

Contribution à la simulation numérique du comportement viscoélastique de la peau humaine jeune et âgée in vivo

M. Ayadh¹, M-A. Abellan¹, R. Chatelin¹, J-M. Bergheau¹, H. Zahouani¹

¹ Université de Lyon, ENISE LTDS UMR 5513 CNRS, 58 rue Jean Parot, F42023 Saint-Etienne, France. marie-angele.abellan@enise.fr

Résumé — Ce papier propose la simulation numérique 3D à l'aide du logiciel SYSTUS® d'essais d'indentation sans contact conduit sur un sujet jeune et sur un sujet âgé in vivo pour un débit de 20 N l/min avec le modèle non-linéaire viscoélastique de Zener. Ces simulations permettent l'estimation de valeurs des paramètres mécaniques caractérisant la réponse des différentes couches de la peau humaine jeune et âgée in vivo.

Mots clefs — Peau humaine, indentation sans contact, viscoélastique, simulation numérique, paramètres mécaniques.

1. Introduction

La peau est un organe en constant renouvellement. Elle a la caractéristique d'être à la fois imperméable comme une frontière intérieure-extérieure, et perméable comme une zone d'échange privilégiée, résistante et souple, peuplée d'organites spécialisés dans l'alerte et la défense ou la réparation [1]. La peau est l'organe le plus grand du corps humain. Elle a une épaisseur de 0,5 à 5 mm selon les localisations du corps. Sa surface est d'environ de 1,75–2 m², son poids atteint 3,5–4 kg et elle renferme 20% de la totalité de l'eau du corps humain [1].

La peau a une structure en mille-feuilles qui comprend quatre couches superposées de tissus qui sont, de la surface vers la profondeur : le stratum corneum, l'épiderme viable, le derme et l'hypoderme.

L'épiderme est la couche la plus superficielle de la peau. Il a une épaisseur qui varie en fonction de la localisation : 0,04 mm à la paupière, 1,6 mm aux paumes des mains et plantes des pieds. En moyenne son épaisseur est de 0,1 mm. Il est constitué de couches de kératinocytes empilées les unes sur les autres qui se départagent en deux couches principales qui sont de bas en haut : l'épiderme viable (comprenant la couche basale, la couche muqueuse, la couche granuleuse) et le stratum corneum. On trouve également dans l'épiderme d'autres populations cellulaires qui sont : les mélanocytes, les cellules de Langerhans, les cellules de Merkel et de nombreux desmosomes qui lient les cellules entre elles. L'épiderme viable contient une seule rangée de cellules germinales. Ce sont les seules cellules capables de se diviser pour donner naissance à deux cellules filles. Ces cellules vont évoluer et changer de forme et de physiologie au fur et à mesure de leur montée vers la couche cornée pour devenir des cornéocytes. Le stratum corneum est la couche la plus externe de l'épiderme. Elle est située à la surface de la peau. Le stratum corneum est composée de cellules attachées les unes aux autres formant des lamelles flexibles et résistantes. Elle est principalement constituée de cellules mortes appelés cornéocytes. Ces cellules sont reliées entre elles par des cornéodesmosomes individuels et forment un réseau de cellules. Entre les cornéocytes, il y a une zone intercellulaire riche en lipides. La fonction protectrice de la peau est en grande partie due au stratum corneum.

Juste au-dessous de l'épiderme, le derme forme la plus épaisse des couches de la peau. Il est séparé de l'épiderme par la membrane basale, qui représente un filtre de diffusion vis-à-vis des produits qui circulent entre le derme et l'épiderme. Le derme est une structure complexe. C'est un tissu conjonctif à

la structure complexe qui contient des fibroblastes entourées par une matrice extracellulaire, des vaisseaux sanguins, des terminaisons nerveuses, les glandes sudorales et sébacées. Les fibroblastes produisent en permanence des fibres capables de résister en élasticité : les fibres de collagène, les fibres élastiques (élastine) et la substance fondamentale.

L'hypoderme est la couche la plus profonde, constituée de cellules graisseuses, organisées en lobules, séparées par des cloisons fibreuses et traversées par des vaisseaux. Il sert d'interface entre le derme et les structures mobiles situés au-dessous, comme les muscles et les tendons. Il protège également le corps des chocs physiques, des variations de température et fournit une réserve de lipides.

Des études ont montré que la peau est constituée de matériau non-homogène, anisotrope, non-linéaire, viscoélastique soumis à une précontrainte in vivo [2]. La peau peut ainsi être vue comme un matériau complexe dont la réponse dépend de très nombreux facteurs : l'âge, le sexe, la santé, l'alimentation, la zone du corps humain, ...

L'étude de cette réponse est d'une importance capitale dans de très nombreux domaines de la cosmétologie, de la chirurgie, de la médecine, ...

La détermination des propriétés mécaniques de la peau in vivo permet d'avoir des informations sur sa réponse aux sollicitations extérieures multiples qu'elle reçoit. De nombreux outils expérimentaux ont été développés pour contribuer à l'évaluation de ces propriétés mécaniques de la peau in vivo dans des conditions de mesures quantitatives, objectives et reproductibles. Mais des difficultés persistent au niveau expérimental car les différents dispositifs tendent à perturber l'état naturel de la peau in vivo avant l'essai [3], [4], [5], [6]. Pour dépasser ces contraintes, le dispositif d'indentation sans contact conçu et réalisé au LTDS permet d'appliquer un jet d'air pour indenter la peau sans la toucher et donc sans aucune perturbation avant essai [7].

Dans cette étude, nous proposons la caractérisation des paramètres mécaniques de la peau humaine in vivo par essai d'indentation sans contact. La peau est considérée comme un milieu stratifié à quatre couches. Chaque couche présente un matériau homogène isotrope non-linéaire viscoélastique. L'essai d'indentation sans contact consiste en l'application d'un jet d'air à la surface de la peau et en la mesure de l'enfoncement qui en résulte. Cet essai n'influence pas les mesures et il permet d'étudier le retour libre de la peau lorsque l'application du chargement extérieur est arrêtée. La simulation numérique de ces essais d'indentation sans contact utilise la méthode des éléments finis 3D couplée à une formulation en grandes déformations du modèle viscoélastique non-linéaire de Zener sous le logiciel Systus. Associée à une procédure inverse, ces simulations numériques donnent accès à des informations sur les caractéristiques mécaniques viscoélastiques de chaque couche de la peau humaine in vivo. Il est alors possible d'étudier l'effet du vieillissement en comparant les résultats trouvés pour des sujets d'âges différents.

2. Approche inverse

2.1. Modèle rhéologique

Le modèle rhéologique est un modèle viscoélastique non-linéaire : le modèle de Zener, composé d'un modèle de Maxwell et d'un ressort assemblés en parallèle (figure 1).

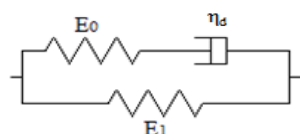


Figure 1 – Modèle de Zener

La loi de comportement de ce modèle [8], donnée par l'équation (1), est élaborée sous l'hypothèse d'un comportement élastique en série individuel de chacune des couches couplé en parallèle à un comportement visqueux d'ensemble de ces couches.

$$\overline{\overline{\sigma}} = \overline{\overline{\sigma^E}} + \overline{\overline{\sigma^V}} \quad (1)$$

avec $\overline{\overline{\sigma^E}}$ le tenseur des contraintes dans la branche élastique relié à la déformation élastique par la loi de Hooke $\overline{\overline{\sigma^E}} = E_1 \overline{\overline{\varepsilon^E}}$ où E_1 est le module d'Young de la branche élastique défini par $\frac{1}{E_1} = \frac{1}{E_{SC}} + \frac{1}{E_{VE}} + \frac{1}{E_{DE}} + \frac{1}{E_{HY}}$, E_{SC} , E_{VE} , E_{DE} et E_{HY} sont les modules d'Young respectivement du stratum corneum (SC), de l'épiderme viable (VE), du derme (DE) et de l'hypoderme (HY), $\overline{\overline{\sigma^V}}$ est le tenseur des contraintes dans la branche viscoélastique défini par $\overline{\overline{\sigma^V}} = \eta_d \left(\dot{e} - \frac{1}{3G^V} \dot{S^V} \right)$ où η_d est la constante de viscosité, G^V est le module de cisaillement, \dot{e} sont les composantes du déviateur de tenseur taux de déformation eulérien et $\dot{S^V}$ sont les composantes de déviateur des contraintes associées à la branche viscoélastique.

2.2. Indentation sans contact

L'appareillage utilisé pour les mesures d'indentation sans contact a fait l'objet d'un brevet par le Prof. H. Zahouani et son équipe du Laboratoire de Tribologie et Dynamique des Systèmes (LTDS). L'ensemble du dispositif et son schéma de principe sont représentés sur la figure 2. Ce dispositif permet les mesures sur certaines zones comme sur des peaux endommagées ou sensibles, qui nécessitent de ne pas entrer en contact avec le tissu afin d'éviter toute contamination ou altération. De plus la sollicitation sans contact permet de supprimer instantanément la contrainte appliquée et d'observer le retour libre de la peau sans qu'aucun élément extérieur n'influence les mesures.

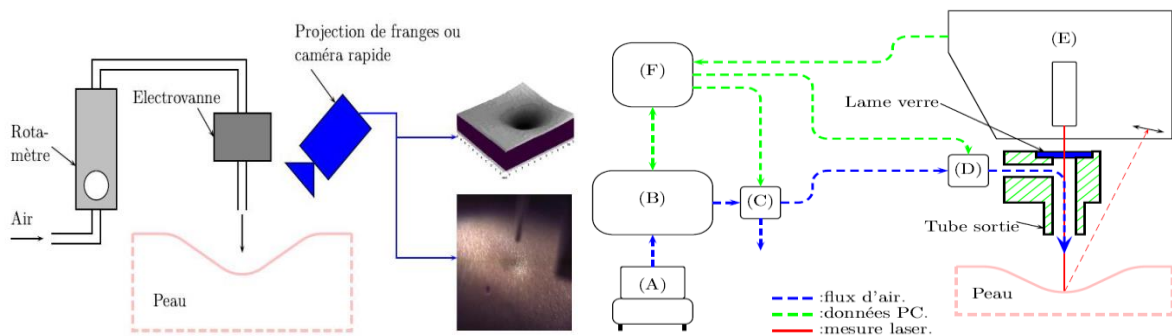


Figure 2 – Montage du dispositif expérimental d'indentation sans contact (gauche) - Schéma du principe du Tonoderm® (droite)

Un compresseur (A) fournit la source d'air comprimé nécessaire pour le système. La régulation de cet air comprimé se fait tout d'abord par deux détendeurs (non représentés) montés en série : ils convertissent la pression de 6 bars fournie par le compresseur à la pression de travail du régulateur qui est 4,5 bars. Le choix de deux détendeurs au lieu d'un est basé sur le fait qu'un tel montage permet de minimiser plus efficacement la variation de la pression de sortie suite à une variation de la pression

d'entrée. Le flux d'air est ensuite contrôlé par un régulateur de débit massique (B) avec une gamme de débit de 2 à 100N l/min (Litres Normalisés par minute). Cette unité est un débit volumique exprimé dans les conditions normales de pression P_N (Pa) et de température T_N (K) auxquelles correspond une masse volumique normalisée ρ_N (kg/Nm³) qui sont dans le cas de l'air : $T_N = 273.15K$, $P_N = 101325Pa$, $\rho_N = 1.293kg/Nm^3$. En sortie de ce régulateur sont disposées deux électrovannes, la première (C) permet de purger le circuit d'air avant un essai. La deuxième (D) est disposée juste avant le raccord de la sortie du jet. La sortie du flux d'air a un diamètre de 2 mm. La distance entre la sortie du flux d'air et la peau est de 10 mm et ce flux est appliqué sur la surface externe de la peau. La mesure de la flèche est effectuée par un capteur à triangulation laser (E) (LK-G82, Keyence). L'ensemble du système est piloté par un ordinateur (F) associé à une carte analogique /numérique 16bits (6221M, National Instruments).

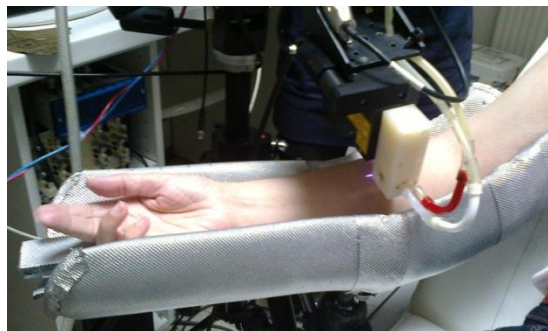


Figure 3 - Mise en place de l'avant-bras

Les résultats expérimentaux utilisés pour cette étude sont des essais d'indentation sans contact réalisés à force imposée sur un sujet jeune et un sujet âgé. La figure 4 représente la mise en place de l'avant-bras permettant de minimiser sa mobilisation le mieux possible. Ce type de test consiste à générer une tension de même forme que la force souhaitée qui sera convertie par le régulateur en un débit. L'indenteur applique le débit de 20 N l/min correspondant à cette force sur la surface de l'avant-bras. Puis l'indenteur maintient le chargement pendant un temps donné. Enfin la coupure instantanée de la sollicitation permet d'observer le retour libre de la peau. Les enregistrements réalisés permettent de tracer les courbes du chargement en fonction du temps et de l'enfoncement en fonction du temps (figure 4).

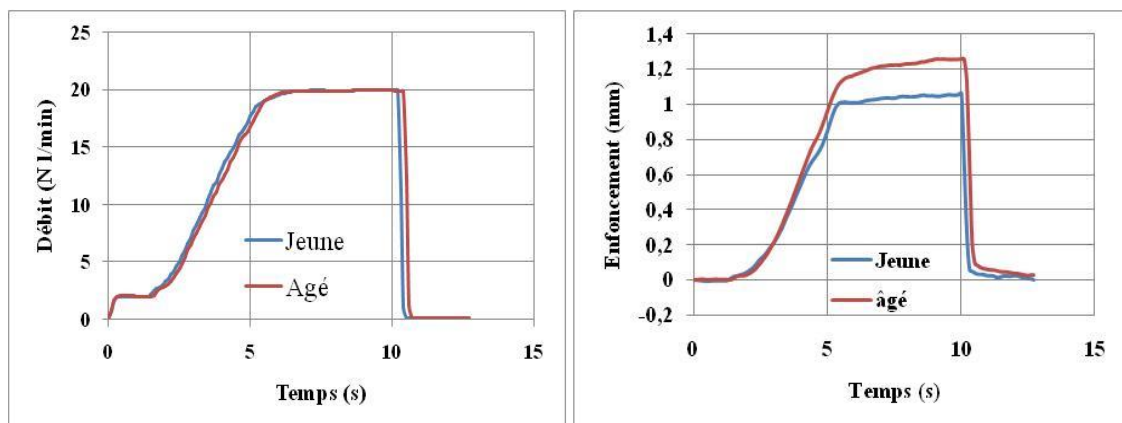


Figure 4 - Courbes expérimentales du chargement en fonction du temps (gauche) et de l'enfoncement en fonction du temps (droite) pour les sujets jeune et âgé

2.3. Modélisation et simulation numérique

La modélisation numérique 3D de la peau humaine in vivo est réalisée par la méthode des éléments finis à l'aide du logiciel SYSTUS®. Tous les calculs sont conduits sur le même maillage tridimensionnel (15 mm x 15 mm x 11,11 mm) présentant 4 couches superposées (stratum corneum : 0,01 mm, épiderme viable : 0,1 mm, derme : 1 mm et hypoderme : 10 mm) (figure 5).

Les conditions aux limites sont les suivantes : une pression imposée sur la surface supérieure représentant le chargement mécanique extérieur lors de l'essai d'indentation sans contact donné à la figure 13, les composantes de déplacement imposées nulles dans toutes les directions pour tous les nœuds de la surface inférieure extérieure, les composantes horizontales imposées nulles dans les deux directions horizontales pour toutes les surfaces verticales.

Le coefficient de Poisson est imposé identique pour toutes les couches et est pris égal à $\nu = 0,3$ [9].

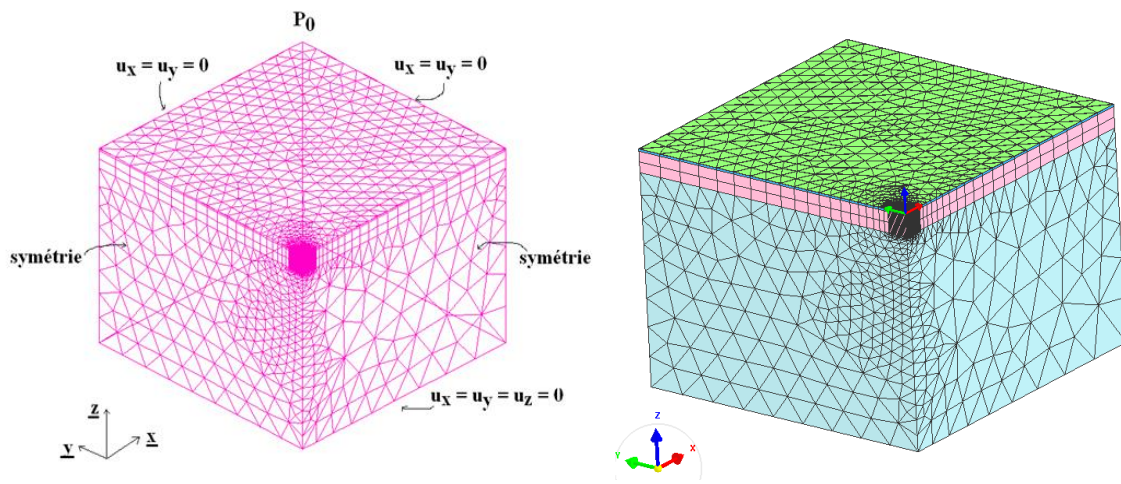


Figure 5 - Maillage tridimensionnel du modèle de peau humaine in vivo (droite) et conditions aux limites (gauche)

L'estimation par méthode inverse des paramètres matériels définissant les propriétés mécaniques des différentes couches de la peau des sujets jeune et âgé a été conduite sur les graphes donnés à la figure 4. La comparaison entre les courbes expérimentale et numérique de la composante verticale du déplacement en fonction du temps obtenues pour les sujets jeune et âgé et tracée pour le point central du jet d'air est présentée sur la figure 6. Il est à noter une très bonne concordance entre les deux courbes expérimentale (bleue) et numérique (violet) qui sont pratiquement confondues.

Les paramètres mécaniques estimés ici sont : le module d'Young E correspondant à chacune des couches de la peau, le module de cisaillement G_v et la constante de viscosité η_d (table 1).

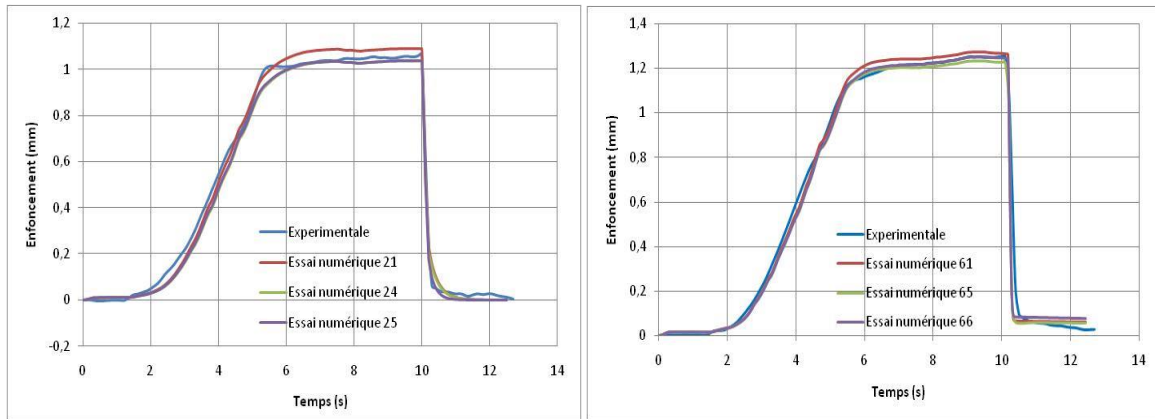


Figure 6 - Comparaison entre les courbes expérimentales et numériques de l'enfoncement en fonction du temps pour les sujets jeune (gauche) et âgé (droite)

Table 1 - Paramètres mécaniques numériques

	Sujet jeune				Sujet âgé			
	SC	VE	DE	HY	SC	VE	DE	HY
ν	0.3							
E (MPa)	14	0.06	0.05	0.002	5	0.03	0.02	0.002
E₁ (MPa)	0.00186				0.00171			
E₀ (MPa)	0.0026				0.00156			
G_v (MPa)	0.001				0.0006			
η_d (MPa.s)	0.0003				0.02			

3. Discussion

Par comparaison des modules d'Young des différentes couches, couche par couche, entre le sujet jeune et le sujet âgé, il apparaît que dans tous les cas, le module d'Young de la peau jeune est supérieur à celui de la peau âgée. Les modules d'Young ont tendance à diminuer avec l'âge.

Par contre la comparaison des constantes de viscosité montre que la viscosité de la peau augmente avec l'âge. Cela peut être lié à la physiologie de la peau qui varie considérablement avec l'âge. La peau jeune a un réseau dense de fibres de collagène et d'élastine du derme. Ce réseau crée une pré-tension dans cette couche et impose des tensions dans les autres couches : la couche cornée, l'épiderme viable et l'hypoderme. Ces tensions résistent à la charge externe appliquée. Tout au long de la vie, le réseau de fibres est confronté à d'importants changements dans la structure et dans la quantité de fibres (moins de collagène, altération de l'élastine). La pré-tension devient donc plus petite et la viscosité augmente. Ainsi, dans le cas du sujet âgé le réseau de fibres a généralement perdu une grande partie de sa résistance et par conséquent, la déflexion atteint 1,245 mm à la charge maximale appliquée, contrairement à la peau du sujet jeune pour laquelle l'enfoncement est de seulement 1,036 mm à la charge maximale.

4. Conclusion

Cette contribution a présenté la simulation numérique 3D à l'aide du logiciel SYSTUS® d'essais d'indentation sans contact conduit sur un sujet jeune et un sujet âgé in vivo pour un débit de 20 Nl/min en utilisant le modèle viscoélastique non-linéaire de Zener. La comparaison entre les données expérimentales et les résultats numériques obtenus ont permis l'estimation des paramètres mécaniques viscoélastiques pour chacune des couches de la peau.

Références

- [1] H.V. Tran, Caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine in vivo via l'IRM. Mechanics. Université de Technologie de Compiègne. French. <tel-00207740>, 2007.
- [2] A. Rochefort, Propriétés biomécaniques du stratum corneum : - Modélisation rhéologique – Application à la cosmetology, Thèse de Doctorat, Université de Franche-Comté – Besançon, 1986.
- [3] G. Boyer, J. Molimard, M. Ben Tkaya, H. Zahouani, M. Pericoi, S. Avril. Assessment of the in plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 27 (2013) 273 – 282, 2013.
- [4] A. Delalleau, G. Josse, J-M. Lagarde, H. Zahouani and J-M. Bergheau, A non linear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo. Skin Research and Technology, 14: 152-164, 2008.
- [5] Vescovo, P. Contribution à l'étude des propriétés mécaniques de la peau humaine, mise au point d'une méthodologie pour l'expérimentation ex vivo, conception et réalisation d'un dispositif d'essais en traction-compression in vivo. PHD thesis, Université de Franche-Comté. 2002.
- [6] K. Azzez, J-M. Bergheau, A. Dogui, H. Zahouani, M-A. Abellan, M. Chaabane. Contribution à l'étude du vieillissement de la peau humaine in vivo par simulations numériques d'essais d'indentation. CSMA 2015, 12 Colloque National en Calcul des Structures, Presqu'île de Giens (Var), 18-22 Mai 2015.
- [7] G. Boyer, Modélisation du comportement mécanique de la peau humaine in vivo : application au vieillissement et aux gestes du clinicien. Thèse de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, France, 2010.
- [8] ESI GROUP SYSTUS 2013, Manuel de Référence Analyse (Tome 4), chapitre 17 Lois de comportement – 17.5 Viscoélasticité – 17.5.4 Modèle Viscoélastique Non Linéaire, page 1246 – 1247 - 1248.
- [9] M-A. Abellan, H. Zahouani, E. Feulvarch, J-M. Bergheau, Modelling water and ion transport through damaged skin, 2nd Euro-Mediterranean Conference on Bioengineering and Biomaterials (EMCBB), July 4-6, Fez, Morocco, 2012.