	20°	20°	25°	20°	20°
Rotation ^c	55°	50°	60°	70°	30° ^b	30°	40°	35°	8°	5°	10°	8°

a. Van. : Vanneville et coll. (1980), Cast. : Castaing et Santini (1960), Kapj. : Kapandji (1980), Louis (1982).
b. Chiffre de White et Panjabi (1978), cités par Vanneville et coll. (1980).
c. Chiffre unilatéral.

l'étendre, visser le torse, déformer la cage thoraciques pour ventiler les poumons, maintenir les viscères... (image 4) [2].

1 <https://www.youtube.com/watch?v=oGqFvvMcNeM>

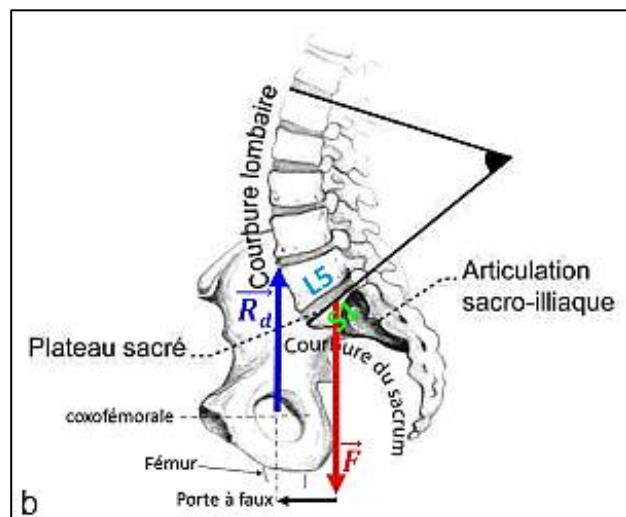
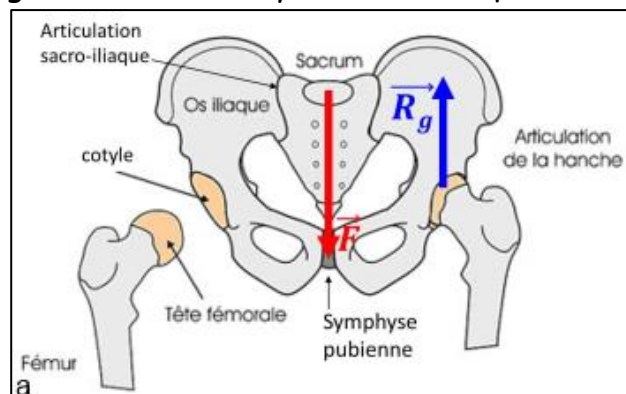
2 <https://www.youtube.com/watch?v=SWVc4LM3gi8>

Le bassin

Au cours de notre travail de thèse, nous avons montré que le système skieur-skis-contexte physique est composé de trois sous-systèmes qui interagissent au niveau du bassin : les sous-systèmes ski-membre inférieur dont la motricité est plus particulièrement orientée vers la manœuvre de chaque outil ski et le sous-système torse-membres supérieurs-tête, dont la motricité est plus particulièrement destinée à modifier l'effort qui s'applique sur chacun d'eux, en déplaçant la position du centre des pressions entre la neige et les skis. Si cette formalisation est suffisante pour le biomécanicien, elle est trop imprécise pour l'enseignant sportif, le pratiquant, le préparateur sportif... Car le bassin n'est pas une entité rigide mais un segment complexe faisant partie de la chaîne articulaire qui relie le rachis aux membres inférieurs [1], qu'il faut apprendre aussi à utiliser pour parvenir à nos buts et nous prémunir contre les lésions rachidiennes.

Sans entrer trop loin dans le détail, le bassin est composé de quatre parties (image a) : le sacrum, les os iliaques droit et gauche et le coccyx. Les os iliaques sont

reliés au sacrum par les articulations sacro-iliaques, et entre eux par le tissu fibrocartilagineux de la symphyse pubienne. Sur chaque os iliaque s'applique, via le cotyle de son articulation coxofémorale, la réaction d'appui \vec{R}_d ou \vec{R}_g qui vient du contact entre le pied droit ou gauche et son support (la neige et le ski...), filtré par les raideurs viscoélastiques des articulations du membre inférieur correspondant, tandis que l'effort \vec{F} , qui vient du sous-système torse-membres supérieurs-tête, filtré par les raideurs viscoélastiques des articulations du torse, de la structure pneumatique qu'est la cage thoracique et hydraulique qu'est l'abdomen, s'applique sur le plateau sacré. Ces efforts interagissent donc au travers des deux articulation sacro-iliaques.

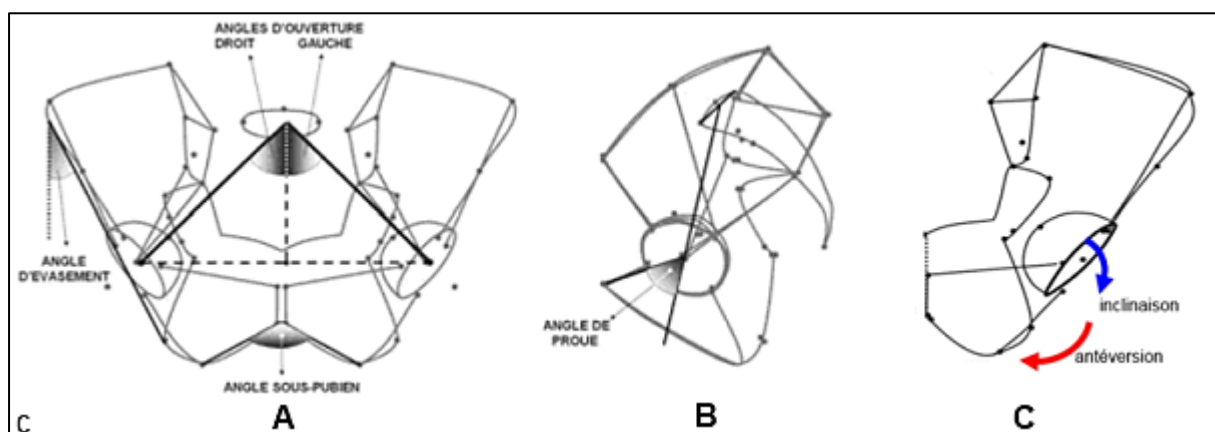


Comme il existe statistiquement, lorsqu'on projette dans le plan sagittal le bassin d'un humain sain adoptant une posture debout pseudo-statique, une distance appelée porte-à-faux ou épaisseur, entre l'axe reliant les deux coxofémorales et le centre du plateau sacré (image b). Un moment contraint chaque os iliaque en rotation autour de son articulation sacro-iliaque (rétroversion), auquel s'oppose viscoélastiquement la musculature qui s'y insère.

Se mettre debout

Les humains sont les seuls primates capables de marcher et de courir durablement sur leurs seuls membres inférieurs. Cette capacité vient d'une longue évolution de notre espèce (phylogénèse), notamment de leur squelette et plus particulièrement de leur bassin qui, de presque horizontal chez australopithèque devint quasi vertical chez homo sapiens, en engendrant les quatre courbures de la colonne vertébrale. Les caractéristiques morphologiques du bassin humain ont aussi évoluées en fonction de l'augmentation du diamètre de la tête du fœtus liée à l'accroissement du volume de son cerveau mais compensée par la plus grande immaturité de celui-ci lors de l'accouchement.

Les physiologistes le caractérisent à l'aide de paramètres angulaires (image c) [2] qui révèlent l'existence de différences sexuées qui concernent l'angle sous-pubien (A), l'angle de proue (B), l'angle d'antéversion des cotyles qui présente une amplitude de variation plus forte chez les femmes que chez les hommes (C) et de morphotypes interindividuels qui influencent particulièrement l'angle que le plateau sacré fait avec le plan horizontal donc l'amplitude de la lordose (image d [3]). Cependant, bien qu'il existe entre les populations masculine et féminine une différence significative entre les valeurs de taille, poids, hauteur du torse, lordose, pente sacrée et, dans une moindre mesure incidence, les relations



statistiques entre les divers paramètres restent identiques [4]. En définitive, le bassin féminin s'avère surtout offrir une contenance relative plus grande et une voie d'expulsion plus large [5]. Notons que le rayon de la cotyle (image a), donc de la tête fémorale n'est pas lié à la corpulence de l'individu.



La morphologie pelvienne et rachidienne est évolutive, en particulier lors de la croissance, puis du vieillissement. De son état néonatal à celui d'adulte, il subit des modifications. Notamment : 1) la pente sacrée, l'incidence et la lordose s'accroissent ; 2) le sacrum s'incurve avec un enfoncement progressif des crêtes iliaques, et recule par rapport aux cotyles ; 3) le porte-à-faux ou épaisseur diminue ; 4) les articulations sacro-iliaques ont tendance à se sagittaliser (devenir // au plan sagittal)... [6].

Les images a et b amputée de l'os iliaque gauche [7] décrivent l'anatomie du bassin. Elles montrent, en première approximation, les interactions mécanique existant entre les articulations coxofémorales et les articulations sacrées [8]. En première approximation, car une étude plus précise explicite le rôle joué par les articulations sacro-iliaques et la symphyse pubienne, qui font du bassin, avec le concours des muscles qui s'insèrent chacun de ses os, une structure viscoélastiques se déformant légèrement en dissipant de l'énergie au cours des variations des forces d'appui droite et gauche (image e) [9]. Et qui permettent, par une imprégnation hormonale en fin de grossesse, des déformations importantes au cours de l'accouchement [10 et 11].



Une posture debout est qualifiée d'économique par des physiologistes, lorsque la configuration squelettique de l'ensemble bassin-rachis d'un individu sain s'organise de telle sorte à ce que, dans le plan sagittal, la direction de la gravité qui passe par le centre du plateau sacré se projette de 36 mm en moyenne en arrière de l'axe des articulations coxofémorales (porte-à-faux ou épaisseur, image b) [12]. Ils disent qu'elle nécessite alors un minimum d'efforts musculaires (internes) pour la conserver.

1 Tardieu C et coll., (2006), *Le bassin, interface articulaire entre rachis et membres inférieurs : analyse par le logiciel De Visu*, *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 94, 327—335.

2 Bebdaya et col. , 2011, *Réflexion autour du bassin*, Springer-Verlag France, Paris.3

3 Huec J. C. et col. ,2011, Importance de l'analyse de l'équilibre sagittal dans les lombalgies, Revue du Rhumatisme 78, S92-S100

4 Legaye J. et col. , 1993, Équilibre sagittal du rachis : Relations entre bassin et courbures rachidiennes sagittales en position debout, Hôpital Raymond Poincaré INSERM Unité 215 - 92380 Garches.

5 <https://www.youtube.com/watch?v=DsNShIPVHOo>

6 Bebdaya et col. , 2011, déjà cité.

7 Tardieu C., 2012, Comment nous sommes devenus bipèdes: Le mythe des enfants-loups, Odile Jacob, Paris.

8 <https://www.youtube.com/watch?v=KsYt96PWOOk>

9 <https://www.youtube.com/watch?v=U33FtAdobkU>

10 <https://www.youtube.com/watch?v=ybOL7LXTMu0>

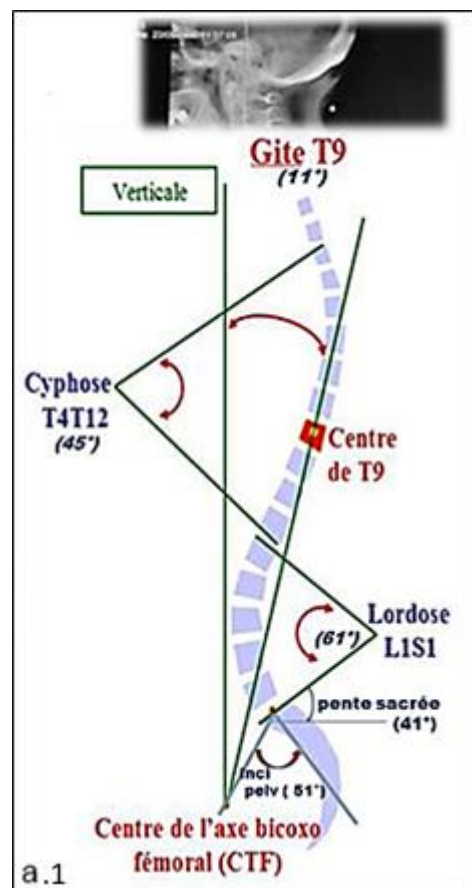
11 <https://www.youtube.com/watch?v=-34EjOdgzLo>

12 Legaye J. et col, 1993, déjà cité.

La version pelvienne

L'acquisition de la station debout et de la marche induit la formation de la lordose, l'augmentation de la pente sacrée et de l'incidence pelvienne [1]. L'image a.1 indique des grandeurs statistiques moyennes des angles définissant la posture sagittale "normale" d'un individu sain, et de ses courbures rachidiennes [2].

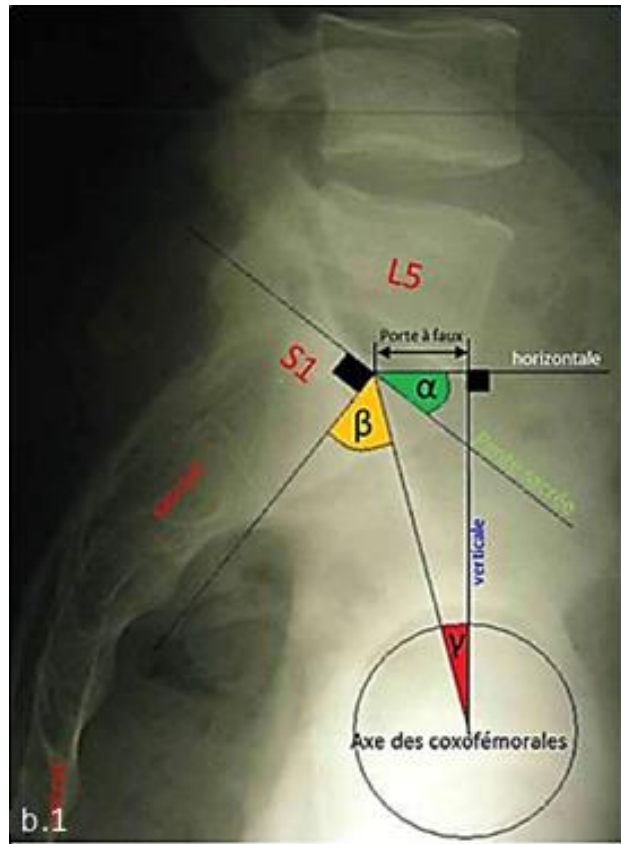
Plusieurs paramètres définissent la version pelvienne qui est l'orientation du bassin projeté dans le plan sagittal en posture debout pseudo statique (image b.1 [3]). L'angle β ou incidence pelvienne (PI), est l'angle formé par la perpendiculaire au centre du plateau sacré de S1 et la droite définie par le centre du plateau sacré et le centre de l'axe des coxofémorales. C'est le seul paramètre morphologique qui reste constant quel que soit l'angle de version pelvienne, en position debout, assise ou accroupie. L'angle α ou pente sacrée (PS), est l'angle formé par l'horizontale passant par le centre du plateau sacré et le plan du plateau sacré. L'angle γ ou version pelvienne (V), est l'angle formé par la verticale joignant le centre du plateau sacré et le centre de l'axe bi-coxo-fémoral. La pente sacrée et la version pelvienne sont complémentaires. Elles varient donc inversement. Le porte à faux est la distance sagittale entre le



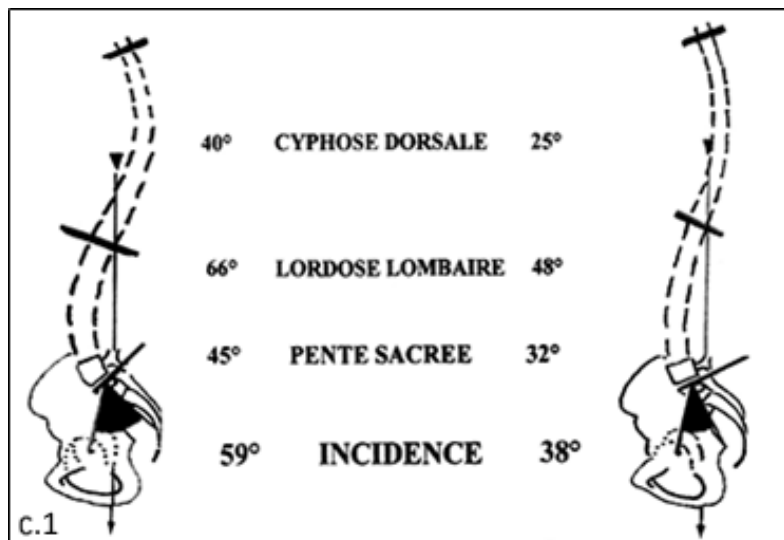
centre de l'axe des coxofémorales et la projection à ce niveau du centre du plateau sacré. Sa grandeur est en moyenne de 36 mm Le moment créé par ce bras de levier est compensé par la musculature postérieure du torse. Tous ces paramètres sont exprimés en valeurs positives lorsque la projection du centre du plateau sacré est en arrière des têtes fémorales et négatives dans le cas contraire. Ces grandeurs

statistiques diffèrent selon les rapports de recherche et montrent en outre une grande dispersion.

Il existe donc une grande variété de caractéristiques pelviennes dans la population saine, sans qu'il n'y ait de différence significative entre l'homme et la femme, y compris de type africain [4]. L'impression clinique plus cambrée chez les femmes est sans doute liée à une répartition différente des parties molles [5]. Des variations des paramètres pelviens et rachidiens corrélés avec l'angle d'incidence (angle noirci) sont notées sur l'image c.1 [6]. Ils indiquent qu'en général, un fort angle d'incidence pelvienne sont associées une forte cyphose, une forte lordose, une forte pente sacrée et une version pelvienne forte. Et qu'à un faible angle d'incidence sont associées une faible cyphose, une faible lordose, une faible pente sacrée et une version pelvienne faible. Cependant, si on observe une bonne corrélation entre l'inclinaison de la pente sacrée et la lordose, par contre, lordose et cyphose semblent évoluer de façon indépendante [7].

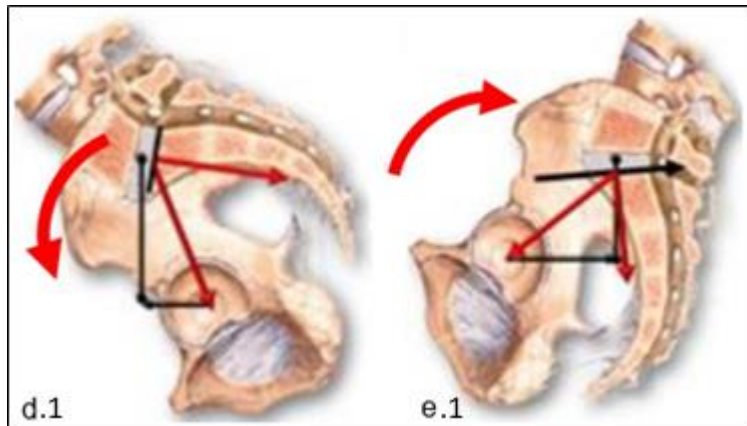


Enfin, la morphologie sagittale du bassin détermine une configuration appropriée du rachis propre à l'individu car l'ensemble pelvi-rachidien s'auto organise automatiquement lorsque les humains adoptent une attitude debout pseudo statique [8] [9]. Le bassin est alors repoussé par les deux têtes fémorales. Il est alors légèrement rétroversé [10].



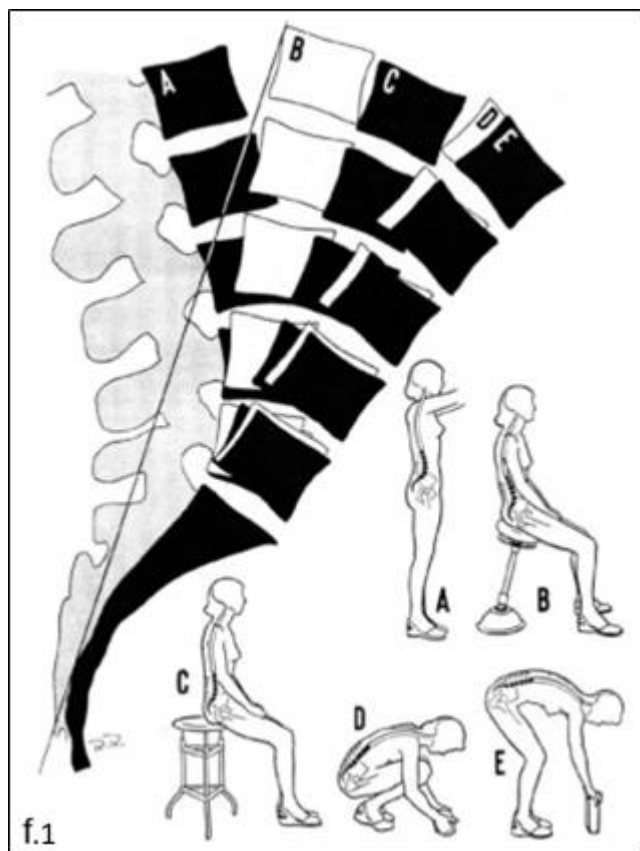
Mais le bassin fonctionne surtout comme un levier osseux que nous mobilisons en le faisant osciller automatiquement ou intentionnellement autour de l'axe de nos articulations coxofémorales, avec la musculature de notre torse au cours de nos activités, en lui conférant une

raideur viscoélastique et en modifiant notre angle de version pelvienne. Lorsque nous entraînons nos épines iliaques supérieures vers l'avant, notre bassin vient en antéversion (images d.1), la pente sacrée et la lordose lombaire augmente, le porte à



faux diminue jusqu'à s'inverser, la configuration de la coxofémorale limite sa flexion et sa rotation interne [11]. Lorsque nous entraînons nos épines iliaques supérieures vers l'arrière, notre bassin vient en rétroversion (images e.1), la pente sacrée et la lordose lombaire augmente, le porte-à-faux aussi [12]. Notons que tous les changements de configuration segmentaires que nous mettons en œuvre pour nous mettre debout, nous asseoir, nous coucher... s'accompagnent d'oscillations du bassin (image f.1). Ce faisant, notre l'angle d'incidence pelvienne reste constant.

Notons encore qu'avant la puberté l'enfant est fréquemment en hyperlordose avec une antéversion pelvienne, un porte-à-faux inférieur à 2,5 cm ou même parfois négatif (en avant du centre des têtes fémorales), avec une accentuation de l'inclinaison de la pente sacrée. Cette attitude se modifie avec la croissance des membres inférieurs (entre 11 et 13 ans chez le garçon et 9 et 11 ans chez les filles). L'adolescent (âge moyen de 13 ans^{1/2}) acquiert rapidement son morphotype adulte [13].



1 <https://www.youtube.com/watch?v=O-6piG06XMY>

2 Azzouz S., 2014, *L'équilibre sagittal en pathologie rachidienne*, Hôpital militaire universitaire spécialisé de Staoueli.

3 Montigny J. P., 2010, *Paramètres lombo-pelviens et balance sagittale du torse*.

- 4 Bilecot R. et Mackosso E., 2007, *équilibre sagittal du rachis lombaire de 94 sujet lombalgiques noirs africains*, Société française de rhumatologie.
- 5 Milon E., *De Mauroy Morphotypologie dans le plan sagittal, Évolution de l'enfant à l'adulte*, Clinique du Parc - Lyon.
- 6 Tardieu C et coll., (2006), déjà cité.
- 7 Milon E., *De Mauroy*, déjà cité.
- 8 Tardieu C et coll., (2008), déjà cité.
- 9 <https://www.youtube.com/watch?v=UuNkC6CqJEO>
- 10 Duval-Beaupère et Legaye, 2004
- 11 Folinais D., Lazennec J. Y., 2014, *apport de l'EOS pour la compréhension des anomalies morphologiques et fonctionnelles des coxofémorales*, service d'orthopédie de la Salpêtrière.
- 12 <https://www.youtube.com/watch?v=cxeYUGyz4A>
- 13 Milon E., *De Mauroy*, déjà cité.

Rester debout

S'il est intéressant de codifier une posture statique normale pour devenir capable de détecter des anomalies fonctionnelles, cette référence devient insuffisante dès qu'il s'agit d'objectiver le fonctionnement biomécanique du torse à partir de ses observations. Parce que nous ne sommes pas seulement capables de nous mettre debout. Nous savons y rester malgré les perturbations mécaniques qu'engendrent les efforts musculaires que nous produisons pour nous rendre là où nous désirons aller, en courant éventuellement pour capturer une proie, en sautant pour cueillir un fruit, en nous arc-boutant pour repousser un gêneur..., et contre celles que l'environnement peut appliquer sur nous. Les activités humaines sont généralement dynamiques. On ne peut donc pas limiter sa réflexion à l'analyse statique d'une posture sans histoire, si l'on veut les étudier utilement.

Néanmoins, pour faciliter la compréhension de notre argumentation, nous distinguerons trois catégories de station debout : 1) celle où nos pieds restent immobiles et la configuration segmentaire du système polyarticulé qu'est notre corps invariable ; 2) celle où nos pieds se déplacent en ligne droite, à vitesse constante, tandis que la configuration segmentaire de notre corps est figée ; 3) celle durant laquelle, des forces diverses, d'origine musculaires (internes) et/ou d'origine environnementales (externes), modifient la configuration de nos segments en les accélérant différemment (vitesses relatives), pour nous transporter de manière autonome et/ou adapter nos comportements aux perturbations venant du contexte avec lequel nous interagissons. On notera que les deux premières catégories sont des cas particuliers exceptionnels de la troisième, qui est générale.

Le premier cas se limite à une posture debout "pseudo statique". Pseudo statique signifie que nos pieds et notre configuration segmentaire sont immobiles, tandis que l'ensemble de notre corps, tête incluse, ne cesse d'osciller en parcourant la base d'un cône inversé dont notre centre des pressions plantaires est le sommet. Cela dans les limites perceptives de notre système vestibulaire, qui déclenche des synergies musculaires automatiques maintenant notre tête à peu près à l'aplomb

de nos pieds. Le système est quasiment en équilibre, donc l'accélération de son centre de gravité global est quasiment nul, sa vitesse aussi.

Dans le deuxième cas, les paramètres posturaux sont équivalents au premier, mais la totalité du corps figé se déplace à vitesse constante. C'est ce qui pourrait se passer si, après une période d'accélération, nous glissons à skis, en trace directe, alors que la grandeur de la somme des forces des frottements aérodynamique et neige→ski égale la composante de gravité déterminée par la pente de la piste.

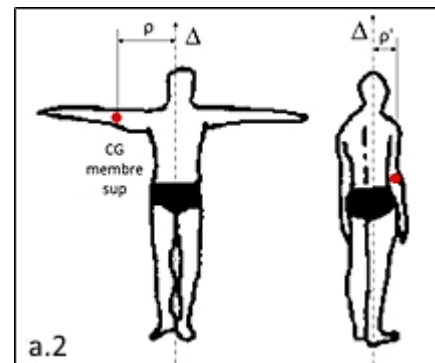
Le troisième cas concerne nos activités courantes. Celles au cours desquelles nous modifions sans cesse les positions relatives de nos segments avec nos forces musculaires pour rester en appui sur certaines parties de notre corps (pied, main...), peut-être en nous transportant, tandis que nous produisons éventuellement des effets sur notre environnement physique et/ou culturel, ou que nous réagissons aux perturbations qui viennent du contexte avec lequel nous interagissons (ski, surf de vague...), alors que nous visons ici et maintenant ou à plus long terme la satisfaction d'un désir ou évitons au mieux un désagrément.

Pour l'illustrer ce type général d'activités, reprenons l'exemple simplifié utilisé dans cas précédent. Tandis que nous glissons face à la pente avec une posture figée et à vitesse constante, s'il nous vient à l'esprit de contourner un rocher, nous devons créer, en manœuvrant nos skis, le long de leurs surfaces de contact avec le manteau neigeux, une ou deux force(s) qui dévie(nt) notre trajectoire. Cet effet directionnel, transmis de la neige vers nos skis et de ceux-ci vers nos pieds via nos fixations et nos chaussures, pousse latéralement nos pieds vers l'intérieur de leurs trajectoires, alors que la chaîne de nos muscles extenseurs éloigne notre centre de gravité de la piste, parce que nous voulons être debout. Alors, pour rester debout malgré cette perturbation, nous devons nécessairement mobiliser certains de nos muscles pour transformer la configuration de nos segments afin de déplacer notre poids vers l'intérieur de la trajectoire de nos pieds. Sans cela, nos pieds dévieraient de leurs trajectoires d'origine indépendamment du haut de notre corps et nous finirions par basculer vers l'extérieur du virage. Donc, pour rester debout malgré l'effet directionnel que nous provoquons en manœuvrant nos skis, nous nous faisons "tomber" vers l'intérieur de la trajectoire de nos pieds, tandis que l'effet directionnel nous fait "tomber" vers l'extérieur de celle-ci. Le novice qui découvre l'effet de cette perturbation a besoin d'être en trace large pour la réguler de proche en proche, parce qu'il réagit en feedback, alors que l'expert, qui a mémorisé la conséquence de cet acte, la contrôle en agissant par anticipation, avec fluidité. Et si nous percevons alors, sous les plantes de nos pieds, une augmentation des forces de contact avec nos chaussures, c'est parce que dans un système polyarticulé statique ou pseudo statique, les poids des segments sont les seuls efforts en jeu, alors que ceux qui viennent des accélérations que nous

produisons en manœuvrant nos skis pour changer de direction sont beaucoup plus importants.

Par cette longue digression, nous voulons faire comprendre au lecteur que lorsque nous agissons debout, les forces \vec{R}_a , \vec{R}_g et \vec{F} , qui contraignent nos articulations sacro-iliaques (image b), ne viennent pas seulement de la masse de chaque segments surplombant notre plateau sacré, éventuellement augmentée par celle d'un outil ou d'un équipement, que l'accélération gravitationnelle (\vec{g}) transforme en poids, c'est-à-dire en force ($\vec{P} = m \cdot \vec{g}$). Mais qu'au poids de chaque segment du système polyarticulé qu'est notre corps, s'ajoutent l'effet produit par l'accélération de celui-ci, celle que nous créons avec nos forces musculaires, qui engendrent sa rotation autour du point où il s'articule avec le segment voisin, en générant son déplacement relatif ($\vec{F} = m \cdot \vec{a}$), et que ces efforts du haut du corps interagissent simultanément, par les articulations coxofémorales, avec ceux qui viennent du bas du corps, c'est-à-dire des segments de nos membres inférieurs, qui ont chacun un poids, et que les forces qui s'appliquent à nos points de contact avec notre environnement accélèrent. En réalité, ce sont donc les résultantes des forces des masses segmentaires concernées par notre activité et des effets dynamiques qu'elle génère, qui interagissent entre chaque articulation coxofémorale et le plan sacré (contact L5/S1), via nos os iliaques, nos articulations sacro iliaque et la symphyse pubienne.

Mais pas seulement, à cette dynamique segmentaire, s'ajoute la cinétique de nos mouvements. Parce que le déplacement relatif de chaque centre de gravité segmentaire par rapport à son centre instantané de rotation fait varier son moment d'inertie², car la grandeur du rayon de giration de son centre de masse change. Ce qui modifie les contraintes articulaires lorsque sa vitesse de rotation est modifiée. Par exemple (image a.2), les contraintes au niveau des épaules de l'humain augmentent quand sa vitesse de rotation autour de l'axe Δ augmente. Et cela d'autant plus fortement qu'il écarte ses bras. Car ce faisant, il augmente le rayon de giration du centre de gravité de chacun d'eux ($\rho > \rho'$). Alors, la quantité d'énergie qu'il faut appliquer pour faire varier sa vitesse de rotation devient plus grande, et donc aussi la quantité d'énergie qu'il accumule. C'est ce qui se passe lorsqu'un patineur effectue une pirouette [1].



² La relation est $J_{\Delta} = m \cdot \rho_{\Delta}^2$ avec J_{Δ} est le moment d'inertie par rapport à l'axe Δ ; m la masse en kg ; ρ le rayon de giration autour de l'axe Δ en mètres.

D'autant que la complexité ne se limite au poids et à la dynamique de chaque segment. Il faut encore tenir compte de la viscoélasticité des muscles qui gainent nos articulations. Car nous sommes capables de filtrer la transmission des efforts entre chaque étage articulaire, en contractant ou en relâchant les muscles qui la commande.

Faisons deux analogies avec le fonctionnement familier d'une automobile, pour faciliter notre compréhension de ce qu'est le filtrage articulaire. La première concerne la ressemblance entre la transmission d'un effort entre les deux segments d'une articulation et l'embrayage. La seconde concerne la ressemblance entre la viscoélasticité musculotendineuse et l'ensemble ressort-amortisseur de la suspension.

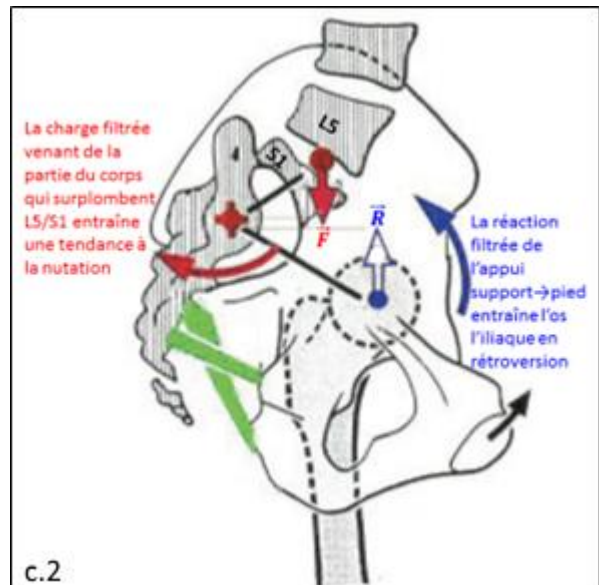
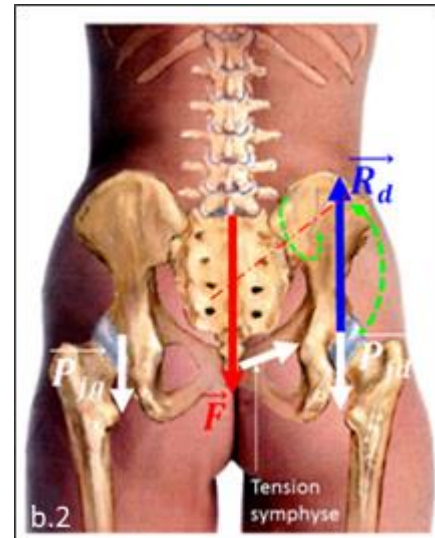
Une contraction ou gainage transmet l'énergie³ d'un segment vers celui qui est de l'autre côté de l'articulation : on embraye. Cependant, si l'articulation est en flexion partielle, les muscles et leurs tendons s'étirent en accumulant de l'énergie et en freinant l'augmentation de flexion articulaire car leurs tissus sont visqueux. À la façon d'un ressort couplé à un amortisseur qui se déforme lors du franchissement d'une bosse, en accumulant l'énergie transmise par ce relief à la roue, tandis que l'amortisseur empêche la voiture de rebondir, en obligeant l'huile qu'il contient à passer par un petit trou d'un côté à l'autre d'un piston, ce qui transforme l'énergie accumulée en chaleur par le frottement de ses molécules entre elles. Un relâchement "total" ne transmet pas l'effort pendant le temps où les segments tournent l'un vers l'autre autour de l'articulation : on débraye. Au cours d'un relâchement partiel, une partie l'effort est transmise tandis qu'une autre s'accumule dans le muscle et qu'une autre encore se dissipe en chaleur dans le muscle pendant la rotation des segments l'un vers l'autre : on fait patiner l'embrayage. On peut donc choisir d'"avalier" partiellement un effort, d'en transmettre tout ou partie et même de rebondir.

Rester debout sur un ou deux pieds (voire une main) nécessite donc, en plus de la détection de la verticale terrestre et du déplacement relatif de nos pieds vis-à-vis de notre tête (mécanorécepteurs articulaires et plantaires, canaux semi-circulaires, flux optique...), des actions anticipatrices venant de muscles très puissants, qui mobilisent le bassin en agissant des fémurs sur celui-ci et du bassin vers le rachis et/ou les côtes [2] [3], tandis que d'autres gainés de collagène érigent le torse, le haubane, le raidissent, le stabilisent ou au contraire le relâche, et alors que des rotateurs font tourner certains segments les uns par rapport à d'autre, ou visent l'axe des épaules par rapport à celui des hanches, et que

³ Il existe diverses formes d'énergie que l'on quantifie en Watts. En mécanique, une quantité d'énergie peut se transformer en quantité de mouvement, en chaleur... d'une grandeur équivalente.

d'autres encore orientent simultanément la tête par rapport à la ceinture scapulaire, font tourner les membres supérieurs par rapport à celle-ci, s'incliner et/ou de pivoter les membres inférieurs indépendamment du torse..., en déclenchant diverses synergies segmentaires ou techniques corporelles innées ou apprises.

L'image b.2 illustre grossièrement comment la somme géométrique du poids et des moments dynamiques venant des parties du corps surplombant le plateau sacré, filtrés par les raideurs musculaires de leurs articulations, interagissent, via les articulations sacro-iliaques elles même viscoélastiques, avec celles qui viennent de l'environnement, filtrées aussi par les raideurs musculaires des articulations de chaque membre inférieur, qui s'applique sur chaque coxofémorale⁴. Cet antagonisme induit une flexion et une rotation en rétroversion de l'os iliaque concerné, du fait du moment créé par le porte-à-faux, qui entraîne une tendance à la nutation⁵ (image c.2 [source Kapandji]). Ce mouvement peut être amplifié sous l'action des muscles plats de l'abdomen et des ischios jambiers ou contrarié ou inversé par l'action des muscles dorsaux ou des fléchisseurs des cuisses, créant une tendance à la contre nutation ([4], [5], [6] et revoir [1] et [2]).



- 1 Allard P, et Bianchi J-P, 1996, *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, Décarie Éditeur.
 2 <https://www.youtube.com/watch?v=hoc6J20GskU>
 3 <https://www.youtube.com/watch?v=zz6qgwZ1s>
 4 <https://www.youtube.com/watch?v=GU2eErpuYZQ>
 5 <https://www.youtube.com/watch?v=iTOBN2AJqnI>
 6 <https://www.youtube.com/watch?v=zqj66pRzENw>

L'investigation dynamique d'une activité

Face à cette complexité, un enseignant sportif qui se contenterait de ses seules perceptions et de sa seule intuition introspective, pour mettre en mots les

⁴ Même sans contact, un moment dynamique s'exerce sur une articulation, du seul fait que la masse du ou des segments qui s'y articule(nt) est (sont) l'accélééré(s) par la gravité et/ou une action musculaire et/ou le contexte.

⁵ Au cours de la nutation l'extrémité du coccyx va en arrière.

causalités biomécaniques qui sont en jeu lorsqu'un skieur alpin oriente son torse fléchi, court le risque de proférer des croyances très éloignées de la réalité. Chacune de ses déductions venant de ses perceptions doit être guidée par une grille de lecture et ses raisonnements par un modèle technologique, élaboré à partir d'une analyse dynamique en trois dimensions (3D) des techniques corporelles utilisées par les experts de la pratique et des savoirs cliniques et scientifiques. Car, d'entre les pratiquants d'une d'activité, il vaut mieux observer les techniques corporelles des plus compétents, parce qu'elles sont plus régulières d'une exécution à l'autre que celles des novices, et que leur efficacité remarquable fait qu'elles deviennent transitoirement la pratique sociale de référence [1]. Leurs techniques corporelles sont la partie observable de leurs aptitudes neuropsychologiques. Celles qui se sont sélectionnées au cours de l'évolution de notre espèce, que nos expérimentations transforment en nous rendant capables de mémoriser les modèles perceptifs et moteurs qui nous font marcher, courir, pratiquer le ski alpin... Celles qui déclenchent les synergies musculosquelettiques avec lesquelles nous modifions la configuration de nos segments en visant un résultat désiré.

Mais, comme nous l'évoquions au début de ce chapitre, il semble que ce référentiel technologique manque. Il faudrait conduire une investigation pour combler le déficit de connaissance du fonctionnement du torse, afin d'objectiver par exemple les relations biomécaniques existant entre l'angle de version du bassin d'individus type et l'amplitude possible des dissociations de l'axe de ses hanches avec celui de ses épaules (vissage). Elle permettrait aussi de répondre aux questions que se posent certains praticiens : Faut-il être plutôt en ante ou en rétroversion pour contourner les déterminismes squelettiques qui me limitent ? Pour quelle typologie squelettique ? Comment objectiver l'observation de la version pelvienne ? Quelles sont les variations observables des courbures du rachis que cet angle de version entraîne ? Comment varie la grandeur du porte-à-faux résultant de la flexion ou de l'extension des fémurs que cet angle de version engendre ? Quelle relation entre la grandeur du porte-à-faux et le filtrage des perturbations venant des contacts neige→skis ? Comment objectiver mes observations ou mes perceptions kinesthésiques ?... Le but visé par une telle recherche serait de proposer aux intervenants sportifs et aux pratiquants, des observables qui définissent des relations segmentaires optimisant les laxités intervertébrales utiles à la pratique du ski alpin, tout et en prémunissant les acteurs d'éventuelles lésions rachidiennes provoquées par des techniques incompatibles avec leur typologie squelettique.

C'est par cette rigueur technologique que l'enseignant sportif limitera les risques d'erreurs de son raisonnement mécanique et de l'élaboration des conseils qu'il prodigue à l'observé, et tenter de comprendre comment l'acteur conçoit les

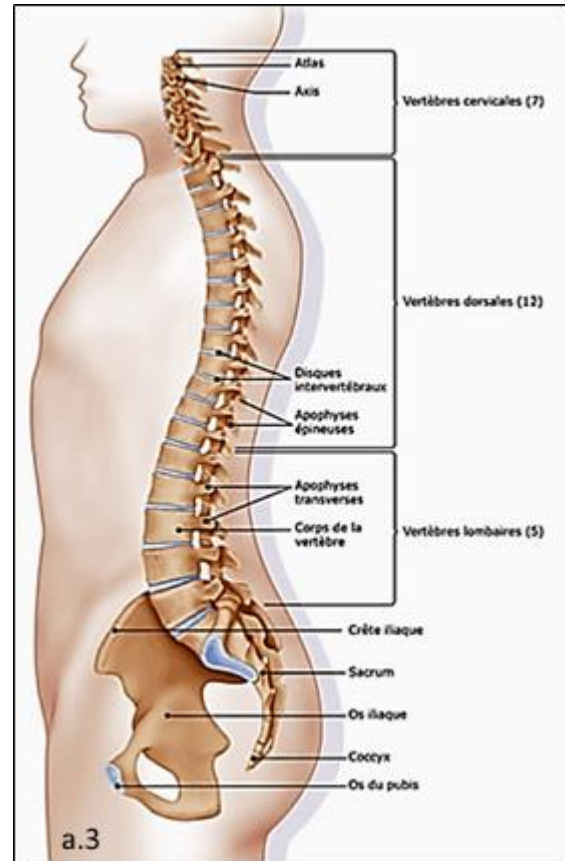
causalités perception-action qui orientent son activité et résultent des techniques corporelles qu'il utilise.

1 MARTINAND, J.-L. (1989) *Pratiques de référence, transposition didactique et savoirs professionnels en sciences techniques. Les sciences de l'éducation, pour l'ère nouvelle*, N° 2. pp. 23-29.

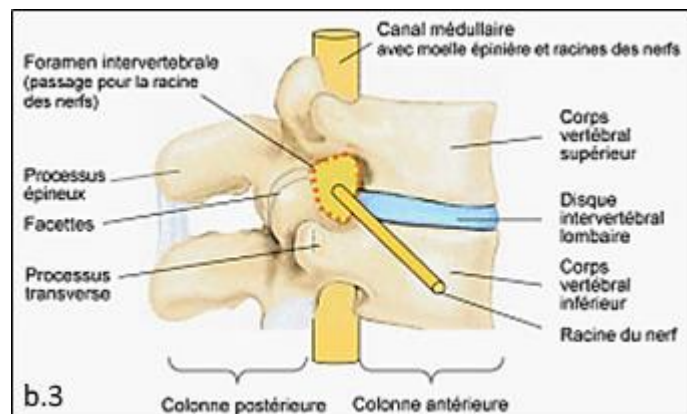
La colonne vertébrale ou rachis

Le rachis s'étend de la pointe du coccyx jusqu'à la base du crâne (image a.3). La taille des vertèbres progresse du coccyx jusqu'au plateau sacré, puis diminue graduellement de bas en haut. Ces différences morphologiques sont à mettre en relation avec l'augmentation progressive des efforts que chacune d'elles supportent.

Cet empilement osseux articulé comprend 33 à 34 vertèbres selon les individus. De bas en haut, il est constitué de : 4 coccygiennes ; 5 sacrales ; 5 lombaires ; 12 thoraciques articulées aux 12 paires de côtes et 7 cervicales. Chez l'adulte, les 4 vertèbres coccygiennes fusionnées forment le coccyx et les 5 vertèbres sacrales, fusionnées elles aussi, forment le sacrum [1].



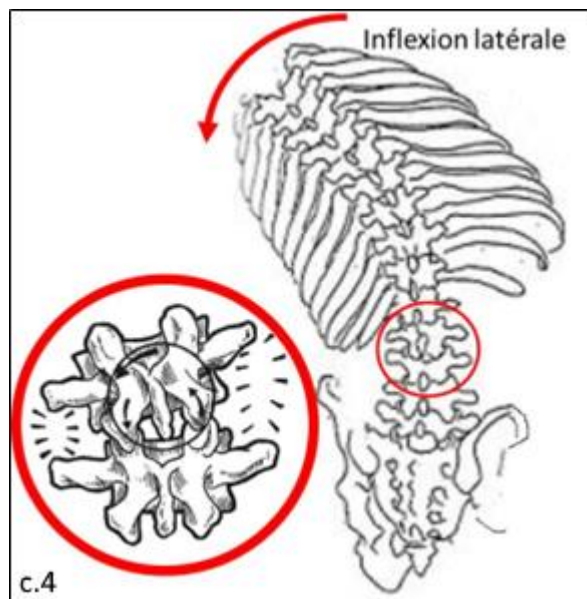
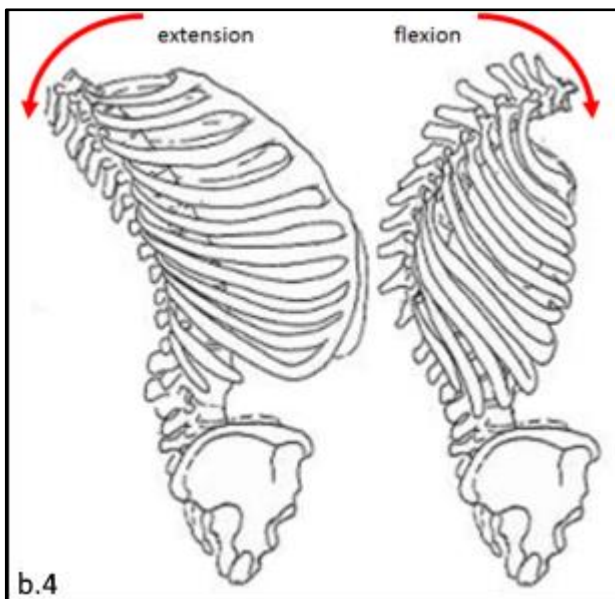
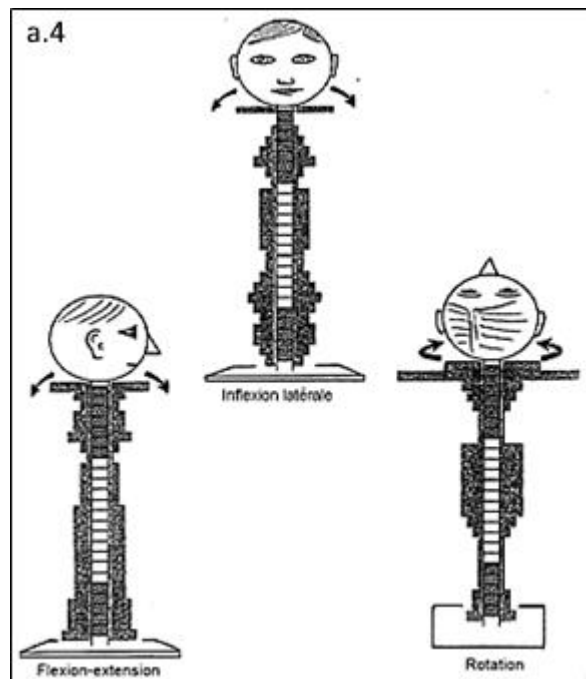
Des disques intervertébraux s'insèrent entre chaque vertèbre [2]. Ils transmettent et amortissent les efforts dus au poids et aux conséquences mécaniques de la dynamique de chaque élément morphologique qui le surplombe. La colonne vertébrale sert aussi de gaine protectrice à la moelle épinière, qui échange des influx nerveux entre le cerveau et l'ensemble des muscles et capteurs sensoriels du corps. Ceux-ci transitent par les racines des nerfs spinaux, qui constituent le départ de 31 paires de nerfs rachidiens rejoignant un organe ou un membre. Elles sortent de la colonne vertébrale en arrière de chaque disque intervertébral (image b.3).



- 1 <https://www.youtube.com/watch?v=TvOSAWc115o>
 2 <https://www.youtube.com/watch?v=oGqFvvMcNeM>

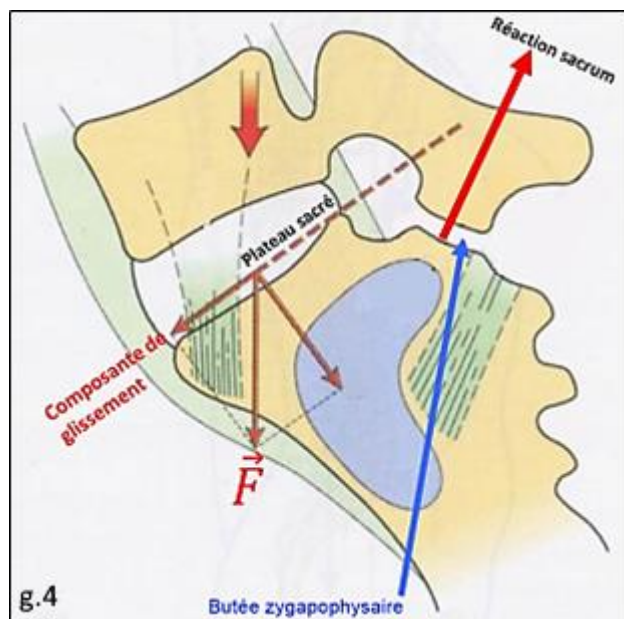
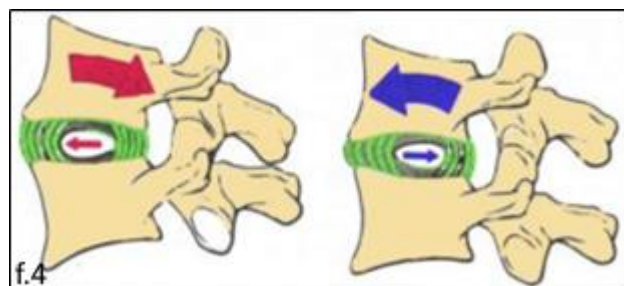
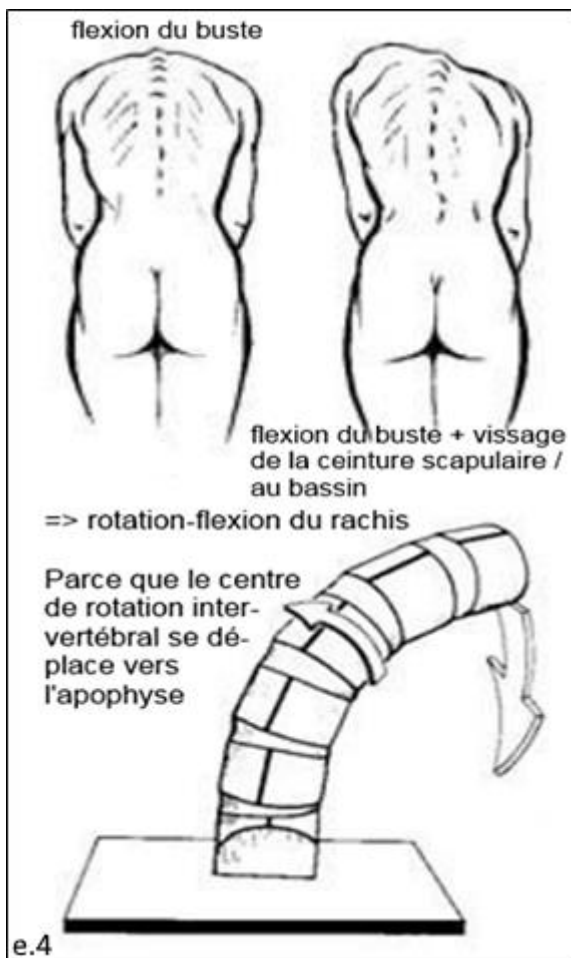
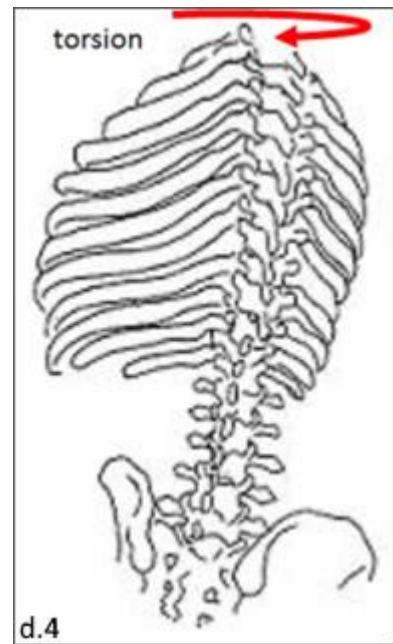
Les transformations possibles de la configuration du torse

La mobilisation des muscles du torse suivant l'intention inconsciente ou consciente de l'individu, en tension avec les efforts qui lui sont appliqués par l'environnement, déforme le système musculosquelettique composé des vertèbres, des côtes et du bassin, suivant un déterminisme qui vient de ce que nous avons évolué pour marcher et de caractéristiques individuelles. Le diagramme présenté sur figure a.4 montre les répartitions statistiques des laxités de chaque étage intervertébral en inflexion latérale, en flexion-extension et en rotation. Hormis celles du rachis cervical, on observe que les



étages thoraciques sont plus laxes en rotation que les étages lombaires, tandis qu'en flexion, c'est au niveau lombaire qu'elles sont le plus amples. Quant à l'inflexion latérale, on remarque la laxité plus importante du rachis lombaire et du bas du rachis thoracique. L'image b.4 illustre la déformation de la cage thoracique engendrée par une flexion ou une extension simple du torse. Sur celle-ci, on remarque que toute flexion ample ne peut se réaliser sans une expiration simultanée visant à diminuer la pression pneumatique à l'intérieur de cette structure gonflable. Sur l'image c.4, on observe que l'inflexion latérale simple

déforme aussi la cage thoracique. La "loupe" focalise l'attention du lecteur sur le pincement des apophyses qui limite la laxité de cette technique corporelle et les conséquences traumatiques qu'elle peut entraîner. L'image d.4 précise la déformation asymétrique que subissent des côtes lors d'une torsion simple de la ceinture scapulaire vis-à-vis du bassin. L'image e.4 quant à elle explicite la façon dont se déforme le rachis lors d'une flexion du buste combinée à un vissage de la ceinture scapulaire vis-à-vis du bassin. Cette action simultanée provoque une flexion-torsion de la colonne vertébrale, qui est due au déplacement des centres instantanés de rotation des étages intervertébraux quand les disques sont contraints asymétriquement au cours de la flexion (nucléus, image f.4) [1].



La particularité de l'étage intervertébral L5/S1.

Il faut encore observer la particularité de l'étage intervertébral entre la 5^{ème} vertèbre lombaire et la 1^{ère} vertèbre sacrée. Dans les lignes précédentes, nous

avons mis en évidence le fait que la musculature intervertébrale, combinée à celle qui s'insère entre les fémurs, les os composant le bassin, les rachis et les côtes, gainée de collagène ou non, érige le torse, engendrent ses mouvements de torsion, de flexion, d'inflexion ou d'extension simples ou combinés et/ou régule ceux qui viennent de la dynamique des interactions du pratiquant avec le contexte. Le moment résultant de ces masses corporelles en mouvement compose le torseur du système musculosquelettique et viscéral qui surplombe l'articulation sacrée. La force résultante \vec{F} de ce torseur se répartit sur les insertions du système musculaire et s'applique sur l'étage intervertébral L5/S1 (image g.4). Cette image illustre la particularité de l'articulation lombo-sacrée. Elle nous révèle qu'une butée articulaire bloque la composante de glissement de \vec{F} entre L5 et S1. Notons qu'une configuration inappropriée du rachis due à une version néfaste du bassin peut endommager ce contact articulaire, voire le briser (spondylolisthésis).

1 <https://www.youtube.com/watch?v=oGqFvvMcNeM>

2 Mauroy J. C., *Bipédie et Biomécanique du complexe lombo-pelvi-fémoral*, Centre Européen de la Colonne Vertébrale Clinique du Parc - Lyon (France).

Épilogue

Au cours de cette revue de question sur la physiologie et le fonctionnement biomécanique de l'ensemble torse-rachis-bassin, bien que les techniques corporelles nécessitant un vissage de l'axe des épaules par rapport à celui des hanches soient utilisées au cours de beaucoup d'activités sportives et professionnelles (tennis, javelot, alpin ski, manutention ...), nous n'avons découvert aucune publication scientifique qui la concerne. Certes, nos lectures ne sont pas exhaustives, surtout qu'elle se limite aux publications en langue française. Nous proposons à tout lecteur qui en aurait trouvé d'autres de nous les faire parvenir. Merci.

Pour combler ce manque apparent, il nous a paru nécessaire d'initier une recherche induite par nos observations cliniques, qui concerne la relation qu'entretiendrait l'angle de version du bassin avec la laxité du vissage de l'axe des épaules vis-à-vis de l'axe des hanches, qui est cruciale pour la pratique du ski alpin. Face au refus réitérés de la cellule de recherche de la FFS, de l'INSEP et du désintérêt des universités françaises que nous avons sollicité, nous avons rejoint l'équipe scientifique d'une université des sciences du sport helvétique qui partage avec nous la nécessité d'indiquer aux moniteurs, aux entraîneurs et aux pratiquants des observables objectivés utiles pour faciliter l'apprentissage cette technique corporelle et pour préserver les acteurs des lésions rachidiennes.