CHAPITRE 1

STATIQUE, POSTURES D'ÉQUILIBRE, FORCES ET MOMENTS AUX ARTICULATIONS

L'objet de toutes études biomécaniques est d'analyser au travers d'un double système de forces (forces internes et externes) les postures et les mouvements du corps. Ce chapitre présente les éléments essentiels à l'analyse des forces externes présentes lors d'une posture d'équilibre.

1 Classifications des forces

Lorsque l'on étudie une posture d'équilibre, ou un mouvement, il convient de définir précisément le système étudié ainsi que les forces en présence. Quel que soit le système, les forces sont classées en forces externes ou internes. Ces dernières peuvent être décomposées afin que leurs actions soient spécifiquement déterminées.

Forces externes et forces internes

Les forces externes correspondent aux forces qui sont exercées par le milieu extérieur sur le système étudié. Les forces internes correspondent, quant à elles, aux forces exercées par une partie du système sur une autre partie du système. Cette distinction entre forces internes et forces externes dépend du système étudié. Par exemple, considérons deux individus en extension dorsale se maintenant par les mains (fig. 1-1).

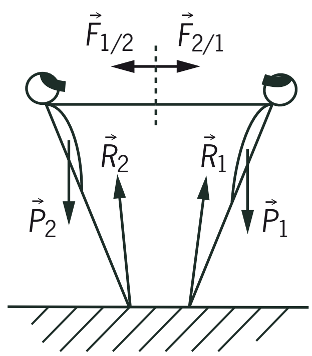


Figure 1-1. Décomposition d'un système de force en deux systèmes de force

Dans un premier temps, le système étudié comprend les deux sujets. Les forces externes sont les poids des deux sujets et les réactions au niveau du sol. Les forces internes comprennent les forces musculaires, ligamentaires et inter-articulaires, ainsi que les forces de liaison $\vec{F}$ qui s'appliquent au niveau des mains et qui correspondent à l'action de l'un des deux sujets sur l'autre sujet. Si l'on considère maintenant uniquement le sujet 1 comme système étudié, nous avons comme forces externes le poids du sujet, la réaction du sol au niveau des pieds ainsi que la force $\vec{F}_{2/1}$ qui correspond à l'action au niveau des mains du sujet 2 sur le sujet 1 (fig. 1-2).

Il apparaît donc, pour déterminer l'action des forces externes agissant sur un système, de clairement identifier le système étudié ainsi que les forces externes qui agissent sur ce système.

Pour déterminer complètement les forces externes (intensité, sens, direction) agissant sur un système, on applique les relations fondamentales de la dynamique, à savoir :

$$\sum \vec{F}_{ext} = m\vec{a} \quad (1) \qquad \sum \vec{M}_O(\vec{F}_{ext}) = \vec{I}\ddot{\theta} \quad (2)$$

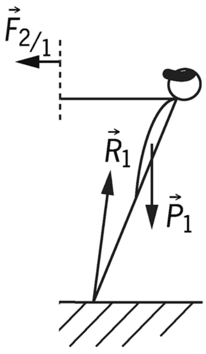


Figure 1-2. Forces externes agissant sur le sujet 1

L'équation (1) indique que la somme des forces externes agissant sur le système est égale au produit de la masse (m) par l'accélération linéaire ($\vec{a}$) du système. Pour l'équation (2), nous avons la somme des moments des forces externes qui est égale au produit de l'inertie (I) par l'accélération angulaire ($\ddot{\theta}$) du système. Dans des conditions statiques (sans mouvement) ou de posture d'équilibre, les accélérations linéaires et angulaires du système sont nulles. On obtient alors les principes de non-translation (équation 3) et de non-rotation (équation 4).

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{0} \quad (3) \qquad \sum \vec{M}_O(\vec{F}_{ext}) = \vec{0} \quad (4)$$

Les équations (3) et (4) sont utilisées pour déterminer complètement les forces externes agissant sur un système dans des conditions statiques.

Chez l'homme, la détermination des forces internes (musculaires, articulaires, ligamentaires) passe généralement par une étape de modélisation du système étudié. À partir de ces modèles (nécessitant des données anthropométriques et anatomiques…) il est possible de passer des valeurs de moments et de forces externes aux valeurs de moments et de forces internes.

Moment d'une force

Nous avons vu dans les équations (2) et (4) la notion de moment des forces externes. De manière générale, le moment d'une force exprime l'action d'une force à distance. Si l'on considère une force $\vec{F}$ s'appliquant au point M (fig. 1-3), le moment de $\vec{F}$ par rapport au point O est défini par le produit vectoriel :

$$\vec{M}_O(\vec{F}) = \overrightarrow{OM} \wedge \vec{F}$$

Ce vecteur $(\vec{M}_O(\vec{F}))$ est perpendiculaire au plan formé par les vecteurs $\overrightarrow{OM}$ et $\vec{F}$, son sens est tel qu'il forme un trièdre direct (comme $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$), et son intensité est définie par :

$$M_O(\vec{F}) = OM \times F \times \sin(\overrightarrow{OM} \wedge \vec{F})$$

Si l'on considère la distance d qui est définie par :

$$d = OM \times \sin(\overrightarrow{OM} \wedge \vec{F})$$

alors, l'intensité du moment de $\vec{F}$ par rapport à O devient :

$$M_O(\vec{F}) = F \times d$$

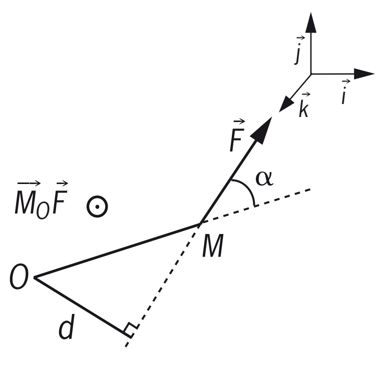


Figure 1-3. Moment d'une force $\vec{F}$ par rapport à un point M

d représente le bras de levier de la force $\vec{F}$ par rapport à O.

Dans des conditions statiques mais aussi dynamiques, le sens du moment d'une force par rapport à un point donne la tendance de la rotation. La représentation graphique de cette tendance est $\odot$ si le moment est positif et $\otimes$ si le moment est négatif. Par convention, le sens positif correspond au sens trigonométrique ou antihoraire. À partir du trièdre $(\vec{i},\vec{j},\vec{k})$, le produit vectoriel $\vec{i} \wedge \vec{j}$ donne le vecteur $\vec{k}$, alors que le produit vectoriel $\vec{j} \wedge \vec{i}$ donne le vecteur $-\vec{k}$. Par exemple, considérons une schématisation de l'articulation du coude (fig. 1-4). Le point *O* correspond au centre articulaire, $\vec{F}$ et $\vec{E}$ sont les forces qui représentent respectivement l'action des muscles fléchisseurs et extenseurs. Si les vecteurs $\vec{F}$ et $\vec{E}$ ainsi que l'avant-bras supportant les points B, *O* et A sont contenus dans un même plan alors, le moment de $\vec{F}$ par rapport à *O* donne la tendance à la flexion de l'avant-bras sur le bras (moment positif), et le moment de $\vec{E}$ par rapport à *O* donne la tendance à l'extension de l'avant-bras sur le bras (moment négatif).

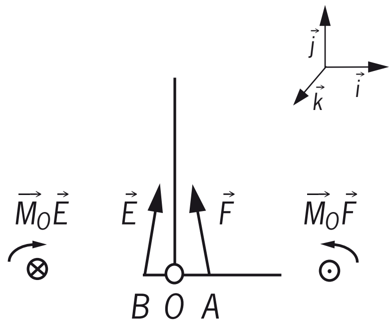


Figure 1-4. Représentation schématique de l'action des muscles fléchisseur ($\vec{F}$) et extenseur ($\vec{E}$) du coude

Le moment d'une force est une donnée essentielle en biomécanique. En effet, l'action des muscles se fait au travers des leviers articulaires, ce qui engendre des mouvements angulaires.

Décomposition de force

La décomposition d'une force permet dans certains cas d'apprécier et d'évaluer, pour différentes configurations du système étudié, les effets de cette force.

Composante de rotation, composante de stabilisation

Il s'agit ici d'analyser l'action d'une force musculaire par rapport à une articulation. Si l'on considère une articulation simple telle que l'articulation du coude, l'action des muscles fléchisseurs n'aura pas, en fonction de l'angle articulaire les mêmes effets. Sur la figure 1-5 nous avons représenté l'architecture osseuse du coude pour différentes configurations articulaires. L'action des muscles fléchisseurs est représentée par le vecteur $\vec{B}$ dont l'orientation est définie par rapport à l'avant-bras (θ). Ce vecteur peut être décomposé en deux vecteurs qui sont :

- $\vec{T}$ supporté par un axe perpendiculaire à l'avant-bras ;
- $\vec{S}$ supporté par un axe qui est dans le plan de l'avant-bras.

Quelle que soit la configuration articulaire considérée, nous avons toujours :

$$\vec{B} = \vec{T} + \vec{S}$$

Le moment de $\vec{B}$ par rapport à *O* est défini par :

$$\vec{M}_O(\vec{B}) = \overrightarrow{OA} \wedge \vec{B} = \overrightarrow{OA} \wedge \vec{T} + \overrightarrow{OA} \wedge \vec{S}$$

L'intensité du moment de $\vec{B}$ par rapport à O est :

$$M_O(\vec{B}) = OA \times T \times \sin(\overrightarrow{OA} \wedge \vec{T}) + OA \times S \times \sin(\overrightarrow{OA} \wedge \vec{S}) = OA \times T$$

avec :
$\sin\ (\overrightarrow{OA}, \vec{T}) = 1$
$\sin\ (\overrightarrow{OA}, \vec{S}) = 0$

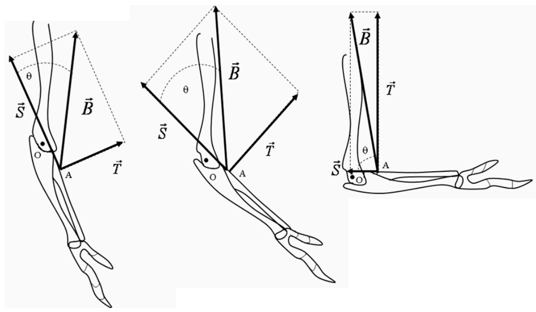


Figure 1-5. Décomposition de forces pour l'articulation du coude et pour différentes positions angulaires

Pour toutes les configurations articulaires, l'intensité du moment de $\vec{B}$ par rapport au centre articulaire O est définie par le produit de la composante T par la distance OA. Dans ces conditions, T correspond à la composante efficace ou composante de rotation de la force B. En effet, c'est cette composante qui permet de réaliser l'action de flexion de l'avant-bras sur le bras. La composante S ne participe pas au mouvement de flexion. Lorsque l'angle θ est inférieur à 90°, la composante S est orientée vers le centre articulaire O, son action tend à comprimer les surfaces articulaires. Lorsque l'angle θ est supérieur à 90°, la composante S est orientée à l'opposé du centre O, son action tend à disjoindre les surfaces articulaires. La composante S correspond à la composante de stabilisation. Les actions des composantes S et T vont varier en fonction de l'angle articulaire. En effet, si l'on considère une force B constante, la composante S sera supérieure à la composante T lorsque le coude est proche de l'extension complète, l'inverse se réalise lorsque le coude est proche de la flexion complète (fig. 1-5). Dans ce cas, le moment de B par rapport à O va varier en fonction de la position angulaire de l'articulation (Tableau 1).

Tableau 1. Effet de l'angle articulaire sur la valeur des composantes de S et T pour une force B = 100 N ($S = B \cos \theta$; $T = B \sin \theta$)

Angle θ (°)	***S* (*N*)**	***T* (*N*)**
15	96,6	25,9
30	86,6	50,0
90	0	100,0
110	34,4	94,0

Composante de compression, composante de glissement

Il s'agit ici d'analyser l'action d'une force sur un plan plus ou moins incliné. Pour cela, nous allons prendre pour exemple la jonction lombosacrée (fig. 1-6). Cette articulation anatomique comprend la dernière vertèbre lombaire, le plateau du sacrum et le disque intervertébral qui se situe entre ces deux structures osseuses. En position debout (statique), le poids du haut du corps $\vec{W}$ agit sur le plateau sacré qui est incliné d'un angle θ par rapport à l'horizontal (angle sacral). Cette force se décompose en une composante $\vec{S}$

supportée par un axe qui se situe dans le plan du plateau sacré, et une composante $\vec{C}$ supportée par un axe perpendiculaire au plateau sacré. Quel que soit l'angle θ, nous avons :

$\vec{W} = \vec{S} + \vec{C}$ avec $S = W \sin\theta$ et $C = W \cos\theta$

Représentation des composantes de compression $(\vec{C})$ et de glissement $(\vec{S})$

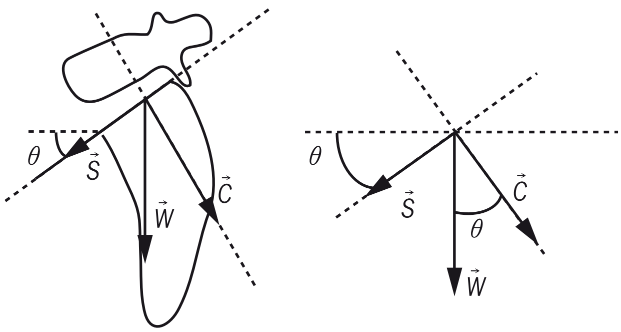


Figure 1-6. Jonction lombosacrée

Si le poids du haut du corps est constant, la composante $\vec{S}$ va augmenter avec l'augmentation de l'angle θ, alors que la composante $\vec{C}$ va diminuer. La composante $\vec{C}$ est une composante de compression, son action a pour effet de comprimer le disque intervertébral sur le plateau sacré. La composante $\vec{S}$ est une composante de glissement, son action a pour effet de faire glisser le disque intervertébral sur le plateau sacré. La fonction du disque intervertébral est d'amortir les chocs. Aussi, lorsque l'angle θ est supérieur à 45° la composante de glissement sera supérieure à la composante de compression (Tableau 2). Dans ce cas, le disque va glisser sur le plateau sacral, il ne pourra donc plus assurer efficacement sa fonction d'amortissement. Ce phénomène peut se produire dans le cas d'hyperlordose (θ > 45°).

Tableau 2. Effets de l'angle sacral (θ) sur les valeurs des composantes $\vec{C}$ et $\vec{P}$ pour $\vec{W}$ = 500 N

θ (°)	C (*N*)	S (*N*)
30	433,0	250,0
40	387,4	321,4
45	353,6	353,6,
50	321,4	383,0
60	250,0	433,0

Remarque :
Dans le cas de la compression, on utilise généralement la notion de contrainte

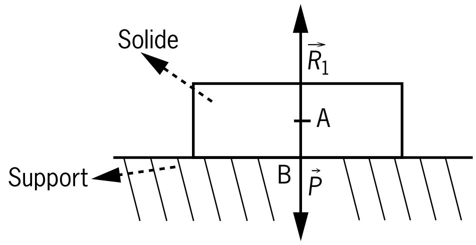
(σ, pression) qui correspond au rapport entre la force et la surface de contact

σ = Force/Surface ($N.m^{-2}$)

Force de contact entre solides

Considérons un solide placé sur un support dans des conditions statiques et dans le cas d'un contact idéal (sans frottement – figure 1-7). Le solide est soumis à deux forces externes, son poids $\vec{P}$ et la réaction du support $\vec{R}$ (principe d'action/réaction). Si l'on applique le principe de non-translation, on a :

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{O} = \vec{P} + \vec{R}$$



Le point A correspond au point d'application du poids du solide $(\vec{P})$.
Le point B correspond au point d'application de la réaction du sol $(\vec{R})$.

Figure 1-7. Contact entre solide et support

$P = R = m.g$ (m correspond à la masse du solide [kg] et g à la gravité [9,81 $m.s^{-1}$])

Dans ce cas, la réaction du support sera un vecteur directement opposé au poids du solide.

Dans le cas d'appuis plantaires, la force de réaction se répartit sous l'appui (on exerce une pression sur le sol). On assimile généralement cette pression en une force de réaction que l'on appliquera au centre des forces de pression (voir chap. 4.2).

Force de frottement entre solides

Dans le cas d'un contact idéal, que le solide se déplace ou non, la réaction du sol est directement opposée au poids du sujet. Ceci n'est pas le cas lors d'un contact avec frottement (fig. 1-8).

> **DÉFINITION**
>
> Lorsqu'un solide se déplace ou tend à se déplacer à la surface d'un autre solide, la force qui s'oppose au déplacement est appelée force de frottement.

Dans le cas de frottement de glissement, la force de frottement est :

- dépendante de la nature des surfaces en contact ;
- indépendante de l'étendue des surfaces en contact ;
- proportionnelle à la valeur de la force normale aux surfaces en contact (bien souvent le poids), à savoir :

  $R_t = \mu R_n$

R_t correspond à la force de frottement, cette force est tangentielle aux surfaces en contact, R_n correspond à la composante normale aux surfaces en contact, μ est le coefficient de frottement.

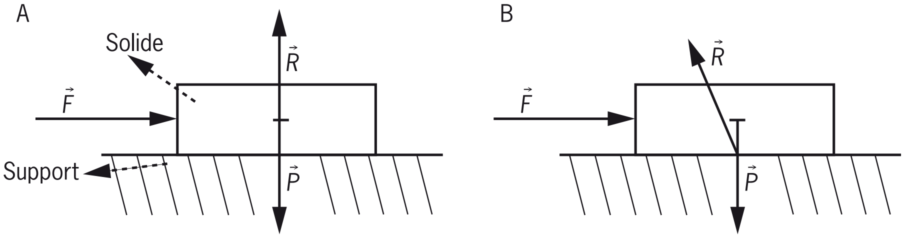


Figure 1-8. Contact idéal (A) et contact avec frottement (B) $\vec{P}$ correspond au poids du solide, $\vec{R}$ correspond à la réaction du support et $\vec{F}$ est une force qui déplace ou tend à déplacer le solide

Nous pouvons noter que l'inclinaison de la force de réaction du support par rapport à la composante normale est définie par l'angle α dont la valeur de la tangente est égale au coefficient μ.

$$\tan\alpha = \frac{R_t}{R_n} = \mu$$

Il existe une valeur limite de μ au-delà de laquelle le solide se déplace. Dès lors que le corps se déplace, le coefficient μ devient inférieur à μ limite.

Considérons un solide immobile sur son support (fig. 1-9). Ce dernier est soumis à 3 forces externes qui sont :

- $\vec{P}$: poids du solide ;
- $\vec{F}$: force externe qui tend à déplacer le solide ;
- $\vec{R}$: réaction du sol.

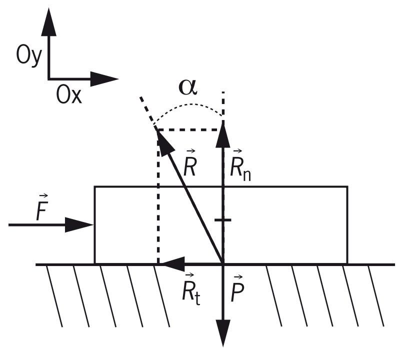


Figure 1-9. Décomposition de la force de réaction du support dans le cas d'un contact avec frottement

Le solide étant dans des conditions statiques, le principe de non-translation s'écrit :

$$\sum \vec{F}_{ext} = \vec{0} = \vec{P} + \vec{R} + \vec{F}$$

Si $\vec{R}_n$ et $\vec{R}_t$ sont les composantes normale (suivant (Oy)) et tangentielle (suivant (Ox)) alors on obtient suivant les axes :

$$(Ox)/\ F - R_t = 0 \Rightarrow F = R_t$$

$$(Oy)/\ R_n - P = 0 \Rightarrow R_n = P$$

$$R = \sqrt{R_n^2 + R_t^2} = \sqrt{P^2 + F^2}$$

La réaction du support n'est pas directement opposée au poids du solide.

Pour déterminer la force $\vec{F}$ nécessaire à appliquer au système pour qu'il se déplace, on se place à une valeur de $\mu = \mu$ limite (μ_l). Dans notre cas, pour que le solide se déplace il faudra que la force soit :

$$F > R_t \Rightarrow R_t = \mu_l . R_n = \mu_l . P \Rightarrow F > \mu_l . P$$